

madsage
IRan Education
Research
NETwork
(IRERNET)

شبکه آموزشی - پژوهشی مادسیج
با هدف بیبود پیشرفت علمی
و دسترسی راحت به اطلاعات
بزرگ علمی ایران
ابعاد شده است

مادسیج

شبکه آموزشی - پژوهشی ایران

madsg.com
مادسیج





انتشارات دانشگاه فردوسی ، شماره ۵۸

مواد در ذندانپزشکی

دکتر بیین دخت صمیمی دکتر حمید یکوکاری

دانشیار گروه پروری

دانشیار گروه ترمیمی

دانشگاه ذندانپزشکی

اردیبهشت ۱۳۹۷ شاهنشاهی

مؤسسه چاپ و انتشارات دانشگاه فردوسی

ناشر : مؤسسه چاپ و انتشارات دانشگاه فردوسی
چاپ و صحافی : چاپخانه مؤسسه .
تاریخ انتشار : اردیبهشت ماه ۱۳۹۷ .
تعداد : یکهزارو پانصد نسخه
گلیه حقوق محفوظ است .

فهرست مطالب

صفحه	موضوع
۱	بخش اول
۱	مشخصات و خواص ماده
۹	آزمایشات مورد لزوم مواد دندانی
۲۱	کاربرد خواص فیزیکی مواد دندانی
۲۸	بخش دوم
۲۸	فلزات
۲۸	ساختمان فلزات
۳۳	تفییر فرم در فلزات
۳۶	اصلاح حرارتی فلزات
۳۸	آلیاژها
۴۱	انواع سیستم‌های آلیاژ دوتائی
۴۹	سخت کردن آلیاژها
۵۰	طلا و آلیاژهای آن در دندانپزشکی
۶۳	آلیاژهای اختصاصی پروتون پارسیل متحرک
۶۸	سیمهای مورد استفاده در دندانپزشکی
۷۴	لحیم‌های مورداستفاده در دندانپزشکی
۸۵	Tarnish - Corrosion

صفحه	موضوع
۹۱	بخش سوم
۹۳	مواد قالب‌گیری
۹۷	گچ قالب‌گیری
۱۰۰	مواد قالب‌گیری ترمoplastیک
۱۰۴	موم‌های قالب‌گیری
۱۰۶	خمیر قالب‌گیری اوژنل اکسید دوزنگ
۱۰۹	مواد قالب‌گیری الاستیک
۱۱۰	مواد قالب‌گیری هیدروکلوئید
۱۱۲	هیدروکلوئید برگشت‌ناپذیر
۱۱۹	هیدروکلوئید برگشت‌پذیر
۱۲۲	مواد قالب‌گیری لاستیکی
۱۲۹	بخش چهارم
۱۳۱	موم و مواد ترمoplastیک مشابه
۱۳۳	موم موردمصرف برای ساختن دندان مصنوعی
۱۳۴	موم‌های ورق مورداستفاده در کارهای ریختگی
۱۳۴	موم چسبنده
۱۳۴	موم اینله
	بخش پنجم
۱۴۳	مواد ریختگی
۱۴۵	مواد ریختگی برای آلیاژهای طلا
۱۵۴	مواد ریختگی برای آلیاژهای کرمکبالت

صفحه	موضوع
۱۶۰	بخش ششم
۱۶۰	موادی که درساختن پروترهای متحرک بکارمی رود
۱۶۶	انواع پلیمرهای مورداستفاده درساختن پروتر
۱۷۹	رژینهای آکریلیک که دراثر حرارت پلیمریزه می‌شوند
۱۸۶	رژینهای آکریلیک که بدون حرارت پلیمریزه می‌شوند
۱۸۸	ترمیم پروترهای آکریلیک
۱۹۵	مواد جداکننده
۱۹۶	مواد پاککننده پروتر
۱۹۹	بخش هفتم
۱۹۹	مواد پرکننده
۲۰۲	مواد کفبندی و عایقکننده
۲۱۷	سیمانهای مورداستفاده در پروتر ثابت
۲۲۹	مواد پرکننده دندانهای قدامی
۲۲۹	سیلیکات
۲۳۹	رژینهای ترمیمی
۲۴۷	کامپوزیتها
۲۵۳	آمالگام
۲۸۱	بخش هشتم
۲۸۱	چینی و مواد استعمال آن در دندانپزشکی
۲۹۴	چینی‌هایی که به فلزات اتصال می‌یابند

مقدمه

تدریس درس مواد دندانی در طی هشت سال گذشته در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه فردوسی مؤلّفین این کتاب را برآن داشت که با کسب تجارت علمی و نظری در این رشته که بجرأت می‌توان گفت از نظر علمی و تکنیکی پایه و اساس بخش بزرگی از علم دندانپزشکی نوین را در بر می‌گیرد اقدام به چنین کاری بنمایند. امروزه بدون شناخت مواد و روش کاربرد آنها عملاً نمی‌توان ترمیمهای و معالجات دندانی را صحیح و باموقعت بانجام رساند.

در این کتاب که برداشتی است از کتب متعدد و جدید مواد دندانی موجود در کشورهای انگلیسی زبان و مقالات و تحقیقات جدیدی که توسط محققین این رشته انجام پذیرفته سعی شده است که کلیه موادی که امروزه بطریقی در دندانپزشکی مورد مصرف قرار می‌گیرد درباره‌شان سخن بیان آید. با این توضیح که بخش‌هایی که مستقیماً با علومی مانند فیزیک، شیمی و مکانیک ارتباط دارد تاحدامکان خلاصه شده و جنبه‌های عملی و تکنیکی آن بیشتر مورد بحث قرار گیرد تا در عین حال کسالت آور نباشد.

چون این کتاب اولین تجربه می‌باشد مطمئن‌آخالی از عیوب نیست ولی بهر حال با کمبودی که در زمینه کتب فارسی در رشته‌های مختلف دندانپزشکی در کشور ما وجود دارد شاید وسیله‌ای باشد برای راهنمائی

وآموزش دانشجویان دندانپزشکی و دندانپزشکانی که مایلند خود را با کارهای جدیدی که در این زمینه انجام می‌گیرد آشنا سازند، همچنین می‌تواند برای تکنیسین‌هایی که در لابراتوار با نواقص و مشکلاتی روبرو می‌شوند مفید واقع گردد.

در نوشتن این کتاب مآخذ و منابع بسیاری مورد مطالعه قرار گرفته است همان‌طور که ذکر گردید نظر این بوده است که از ذکر جزئیات تاحدی که به‌مفهوم مطالب لطمه وارد نگردد اجتناب شود بنابراین در صورتی که خوانندگان مایل باشند در زمینه‌های مختلف اطلاعات بیشتر و عمیق‌تری کسب نمایند فهرست منابع و مآخذ باذکر شماره‌آنها در متن و پایان هر بخش مشخص گردیده که می‌تواند در این زمینه کمک مؤثری باشد.

دکتر بهمن دخت‌صمیمی - دکتر حمید نیکوکاری

بخش اول

مشخصات و خواص ماده

بطورکلی برای مطالعه مواد دندانی نیاز به شناخت ساختمان ماده می‌باشد، زیرا تمام موادی که بنحوی در دندانپزشکی مورد مصرف قرار می‌گیرد از اتم ساخته شده و چون واکنش‌های شیمیائی و فیزیکی مجموعه اتمی در تعیین و تغییر مشخصات خواص مواد مؤثر می‌باشد لذا توضیح ویژادآوری کوتاهی در زمینه تئوری اتمی می‌تواند تا حدودی در این بررسی کمک نماید.^۱

جزئیات ساختمان داخلی جامدات در خواص مختلف آن تأثیر دارد و آگاهی به نیروهایی که باعث جذب و دفع اتم‌ها و ملکول‌های یک ماده می‌گردد و همین طور مقاومتی که ماده در مقابل تغییر شکل نشان می‌دهد بسیار مهم می‌باشد. در مایعات هیچ گونه رابطه مشخص و یا حداقل رابطه نسبتاً مشخصی بین اتم‌های متشکله آن موجود نیست. نیروی کشش بین اتم‌های یک مایع بمراتب کمتر از جامدات است به این جهت مایعات براحتی جریان می‌باشد هر قدر درجه حرارت مایع بالا رود از تعداد اتم‌هایی که بیکدیگر اتصال دارند کاسته می‌شود و بتدریج اتم‌ها آزاد شده و بصورت گاز خارج می‌گردند.

از طرف دیگر جامدات دارای ساختمان داخلی متفاوتی هستند بطوری که ممکن است از یک حالت کاملاً بی‌شکل تا یک ساختمان منظم کریستالی دیده شوند. بطور مثال شیشه دارای ساختمان غیر یکنواختی می‌باشد در صورتی که فلزات در حالت جامد دارای ساختمان منظمی می‌باشند.

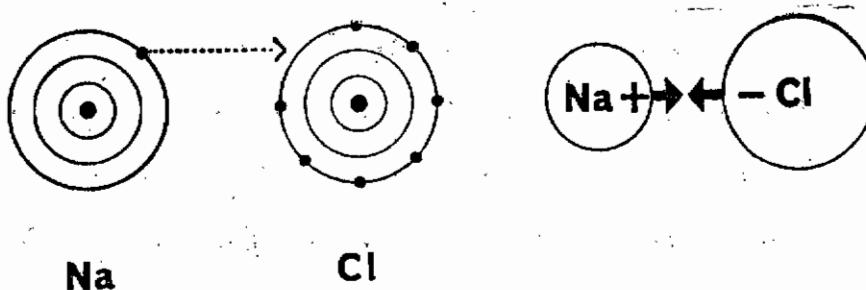
قدرت جذب اتم‌ها و ملکول‌های مواد مختلف را بدوسته تقسیم کرده‌اند

- ۱- اتصال‌های قوی یا اولیه
- ۲- اتصال‌های ضعیف یا ثانویه.

اتصال‌های اولیه

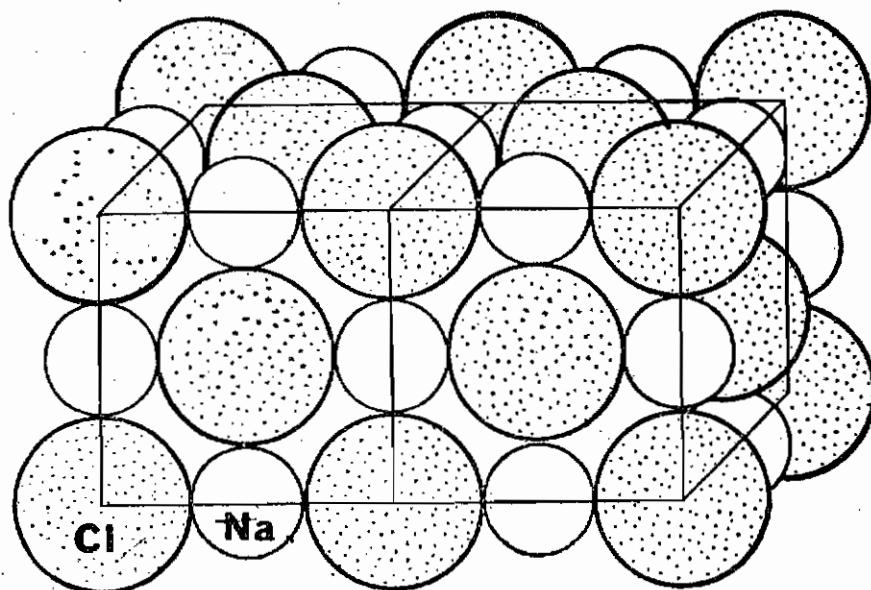
اتصال یونی

بعضی اتم‌ها به آسانی الکترون والانس خود را از دست می‌دهند و بصورت یون مثبت در می‌آیند، همین‌طور بعضی اتم‌ها این الکترون را قبول کرده تعداد الکترون‌های مدار خارجی خود را کامل می‌کنند و بصورت یون منفی در می‌آیند (شکل ۱)، در نتیجه هر دو اتم با باتگردیده و کمتر فعال می‌باشند. این اتصال بین یون مثبت و همه یون‌های منفی اطرافش انجام می‌گیرد و در واقع یک شبکه نسبتاً قوی از نظر نیروی جذب بین اتم‌ها ایجاد می‌گردد.



شکل ۱- اتصال یونی . انتقال الکترون از Na به Cl سبب تشکیل یون‌های مثبت و منفی می‌شود .

مثال مشخص این نوع اتصال NaCl می‌باشد که بصورت بلورهای مکعبی ساده وجود دارد (شکل ۲).



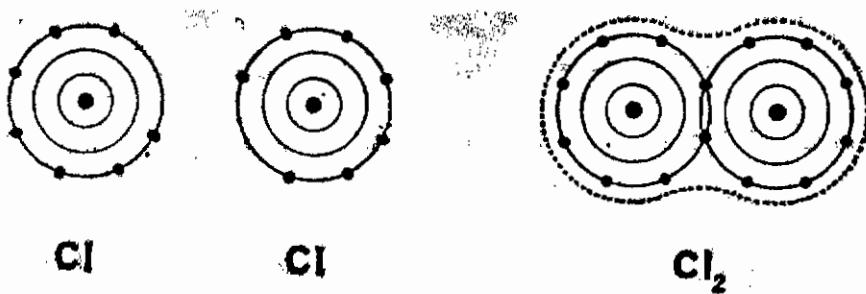
شکل ۲ - NaCl space - lattice ساده

طرز قرار گرفتن سه بعدی اتمها را در یک گریستال space-lattice می‌نامند و یک space-lattice اصولاً از یک نمونه اتمی کوچک بنام unitcell ساخته می‌شود که به تعداد زیاد در سه بعد تکرار می‌شوند. این مواد گریستالی با اتصال یونی آشنا شکننده می‌باشند و اگر در مقابل فشارهای وارده نتوانند مقاومت کنند به آسانی شکسته و خرد می‌شوند و بعثت ثبات یونی از لحاظ واکنش شیمیائی غیرفعال هستند.

1. اتصال COVALENT

بعضی مواقع یک اتم با مشترک شدن الکترون‌هایش با اتم‌های دیگر و ایجاد یک ملکول مستقل وضع باثباتی پیدا می‌کند. مانند دواتم کلر که با

اشتراك دوالكترون بايکديگر الكترون های مدار خارجي را تكميل کرده و بصورت ملکول بائيات Cl_2 درمی آيد (شكل ۳). اين اتصال که بنام covalent ناميده می شود بيشتر در شيمي مورد استفاده دارد و يك از قوي ترین اتصالات می باشد. احتمالا بهترین مثال در اين مورد الماس می باشد که غبار تست از اتم های خالص کربن که بصورت space-lattice های مکعبی قرار گرفته اند، باين ترتيب که هر اتم کربن چهار الكترون مدار خارجيش با چهار الكترون اتم های اطرافش مشترك می باشد باين جهت از نظر ساختمانی بسيار سخت می باشد و در مقابل مواد شيميايی و حرارت بسيار مقاوم است. البته تمام مواد بالاتصال covalent داراي چنین خواصی نیستند زيرا ممکن است اتصال فقط بين ملکول باشد نه بين ملکول ها و اتم ها و چون اين اتصال بطور يکنواخت در تمام اجزاء ساختمانی ماده وجود ندارد بنابراین سختی واستحکام آن کم می شود.



شكل ۳ - اتصال covalent اشتراك دوالكترون های خارجي
اتصال فلزي

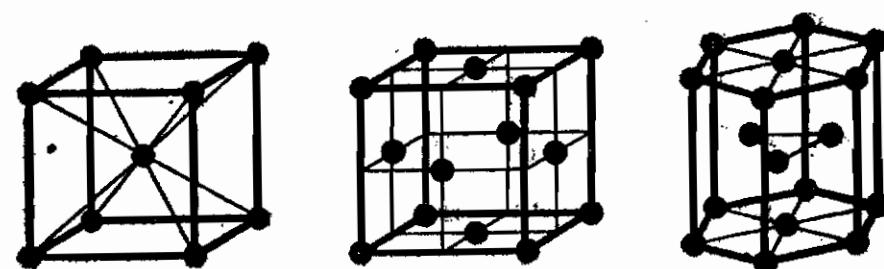
در اين نوع اتصال الكترون والانس هميشه متعلق به يك اتم مشخصى نمی باشد بلکه در ايجاد يك مجموعه الكتروني شركت می کند و یون های مشبت باز دستدادن اين الكترون ها ايجاد می شوند و يك نيروي جذب و اتصال بسيار قوي در اجزاء فلز بوجود می آورد. باين جهت است که بطور کلى فلزات در عین استحکام زياد خاصيت هدایت حرارت والكتريسيته دارند.

زیرا دارای الکترون‌هایی است که آزادانه حرکت می‌کنند. نزدیکی اتم‌های فلزات و تعداد زیاد آنها در یک حجم مشخص باعث شده است که فلزات دارای تراکم بیشتری نسبت به غیر فلزات باشند. شکل فلزات با تغییر در طرز قرارگرفتن اتم‌ها در فضا بصورت الاستیکی و هم‌چنین با حرکت یک لایه از اتم‌ها نسبت به لایه‌های دیگر به صورت پلاستیکی تغییر می‌کند.

اتم‌های فلزات مختلف در وضعیت‌های متفاوتی بهلوی یکدیگر قرار می‌گیرند بین جهت فلزات دارای خواص متفاوتی هستند. اغلب فلزاتی که در دندانپیزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند دارای فرم space lattice مکعبی هستند. در بعضی موارد واحد مکعبی ممکن است دارای یک اتم در هر یک از گوش‌های هشت گانه بوده و یک اتم هم در مرکز مکعب قرار داشته باشد که بنام body-centred lattice نامیده می‌شود.

ممکن است بصورت مکعبی باشد که در هر یک از گوش‌های یک اتم و در مرکز هر یک از شش سطح مکعب یک اتم قرار داشته باشد که بنام face-centred lattice نامیده می‌شود. وبالاخره حالت سوم که بنام close-packed hexagonal نامیده می‌شود و بشکل منشور مسدس القاعده

می‌باشد (شکل ۴)



a— Body - centred
b— Face - centred
c— Close - packed hexagonal

شکل ۴ - انواع

در فرم face-centred lattice سطوح و مسیرهای مختلفی وجود دارد که اتم‌ها می‌توانند به آسانی روی یکدیگر بالغزند این نوع lattice فرم اختصاصی قُزاتی مانند نقره، طلا و مس می‌باشند که به آسانی می‌توان بدون ایجاد ترک و گسیختگی آنها را به اشکال مختلف درآورد.

نوع اول نسبت به سایر انواع سخت‌تر می‌باشد و نوع سوم در مقابل تغییر شکل و فرم مقاوم است. جدول زیر فرم space-lattice فلزات مختلف را نشان می‌دهد.

Face - centred cubic *Body - centred cubic* *Close - packed hexagonal*

سرب	کرم	کادمیوم
نیکل	آهن	کبالت
پالادیوم	مولیبدن	منگنز
رادیوم	تنتالوم	روی
آلومینیوم	تنگستن	
مس	وانادیوم	
طلا		
نقره		
ایریدیوم		

اتصال ثانویه

نوع دیگر اتصال مولکول‌ها که ضعیفتر از نوع اول می‌باشد بنام اتصال ثانویه نامیده می‌شود. این نوع اتصال درواقع کشنشی است بین اتم‌ها یا ملکول‌ها که دارای ماهیت شیمیائی نیستند بلکه بیشتر بصورت یک اتصال فیزیکی است که بنام‌های اتصال dipole bond; Van der Waals و اتصال هیدروژنی نیز گفته شده است.

STRESS - STRAIN

در موادی که دارای ساختمان کریستالی می‌باشند مانند فلزات نیز و هائی که قادر به ایجاد لفس در سطوح اتمی نیستند در اثر کم وزن داشتن فو اصل بین اتم‌های مجاور باعث تغییر شکل lattice-space می‌شوند. هر عاملی که سبب تغییر در این فو اصل گردد با مقاومت شدید اتصال اولیه موجود بین اتم‌های مواجه می‌شود و این کیفیت مشابه آنست که تصور کنیم اتم‌ها بوسیله فنر یکدیگر اتصال یافته‌اند و آنها را می‌توان بیکدیگر فشرد و یا از یکدیگر باز کرد. حرکت اتم‌ها سبب ایجاد کشش در فنرها می‌شود و پس از برداشتن فشار کشش ایجاد شده سبب برگشت اتم‌ها به حالت اول می‌گردد.

در مواد بی‌شکل که ساختمان ملکولی بصورت اتصال ثانویه (که دارای قدرت کشش کمتری است) می‌باشد بایکار بردن فشار همین کیفیت ایجاد می‌شود و در مقابل تغییر شکل مقاومت می‌کند.

فشار وارد به یک ماده بمنظور ایجاد تغییر شکل، در آن ماده تولید

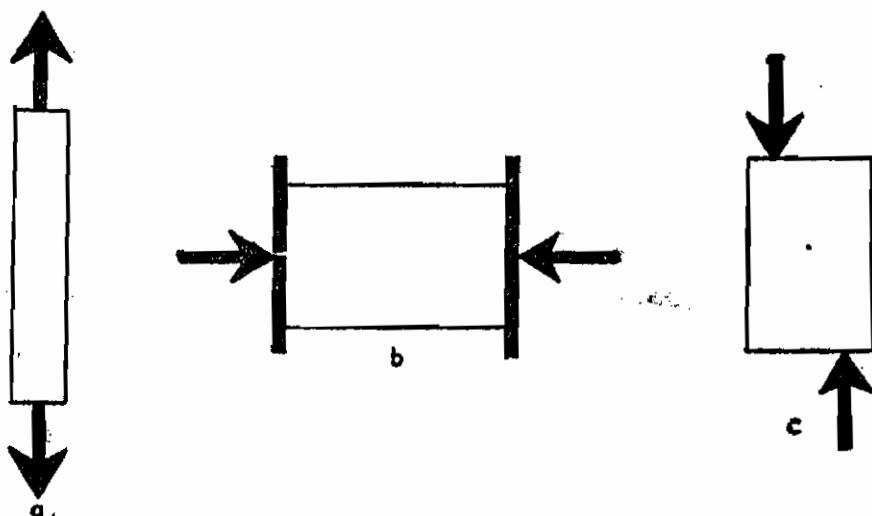
عکس العمل متقابلی می‌کند که این نیرو و بنام stress نامیده می‌شود . در حالت تعادل این نیرو برابر فشار وارد می‌باشد، با این جهت معمولاً برای اندازه‌گیری stress امقدار فشار وارد بروآحد سطح را ملاک عمل قرار می‌دهند . محل وارد شدن فشار وارد بروآحد در موقع اندازه‌گیری بایستی مشخص بوده و هم‌چنین جهت آن نیز برمقطع عرضی ماده عمود باشد . واحد stress کیلوگرم برمیلی‌متر یا سانتی‌متر مربع جسم می‌باشد .

STRAIN

این کیفیت عبارتست از نسبت تغییرات حجمی ثانویه جسم به وضعیت اولیه آن و معمولاً درجهٔتی که این تغییرات ایجاد می‌شود اندازه‌گیری می‌گردد.

انواع STRESS , STRAIN

فشار ممکن است از طرق مختلف به یک جسم دارد شود ، برای سهولت در فهم مطالب سه نوع آن شرح داده می‌شود . اگر فشارهای کششی بدو انتهای جسم وارد شود آنرا tensile stress گویند و باعث افزایش طول جسم می‌شود که آنرا tensile strain می‌خوانند (شکل ۵) بر عکس اگر جهت فشارهای وارد در دو انتهای جسم سبب فشردن آن شود compressive stress نامیده می‌شود و کاهش طول آنرا compressive strain گویند (شکل ۵) سومین نوع shear stress است که در این حالت فشارها در دو طرف جسم وارد شده ولی در مقابل هم نیستند این نوع stress هایین طبقه داخلی و خارجی اجسام در حالت تاب دادن آن ایجاد می‌شود (شکل ۵) . با وجود



شکل ۵ - انواع stress

آنکه سه مثال فوق کیفیت سه نوع stress را روشن می‌سازد باید بخاطر داشت که هیچ کدام از این مثالها قادر نیستند stress های داخلی را که در اجسام مختلف ایجاد می‌شود توجیه نمایند مثلا در صورتی که یک تکه سیم را در تحت tensil stress قرار دهیم بعضی از اتم‌های آن به لایه مجاور لفزیده و درنتیجه سیم طویل می‌شود این کیفیت در نتیجه shear stress حاصل می‌گردد در حالی که در لایه خارجی اتم‌ها بطرف داخل حرکت کرده و سیم نازک می‌شود. این کیفیت در اثر compressive stress ایجاد می‌شود.

آزمایشات مورد لزوم مواد دندانی

در آزمایشاتی که بمنظور تعیین خواص مواد دندانی انجام می‌شود معمولا خواص مورد نظر مستقل از بررسی قرار می‌گیرد. مشخصات مورد بررسی به سه گروه تقسیم می‌شوند.

گروه اول

(مقاومت در مقابل کشش) Tensile Strength

خاصیت الاستیکی (Elasticity)

(قابلیت تطویل) Ductility

(چکش خواری) Malleability

(مقاومت در مقابل فشارهای عر غنی) Transverse Strength

(سختی) Hardness

مقاومت در مقابل سائیدگی

(پخش شدن و جریان یافتن ماده) Flow

گروه دوم

انبساط یا انقباض حرارتی

(تراکم) Density

قابلیت هدایت حرارت یا الکتریسته

گروه سوم

سهولت کاربرد در دهان یا لبراتوار

انبساط یا انقباض بعد از سخت شدن

ثابت بودن شکل و رنگ

اثر بر روی انساج زنده

خواص مندرج در اولین گروه سالهای متتمادی توسط فلزشناسان

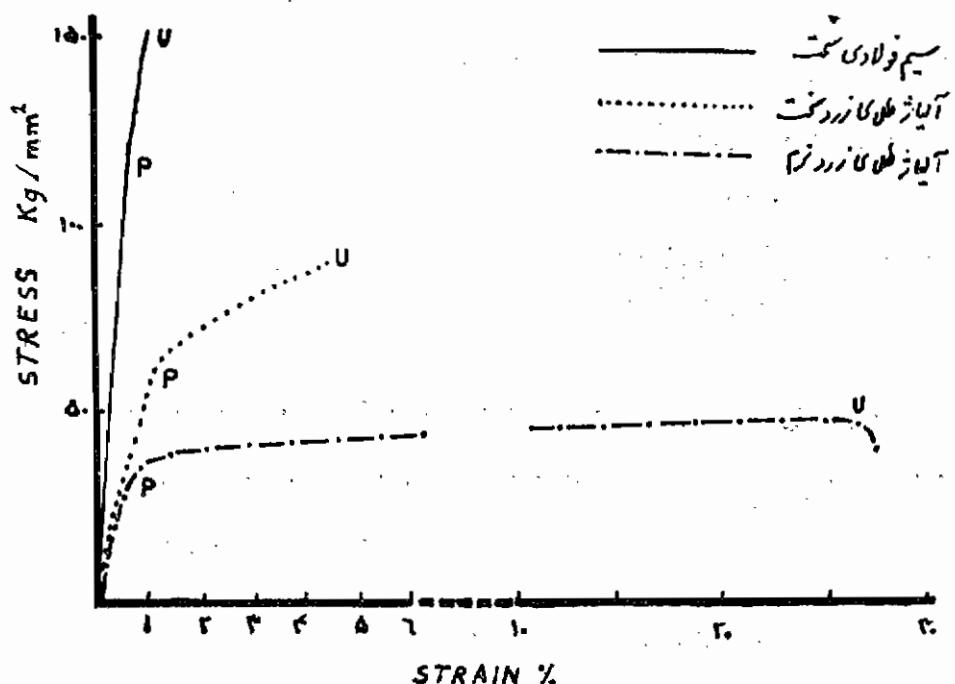
و مهندسین مختلف مورد بررسی بوده است و می توان عیناً همان روش ها

را به مقیاس کوچکتر در مورد مواد دندانی استفاده کرد. این آزمایشات

بیشتر در مورد مواد فلزی انجام می گیرد.

TENSILE STRENGTH

tensile strength یک ماده را در مقابل فشارهای کششی مقاومت می نامند . معمولا برای آزمایش سیم یا نواری را از ماده مورد نظر تهیه نموده و دو طرف آن را بدستگاه منحصوص اندازه گیری فشار وصل کرده با زیاد کردن فشار مقدار تطویل سیم مورد نظر اندازه گیری شده و ارقام بدست آمده را روی کاغذ مدرج رسم کرده منحنی stress - strain بدل است می آید (شکل ۶) . او این قسمت منحنی صعودی است بدین ترتیب که



شکل ۶ - منحنی Stress - strains.

فشارهای وارد و تطویل بیک نسبت افزایش می یابند در نقطه P خط مستقیم انحنای پیدا می کند و این دلیل برآئیست که فشار وارد با تطویل تناسبی ندارد و این نقطه را proportional limit آن ماده می نامند . در این

حالت اگر فشار برداشته شود جسم به حالت اولیه بر می‌گردد ولی بعد از این نقطه اگر فشار بیشتری وارد شود ماده برای همیشه تغییر شکل پیدا می‌نماید که آنرا elastic limit آن جسم می‌نامند. منتهای فشاری که جسم می‌تواند تحمل نماید ultimate tensile strength نامیده می‌شود (نقطه U) و بعد از آن ماده مورد آزمایش پاره و گسیخته می‌شود.

COMPRESSIVE STRENGTH

مقاومت یک ماده را در مقابل فشارهای وارد بر آن compressive strength می‌نامند و برای آزمایش مقاومت نمونه تهیه شده را در ماشین اندازه‌گیری تحت فشار قرار می‌دهند، این آزمایش معمولاً در موردمواد شکننده مانند گچ و سمان‌های دندانپزشکی انجام می‌شود. از آنجائی که انصال این مواد بدستگاه مشکل است نمونه مورد ازوم را بشکل استوانه تهیه می‌کنند که دوسر آن بین دو صفحه دستگاه مورد نظر تحت فشار قرار می‌گیرد.

مقدار فشار وارد و کاهش طول نمونه در روی کاغذ مدرج رسم می‌گردد وحدات فشاری را که جسم قبل از خردشدن می‌تواند تحمل نماید آن compressive strength گویند.

MODULUS OF ELASTICITY (ضریب الاستیسیتی)

ضریب الاستیسیتی هر ماده عبارت از خارج قسمت stress/strain در فشاری پائین تر از proportional limit آن جسم که بنام Young's Modulus نیز نامیده می‌شود. بنابراین هر جسمی که در تحت فشار سریع‌تر تغییر شکل دهد دارای ضریب الاستیسیتی کمتری خواهد بود و بالعکس ماده‌ای

که در مقابل فشارهای وارد بسختی مقاومت کند دارای ضریب الاستیستیته بیشتری است.

RESILIENCY - FLEXIBILITY

این اصطلاح معمولاً به خاصیت فنری جسم اطلاق می‌شود و بطور کلی resiliency هر ماده عبارتست از قابلیت جذب فشارهای وارد بمقدار کمتر از proportional limit آن جسم. هر قدر جسم بیشتر resilient باشد سخت تر است و ضریب الاستیستیته آن بالاتر می‌باشد. به موادی اطلاق می‌شود که با وارد کردن فشار مختصر flexible تغییر شکل قابل توجهی پیدا نماید. این مواد دارای ضریب الاستیستیته کم و proportional limit زیاد می‌باشند.

قابلیت تطویل

بعضی مواقع لازم است فلزات و یا آلیاژ فلزی را بصورت مفتول درآورد که البته می‌توان بوسیله ریختن فلز این کار انجام شود و یا اینکه بوسیله دستگاهی که برای این منظور بکار می‌رود بصورت سیم درآورد البته این دستگاه قادر است سیم‌های باقطرهای دلخواه تهیه کند. این خاصیت مفتول شدن فلزات را ductility گویند به این معنا که هر قدر فلزی قابلیت مفتول شدن بیشتری داشته باشد و بصورت سیم‌های نازک‌تری درآید بدون آنکه گسیخته شود دارای قابلیت تطویل بیشتری است. قابلیت تطویل فلزات با tensile strength آن رابطه مستقیم دارد.

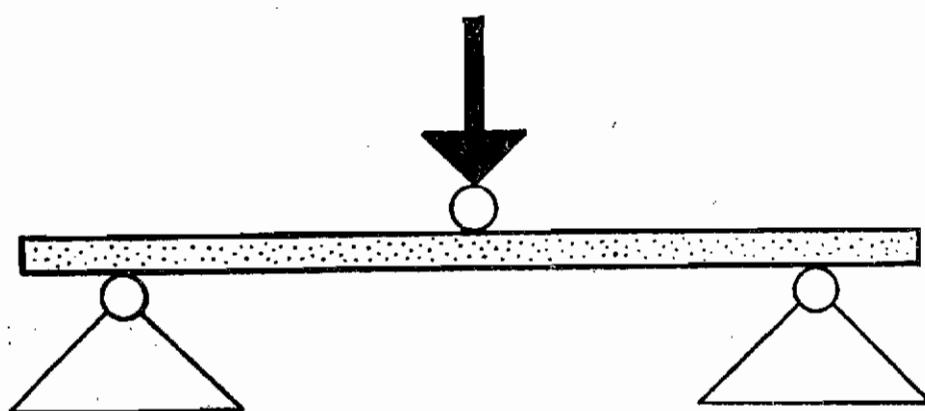
قابلیت چکش خواری

بسیاری از فلزات قابلیت چکش خواری داشته و می‌توان آنها رابطه

صورت صفحات نازک درآورد . قابلیت چکش خواری و تطویل نیز با یکدیگر رابطه بسیار نزدیک دارند .

TRANSVERSE STRENGTH یا FLEXURE STRENGTH

مقدار فشاری را که جسمی از دو انتهای بر روی پایه قرار گرفته است می‌تواند تحمل کند تا از هم گسیخته شود transverse - strength گویند (شکل ۷) .



شکل ۷ آزمایش فشارهای عرضی

IMPACT STRENGTH (مقاومت در مقابل فشارهای ناگهانی)

بسیاری از مواد می‌توانند فشارهای قابل توجهی را بصورت تدریجی تحمل کنند ولی در اثر فشار ناگهانی خرد می‌شوند . مقاومت در مقابل این نوع فشارها را impact strength گویند . برای اندازه‌گیری این نوع مقاومت از دستگاه‌های مخصوصی که قادر است ضربات ناگهانی با شدت‌های متفاوت وارد کند استفاده می‌شود .

FATIGUE STRENGTH

این خاصیت مقاومتی است که مواد در مقابل تغییر فرم در تحت استرس‌های کم برای مدت نسبتاً طولانی از خودنشان می‌دهند. در کلیه آزمایشات فوق باستثناء آزمایشی که در مورد impact strength انجام می‌شود فشارهای وارده تدریجی است در واقع خردشدن و شکستن مواد در تحت استرس‌های مداوم و تدریجی انجام می‌گیرد. تمرکز استرس‌ها بخصوص در زوایای تیز و فرورفتگی زاویه‌دار شدیدتر می‌باشد. آزمایش مواد برای تعیین fatigue strength در مقابل فشارهای مختصر و مداوم اهمیت بخصوصی دارد این نوع آزمایشات به کمک ماشین‌هایی که فشارهای مختصر و مداوم با فواصل طولانی معین به مواد وارد می‌کنند انجام می‌شود.

سختی (HARDNESS)

سختی مواد به کمک آزمایش خراشیدن و یا ایجاد فرورفتگی در اثر وزنه‌های سنگین انجام می‌گیرد و برای این منظور از روش‌های زیر استفاده می‌شود ۲۰۴۰.

۱- دستگاه BRINELL بوسیله این دستگاه که دارای میله‌های فولادی با قطرهای مختلفی که انتهای آنها کروی شکل می‌باشد تشکیل شده است مبلغ دستگاه را بر روی سطح صاف ماده مورد آزمایش قرار داده و فشار معینی بر آن وارد می‌کنند. فرورفتگی حاصل در روی ماده مورد آزمایش شماره سختی آن را مشخص می‌کند (B. H. N.) هر قدر عدد Brinell گستر باشد نشانه نرم بودن آن ماده است. عیب اندازه‌گیری با این دستگاه بیشتر در مورد مواد لاستیکی می‌باشد که بعداز مدت کوتاهی محل فرورفتگی

بعایت خاصیت الاستیکی ماده مورد نظر ازین می‌رود . علاوه بر این اجسام سخت و شکننده در اثر فشار نوک میله فولادی خرد می‌شوند ضمناً میله فولادی پس از مدتی مصرف بتدریج تغییر شکل یافته و نتیجه حاصله دقیق نخواهد بود (شکل ۸۲).

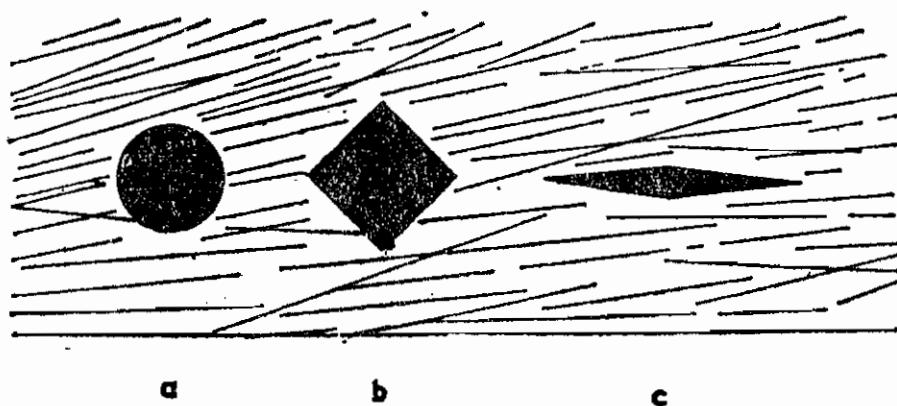
۲ - دستگاه VICKERS

در این دستگاه میله از جنس الماس بوده و دارای تراش برلیان با سطح مقطع مربع می‌باشد بطوری که در اثر فشردن این میله بر روی سطح ماده مورد آزمایش فرورفتگی ایجاد می‌شود که حدود خارجی آن بشکل مربع می‌باشد . بالاندازه گیری سطح ایجاد شده و تقسیم آن بر مقدار فشار وارد شماره سختی Vickers بدست می‌آید (شکل ۸۳).

۳ - دستگاه KNOOP

اصول ساختمان این دستگاه مانند دستگاه Vickers می‌باشد با این تفاوت که میله الماسی آن دارای سطح مقطع لوزی می‌باشد و تفاوت طول قطر بزرگ آن نسبت بقطر کوچک خیلی زیاد است بطوری که بر روی ماده مورد آزمایش فرورفتگی با حدود یک لوزی بلند و کم عرض ایجاد می‌کند . در این روش بجای اندازه گیری سطح ایجاد شده، سطح لوزی ایجاد شده بدون در نظر گرفتن عمق آن اندازه گیری شده و تقسیم بر مقدار فشاری که بکار رفته است می‌گردد و شماره سختی Knoop بدست می‌آید . (شکل ۸۴)

مزیت این روش برسایر دستگاهها این است که چون سطح مقطع میله الماس بشکل لوزی بلند و کم عرض می‌باشد پس از فشردن آن بر روی سطح ماده مورد آزمایش حداقل جابجائی را در ماده بوجود می‌آورد



شکل ۸- فرورفتگیهای حاصل در آزمایشات اندازه‌گیری سختی اجسام

a— Brinell

b— Vickers

c— Knoop

در واقع مقدار stress آزاد شده پس از برداشتن فشار به حداقل می‌رسد و در نتیجه شکل فرورفتگی حاصل دقیق‌تر از دو فرم مربعی و دایره‌ای دو روش دیگر فوق الذکر می‌باشد . ضمناً این دستگاه برای اجسامی که قابلیت تطویل و چکش‌خواری ندارند مانند چینی و یاسمان‌ها کاربرد بہتری دارد .

اندازه‌گیری مقاومت مواد در مقابل خراشیدگی

برای این منظور از دستگاهی استفاده می‌شود که دارای سوزن نوک تیز الاماسی است و این سوزن را در تحت فشار معینی بر روی سطح صاف ماده مورد آزمایش می‌کشند و بر حسب عمق و عرض شیار ایجاد شده در جهه سختی را اندازه‌گیری می‌کنند .

مقاومت در مقابل سائیدگی

تجربیات متعدد ثابت نموده است که مقاومت اجسام در مقابل سائیدگی همیشه رابطه مستقیم با سختی جسم ندارد و گاهی بعضی از اجسام با شماره سختی بسیار بالا مقاومت قابل ملاحظه‌ای در مقابل سائیدگی نشان نمی‌دهند. برای اندازه‌گیری مقاومت مواد در مقابل سائیدگی آنها را با دیسک‌های ساینده چرخان بمدت معین سائیده و فروفتگی حاصل را اندازه‌گیری نموده و یا ذرات مواد سائیده شده را جمع آوری کرده وزن می‌نمایند.

FLOW

اگر ماده‌ای بعلت فشار وارد بر آن و یا تحت تاثیر وزن خود تغییر شکل پیدا نماید آن ماده دارای flow می‌باشد. در مورد اجسام بی‌شکل بیشتر از مواد کریستالیزه وجود دارد. با وجود این تمام مواد کم و بیش دارای flow می‌باشند. این کیفیت با زمان و مقدار فشار وارد بر ماده و همین‌طور حرارت جسم در موقع اندازه‌گیری رابطه متناسبی دارد. بسیاری از مواد بدون فشار و در حرارت عادی نیز دارای flow قابل ملاحظه‌ای هستند. ساده‌ترین روش برای اندازه‌گیری مقدار flow اندازه‌گیری نقصان طولی استوانه‌ای با ابعاد معین از ماده در زمان مشخص است.

EDGE STRENGTH

این کیفیت عبارت از مقاومت از ماده پرکننده در مجاورت دیواره‌های مینائی می‌باشد. این خاصیت را نمی‌توان با روشن‌های معمول اندازه‌گیری نمود و تا حدودی بستگی به قابلیت تطویل و چکش خواری ماده پرکننده دارد.

انبساط حرارتی

فلزات بادرجه ذوب زیاد معمولاً در حین گرم شدن ببابلا رفتن درجه حرارت انبساط پیدا می‌کنند و همین طور در اثر سردشدن انقباض می‌یابند . فلزات و آلیاژهای فلزی دارای ضریب انبساط حرارتی ثابتی هستند و در مقایسه با غیرفلزات این تغییرات بمراتب کمتر می‌باشد . در صورتی که پلاستیک‌ها و مواد هادارای تغییرات حجمی قابل ملاحظه‌ای هستند . تغییرات حجمی که در اثر تبدیل حالت مایع به جامد ایجاد می‌شود همیشه با کاهش حجم همراه نیست برای مثال انبساط قابل ملاحظه‌آب در موقع تبدیل شدن به یخ را می‌توان ذکر کرد .

اندازه‌گیری انبساط مواد مختلف در درجات حرارت بالا بسیار مشکل می‌باشد زیرا اندازه‌گیری نمونه ماده مورد نظر بایستی در کوره درسته انجام گیرد و از طرف دیگر اندازه‌گیری انبساط خطی بكمک متصل کردن دو میله کوارتز به دو دیواره کوره و تماس آن با دو انتهای ماده مورد آزمایش امکان پذیر می‌باشد و انجام این دو کار بایکدیگر میسر نیست .

تراکم

تراکم عبارتست از مقدار توده ماده در واحد حجم . درجه تراکم بستگی به ناخالصی و مقدار ذرات هوائی که در ماده موجود است دارد .

سهولت کاربرد مواد

معمولًا آخرین آزمایشی که بر روی مواد انجام می‌گیرد بررسی سهولت در کاربرد آن می‌باشد . بایستی در نظر داشت بهترین شرایط برای آزمایش طرز کار با مواد در نظر گرفتن شرایط مختلف و مشابه آنچه در مطلب دندانپزشک وجود دارد می‌باشد و در این شرایط خواص مورد نظر کنترل

و بررسی می‌شود زیرا تنها با امتحان کردن و بکاربردن موادر تحت شرایط خاص آزمایشگاهی نمی‌توان به نتیجه عملی قابل قبولی رسید. البته همان طور که گفته شد آزمایش کاینیکی مواد بهترین راه می‌باشد ولی این بررسی بعلت متفاوت بودن شرایط محیط مانند کم وزیاد شدن رطوبت و درجه حرارت محیط کار و نحوه کاربرد عمل کنندگان برای رسیدن به یک نتیجه نسبائی علمی احتیاج به سال‌ها وقت دارد.

تفییرات حجمی در حین سخت شدن

اندازه‌گیری تفییرات حجمی مواد در حین سخت شدن و همچنین تفییراتی که بعد از سخت شدن در محیط مرطوب پیدا می‌کند کار مشکلی می‌باشد. ساده‌ترین راه اندازه‌گیری انقباض و یا انبساط ثبت تفییرات طولی نمونه مورد آزمایش بوسیله میکرومتر می‌باشد. روش دیگر برای اندازه‌گیری تفییرات حجمی این است که نمونه مورد آزمایش را در داخل قالب فلزی و یا قالبی که از ماده سختی تهیه شده در تحت حرارت ثابتی قرار می‌دهند و با اندازه‌گیری فاصله‌ای که بین نمونه و جدار قالب پس از سخت شدن ایجاد می‌شود مقدار انقباض ماده را می‌توان تعیین کرد. البته این روش نسبی است و خیلی دقیق نمی‌باشد.

ثابت ماندن فرم و رنگ ماده

در بسیاری از موارد فرم ماده بعلت قابایت اتحلال آن در بزاق و محیط مرطوب تغییر می‌کند. ضمناً بزاق افراد بعاتر رژیم غذائی و نوع آغذیه مورد مصرف دارای ترکیب شیمیائی متفاوتی می‌باشد لذا ایجاد چنین وضعی در خارج از دهان برای آزمایش مشکل می‌باشد. با وجود این می‌توان محیط‌هایی با درجه رطوبت، اسیدیت و قلیائی متفاوت ایجاد نمود و کم

شدن وزن نمونه ها را در این محیط‌ها در زمان‌های مختلف اندازه‌گیری کرد.

اثر مواد بر روی انساج زنده

موادی که در تماس با انساج زنده قرار می‌گیرند باید عاری از اثرات تحریکی و سمی باشند. برای این نوع آزمایشات، مواد را در تماس مستقیم با پوست یا نسج ملتحمه چشم حیوانات قرار داده و اثرات مختلف آن را مورد بررسی قرار می‌دهند. با وجود این اثر قطعی مواد بر روی بافت‌های مختلف دقیقاً توسط این آزمایشات روشن نمی‌شود، بلکه بایستی بوسیله آزمایشات دقیق کلینیکی اثرات ناشی از آنها را مشخص کرد. اثر مواد بر روی باکتری‌ها و قارچ‌ها نیز اهمیت خاص دارد و این نوع آزمایشات را می‌توان در روی محیط‌های مختلف در مجاورت مواد مورد نظر انجام داد.

تاریخ خواص فیزیکی مواد دندانی

همان طوریکه قبل از ذکر شد خواص فیزیکی مواد از منابع مختلف مثلاً تحقیقاتی که در کارهای ساختمانی یا فلزشناسی انجام می‌گیرد بدست آمده است. در کارهای مختلف ساختمانی می‌توان شکل و کیفیت هر قسمی را از نظر ترکیب مواد مصرفي دقیقاً تعیین نمود و فشار وارد بر آن را محاسبه کرده بطوری که حداقل فشار قابل تحمل را می‌توان اندازه گیری نمود. با احتساب و پیش‌بینی فشارهای اضافی احتمالی در همین مراحل می‌توان در انتخاب کیفیت و ضخامت مواد مورد لزوم تصمیمات لازم اتخاذ کرد.

در مورد کارهای دندانپزشکی و بخصوص موادی که در دهان مورد

استفاده قرار می‌گیرند نه تنها استرس‌های واردہ را نمی‌توان تخمین زد بلکه شکل و فرم اغلب کارهای ترمیمی آن چنان پیچیده و غیر مشخص می‌باشد که محاسبه فشارهای وارد بر قسمتهای مختلف آن حتی با محاسبات ریاضی بسیار مشکل می‌باشد. در مورد موادی که خارج از دهان بکار گرفته می‌شوند فشارهای واردہ را می‌توان بدقت اندازه گیری نمود و بنابراین نتایج حاصل از آزمایشات می‌تواند راهنمای خوبی برای انتخاب نوع ماده و نحوه کاربرد آن باشد. در صورتیکه در محیط دهان چنین کاری امکان پذیر نیست.

بادرنظر گرفتن مطالبی که شرح داده شد لازم است کاربرد و توجیه این خواص را در مورد موادی که در دندانپزشکی بکار می‌رود مورد بررسی فرار داد. همان طوریکه قبل از ذکر شد اندازه گیری فشارهای وارد در حین جویدن مشکل و حتی غیرممکن می‌باشد. مطالعات مختلفی که در مورد اندازه گیری فشار وارد بر دندانها در حال ارادی و سکون انجام شده‌است در افراد مختلف متفاوت و بین $12/5$ تا 140 کیلوگرم تخمین زده شده است که البته حد متوسط آن حدود 85 کیلوگرم در نظر گرفته می‌شود. حال اگراین حد متوسط فشار بر روی نوک کوسپید دندانی وارد شود مقدار compressive stress ایجاد شده در حدود 20 کیلوگرم بر میلی متر مربع خواهد بود. مسلماً فشارهای شدیدی که در حین جویدن ناگهان پیش می‌آید دارای compressive stress بیشتری می‌باشد. با وجود این که بالا بودن این عدد نشان‌دهنده مقاومت ماده در مقابل فشارهای وارد می‌باشد ولی بعلت این که فشارهای جویدن در جهات مختلف وارد می‌شود عدد tensile strength و مقدار ضریب الاستیسیته نماینده عکس العمل آن ماده در مقابل فشارهای وارد می‌باشد. در مواردی که احتیاج به ماده‌ای می‌باشد که بتواند در مقابل فشارهای جویدن تغییر شکل ندهد این اعداد راهنمای

خوبی می‌باشند. در صورتیکه ماده پرکننده در اثر فشارهای جویدن تغییر- شکل دهد دندان پرشده ممکن است شکسته و پرکردگی آن بیرون بیفتد. بعبارت دیگر این گونه مواد علاوه بر سختی باید دارای proportional limit بالائی باشند. از طرف دیگر فنر های کوچک ارتensus احتیاج بخواص متفاوتی دارند، زیرا این نوع سیمها باید بتوانند فشارهای ملایم و تدریجی بر روی دندانها وارد کنند، بنابراین بایستی از ماده‌ای تهیه شوند که دارای ضریب الاستیسیته پائین و proportional limit بالا باشد، تا کاملاً فنری بوده و بتوان آن را باز وایای مختلفی بدون اعمال فشار زیاد خم نمود. بنابراین بایستی خاصیت تطویل و چکش خواری آن نیز مناسب باشد و در صورتی که قابلیت تطویل آن کم باشد در حین خم کردن می‌شکند و اگر این خاصیت بیشتر از حد لازم باشد قابلیت فنری خود را بزودی از دست می‌دهد.

بالابودن عدد transverse strength بخصوص در مردم موادی که برای ساختن پروتزر کامل بکار می‌رود دارای اهمیت خاصی می‌باشد، زیرا اگر base پروتزر در حین جویدن نتواند در مقابل این فشارها مقاومت کند استخوان فک و انساج نرم روی آن صدمه می‌بیند. هم چنین اگر دندانها تحت ضربه شدید و ناگهانی مانند قرار گرفتن یک قطعه سنگ با استخوان در حین جویدن واقع شوند بعلت اینکه ضربه وارد شدیدتر از فشارهای عادی می‌باشد ممکن است دندان مصنوعی و یا پرکردگی دچار شکستگی گردد. لذا بایستی این گونه مواد دارای مقاومت کافی در مقابل ضربه‌های ناگهانی باشند.

در حین جویدن هر لقمه غذا بین دندانها در حدود ۴۰ تا ۵۰ بار فشرده می‌شود بنابراین بالابودن fatigue strength مواد مورد استفاده برای ترمیم دندان و یا ساختن پروتزر حائز اهمیت است. در مردم مواد غیر فلزی fatigue strength رابطه‌ای باسایر خواص ذکر شده ندارد بطور مثال ممکن است ماده‌ای که برای ساختن base پروتزر بکار می‌رود از نظر

سایر خصوصیات ایدهآل باشد ولی اگر دارای fatigue strength کافی نباشد دچار شکستگی‌های مکرر خواهد گردید.

سختی مواد فلزی رابطه مستقیم با proportional limit نهادارد در حالی که درمورد مواد غیرفلزی این رابطه وجود ندارد و برای اطمینان از سختی ماده مورد نظر باید آزمایش مقاومت در مقابل خراشیدگی یا سائیدگی انجام شود. زیرا مقاومت در مقابل سائیدگی در افزایش عمر ماده پرکننده اهمیت دارد. در بعضی مواد سختی بیش از حد مواد اشکالاتی ایجاد می‌کند مثلاً در مورد آلیاژ کرم کبالت که مقاومت زیادی در مقابل سائیدگی دارد پرداخت آن برای ایجاد سطح شفاف و صیقلی در دهان بسیار مشکل است. در صورتی که ماده‌ای در اثر فشارهای جویدن دارای flow قابل ملاحظه‌ای باشد برای استفاده در دهان مناسب نیست ماده‌ای که برای پرکردن و یاترمیم دندانها بکار می‌رود بایستی قادر باشد که فرم آناتومی ایجاد شده را در طول عمر خود در دهان حفظ نماید.

از طرف دیگر مواد قابل گیری بایستی دارای flow نسبتاً زیاد باشد تا بتواند برای حفظ نموده و جزئیات محل مورد قالب‌گیری را ثبت نماید.

انقباض و انبساط حرارتی مواد اهمیت کلینیکی خاص دارد. در دهان درجات حرارت مختلفی از سرمای صفر درجه تا هشت درجه چای داغ ممکن است ایجاد شود، بنابراین ایدهآل این است که تغییرات حجمی حرارتی مواد پرکننده مشابه عاج و مینا باشد. در صورتی که ضریب انبساط حرارتی ماده پرکننده بیشتر از انساج سخت دندانی باشد امکان شکستن دیوارهای ضعیف در اثر این انبساط موجود است و بالعکس در مواردی که درجه حرارت پائین می‌آید ماده پرکننده در اثر انقباض از جدار حفره فاصله می‌گیرد. در مورد ذوب نمودن و ریختن فلزات نیز تغییرات حجمی

حرارتی بسیار مهم است، مثلاً فازات در حین انجماد انقباض پیدا می‌کنند و همینطور با سرد کردن فلز جامد از درجه حرارت محیط نیز انقباض مجددی ایجاد می‌شود. بنابراین با ایستی ابعاد حفره موجود در سیلندر محتوی ماده ریختگی بزرگتر از حد لازم باشد تا بتواند جبران این انقباض را بکند. موادی که دارای تراکم کمتری است برای ساختن base پروتز فک بالا مناسب‌تر می‌باشد. در حالی که در فک پائین می‌توان از موادی که دارای وزن مخصوص بالاتری است استفاده نمود. در مورد مواد پرکننده وزن اهمیت چندانی ندارد زیرا این مواد در حجم بسیار کمی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

قابلیت هدایت حرارت و الکتریسیته مواد دارای اهمیت کلینیکی خاصی می‌باشند، پالپ دندان نسج بسیار ظریف و حساسی است که در مقابل تغییرات حرارتی واکنش سریعی نشان می‌دهد و چون مواد پرکننده فازی حرارت را سریعاً منتقل می‌سازند این نوع پرکردگی‌ها حتماً با ایستی به وسیله لایه عایق و محفوظی کف‌بندی شوند. علاوه بر این ثابت شده است که جریان گالوانیک در دهان می‌تواند سبب تحریک پالپ گردد. با وجود این ازومی ندارد که تمام مواد مورد مصرف قاقد قابلیت هدایت الکتریسیته باشند. در مواردی که انساج نرم توسط پروتز کامل پوشیده شده است دارا بودن قابلیت هدایت حرارت ماده مورد استفاده ارجح است زیرا انساج می‌تواند تحریکات طبیعی را از غذاهای گرم و سرد دریافت نموده و در نتیجه انساج در حالت طبیعی نگهداری شوند.

از نظر کاربرد مواد در دهان بعلت وجود انساج نرم لب‌ها، گونه‌های زبان، دید محدود و عدم دسترسی به تمام سطوح دندان‌ها و هم‌چنین وجود بزاق ترمیم دندان‌ها مشکل می‌باشد. بدان جهت مزاد مورد استفاده در دهان با ایستی طوری باشد که بتوان باروش‌های آسان بکار برد و همچنین احتیاج به استفاده از دستگاه‌های خاص و اضافی نداشته باشد.

زیرا این عامل بعلت بالابردن هزینه درمان کاربرد آن را محدود می‌نماید. از نظر بیولوژی بایستی مواد مورد مصرف دردهان هیچ گونه اثر تحریکی و یا سمی درروی بافت‌های نرم و سخت نداشته باشد. البته گاهی نیز این مواد دارای اثر مناسب بر روی انساج می‌باشند، برای مثال می‌توان اوژنل را ذکر نمود که اثر ضد التهابی و تسکینی و همچنین ضد باکتری ضعیفی دارد. مسلم است که اگر مواد پرکننده دارای اثر باکتری‌استاتیک باشند می‌توانند از رشد باکتری‌ها و ایجاد پوسیدگی مجدد جلوگیری کنند. متأسفانه این گونه اثرات مواد پرکننده موقتی می‌باشد.

همان طوریکه قبل ذکر شد بعلت فرم و ساختمان پیچیده مواد مورد استفاده در دندانپزشکی محاسبه و پیش‌بینی خواص مکانیکی و فیزیکی و کاربرد آن در تمام موارد نمی‌تواند رضایت بخش باشد. آزمایشات گروه اول بیشتر در مورد مواد جدید و مقایسه آنها با خواص مواد قدیمی‌تر مورد استفاده دارد. خواص مورد بررسی در گروه دوم را می‌توان در اکثر مواد مورد استفاده قرار داد.

خواص گروه سوم اهمیت خاص در ارزیابی مواد دارد. این آزمایشات صرفاً کلینیکی بوده و احتیاج به زمان طولانی برای رسیدن به نتیجه دارد که بتواند راهنمای مناسبی برای انتخاب و کاربرد مواد باشد. تغییرات حجمی در حین سخت شدن و یا تغییر حالت از مرحله مایع به جامد سبب ایجاد نتایجی در کارهای ترمیمی می‌شود. در بعضی مواد می‌توان از انبساط یک ماده برای جبران انقباض ماده دیگر استفاده کرد. بطورکاری تمام مواد مورد مصرف در دندانپزشکی در حین تغییر حالت انبساط و یا انقباض نشان می‌دهند و بایستی برای جبران آنها راه حل مناسبی در نظر گرفت.

بدیهی است که اگر فرم مواد مورد مصرف در دندانپزشکی به مقدار زیاد تغییر پذیر باشد از قدرت کارآئی آن بمیزان قابل ملاحظه ای کاسته می شود.

REFERENCES

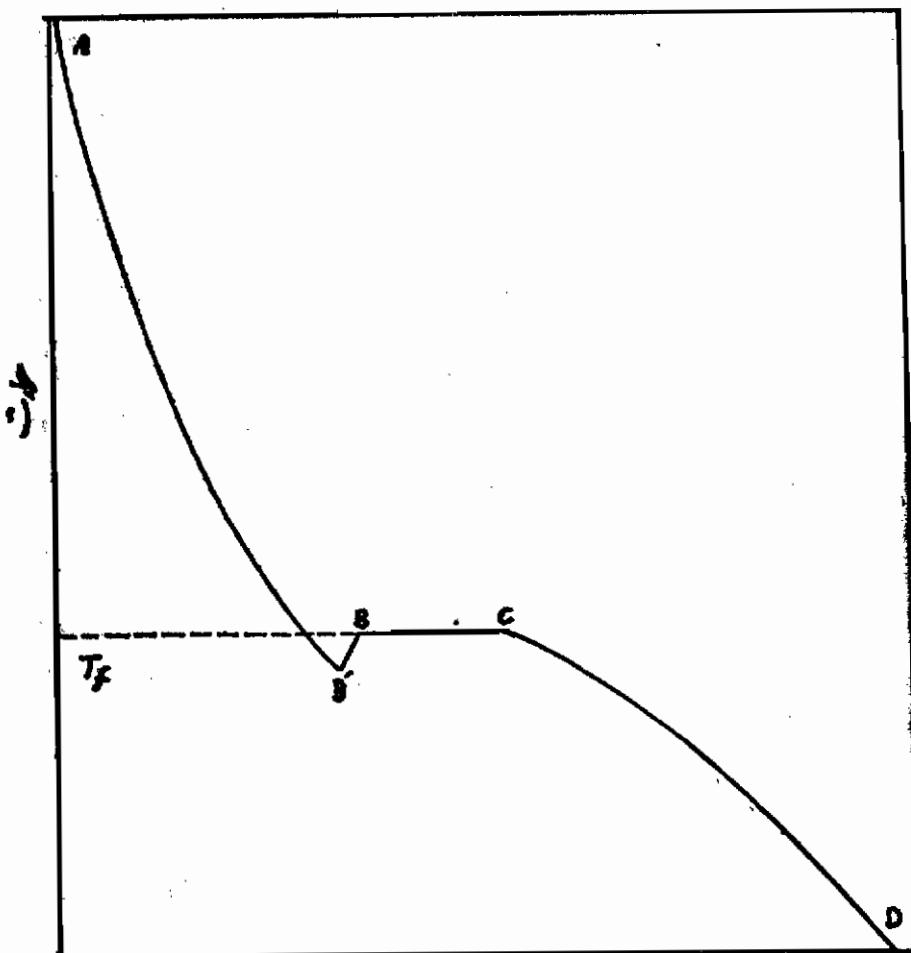
- 1— Anderson, J.N.: Applied Dental Materials, ed. 3, Oxford, 1967 , Blackwell Scientific Publication, pp. 1-20 .
- 2— Skinner, E.W., Philips, R.W.: The Science of Dental Materials, ed. 6, Philadelphia, 1965, Saunders Company, p.42-46.
- 3— Anderson, J. N. : Applied Dental Materials, ed. 3, Oxford, 1967 , Blackwell Scientific Publication, pp. 20-22.
- 4— Combe, E.C. : Notes On Dental Materials, ed. 2, Edinburgh, 1975, Churchill Livingstone, p.39.

بخش دوم

فلزات

ساختمان فلزات

فلزات عناصری هستند که در شرایط عادی به صورت جامد در طبیعت وجود دارند به جز جیوه و گالیوم که به صورت مایع می‌باشند. چهار عنصر کربن، فسفر، سیلیسیوم و بورون از بعضی جهات شبیه فلزات می‌باشند و به این جهت بنام metalloid نامیده می‌شوند. فلزات دارای خواص عمومی مشابه هستند، مثلاً عموماً سنگین بوده قابلیت هدایت حرارت و الکتریسیته را دارند، دارای جلای فلزی می‌باشند و هم چنین در ترکیبات شیمیائی بصورت یون مثبت در می‌آیند. در صورتیکه غیر فلزات و متالوئیدها بصورت یون منفی می‌باشند. سیلیسیوم و کربن از متالوئیدهایی هستند که در ترکیب آلیاژها و مواد موردنصرف در دندانپزشکی بکار می‌روند. بطور کلی فلزات در اثر حرارت ذوب می‌شوند و اگر در درجه حرارت عادی قرار گیرند دوباره به صورت جامد در می‌آیند. اگر مقدار از دست دادن درجه حرارت را بر روی محور عمودی و زمان از دست دادن حرارت را بر روی محور افقی منتقل کنیم تغییر حالت فلز از مایع به جامد بصورت منحنی (شکل ۹) ترسیم می‌گردد.



نمایانگر

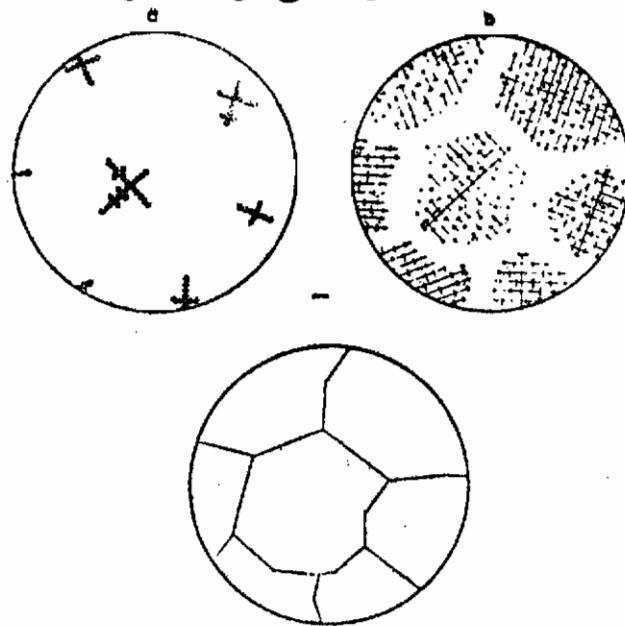
شکل ۹- منحنی سردشدن فلز بر حسب زمان

همانطور که در شکل دیده می‌شود درجه حرارت بتدريج کم شده و منحنی از نقطه A به B می‌رسد در این نقطه منحنی کمی بالارفته و به نقطه B می‌رسد، آزاین نقطه تا C حرارت ثابت مانده و منحنی افقی می‌باشد؛ باز دست دادن حرارت منحنی از نقطه C بصورت قوس نزولی به D که نمایانگر درجه حرارت متعارف است می‌رسد.

درجه حرارت T_f که بنام درجه حرارت ذوب یا *fusion temperature* گفته می‌شود در روی خط BC یا قسمت افقی منحنی قرار دارد. همان‌طور که مشاهده می‌شود در تمام طول انجام دادن درجه حرارت ثابت می‌ماند. در

درجات حرارت بیشتر از T_f و یا بالای خط BC فلز بصورت مذاب می‌باشد و در زیر این خط جامد می‌شود. ابتدای انجماد یعنی نقطه B بنام supercooling نامیده می‌شود در این مرحله کریستالیزاسیون شروع می‌شود و در اثر باقی‌مانده درجه حرارت ذوب منحنی کمی بالا می‌رود و BB را ایجاد می‌کند که نشان می‌دهد کمی درجه حرارت فلز بالا رفته است و سپس تا پایان کریستالیزاسیون درجه حرارت ثابت باقی می‌ماند. انجماد فلزات ابتدا بصورت یک مرکز کریستالیزاسیون می‌باشد که اولین space-lattice‌ها فرم می‌گیرد و سپس اتم‌های دیگر بگوشه‌های این هسته اتصال پیدا می‌کنند.

در فرم cubic رشد این مرکز درسه جهت و با زوایای قائمه ایجاد می‌شود و این مراکز آنقدر رشد پیدا می‌کنند تا بیکدیگر اتصال می‌یابند.^۲ تشکیل کریستال‌ها با این روشی که در فلزات خالص نیز انجام می‌گیرد اصطلاحاً dendritic growth نامیده می‌شود (شکل ۱۰)



شکل ۱۰ - رشد dendrite در سه بعد و تشکیل کریستالها

واحدهای رشد و یا مراکز کریستالیزاسیون را اصطلاحاً grains یا ذره می‌نامند و حدود بین آنها را grain boundaries نامند.

طرز قرار گرفتن space lattice و درواقع سطوح کریستالی در تمام قسمتهای یک واحد بصورت یکنواخت می‌باشد، ولی ممکن است در ذره مجاور جهت قرار گرفتن کریستال‌ها متفاوت باشد زیرا هسته‌های اولیه کریستالیزاسیون بدون ارتباط با یکدیگر تشکیل می‌شوند.

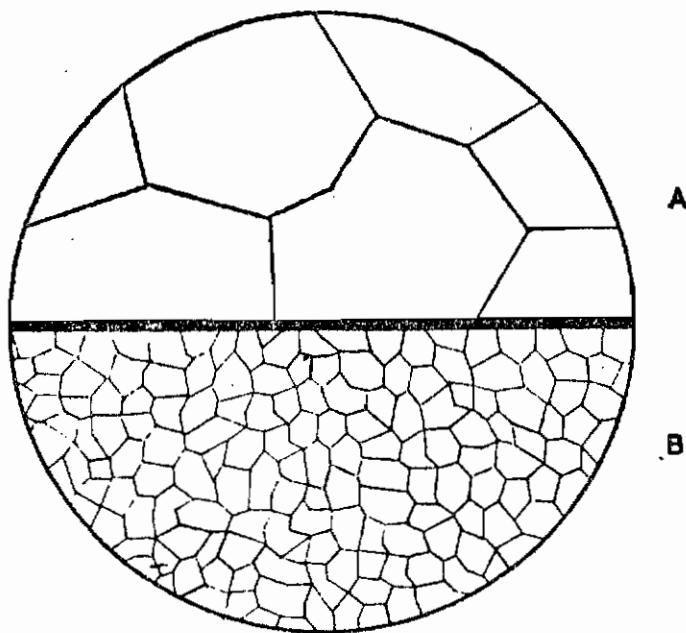
در حد فاصل بین ذره‌ها ممکن است به اندازه ضخامت دو تا سه اتم فضا موجود باشد و بنابراین وضعیت سطوح کریستالیزاسیون نیز در ذره‌های مجاور متفاوت است. اتم‌های مرزی هر ذره نیز با اتم‌های space lattice مجاور نیز ممکن است مشترک باشند.

ساختمان ذره‌ای فلز ریخته شده

ساختمان ذره‌ای فلز ریخته شده بستگی زیاد به وضعیت سردشدن آن از حالت مذاب به حالت جامد دارد. سردشدن تدریجی باعث می‌شود که تعدادی مراکز کریستالیزاسیون اولیه تشکیل شده و بتدریج افزایش یافته و در نتیجه فاز بصورت کاملاً یکنواختی انجماد پیدا کند. در این حالت ذرات نسبتاً بزرگ و چند گوشه می‌باشند (شکل ۱۱A). این کیفیت در شرایطی که فلز مذاب دارای حجم زیاد بوده و در محفظه‌ای ریخته شود که دارای مقدار کمی قابلیت هدایت حرارت باشد اتفاق می‌افتد.

هنگامی که سرد کردن سریع انجام شود، تعداد زیادی از مراکز کریستالیزاسیون باهم تشکیل می‌شوند و ساختمان ذره‌ای خیلی ریزی را بوجود می‌آورد (شکل ۱۱B) و این در صورتی ایجاد می‌شود که فلز ریختگی دارای حجم کم بوده و درجه حرارت آن کمی بالاتر از درجه ذوب آن فلز باشد. در غیر این صورت سردشدن آن کندتر انجام شده و ساختمان

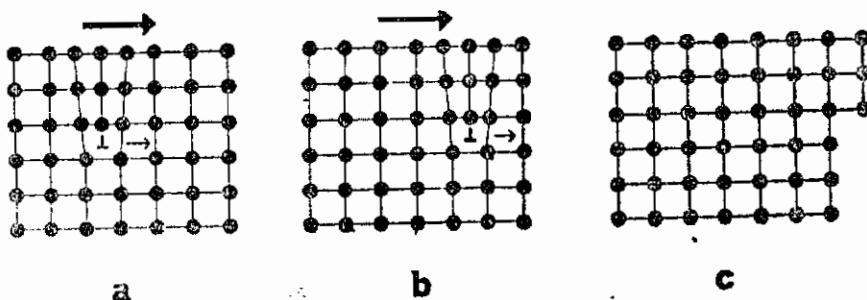
ذردای درشت تشکیل می‌شود.



شکل ۱۱- اندازه ذرات فلز سردشده. A- ذرات درشت. B- ذرات ریز

طرز قرار گرفتن ذرات کریستالی سردشده علاوه بر وضعیت سرد کردن بشکل و فرم محفظه‌ای که در آن سردشده است بستگی دارد. در فرم سیلندری شکل سردشدن از خارج بداخل بوده و مراکز رشد ذرات کریستالی بصورت شعاعی و بنظر مرکز می‌باشند. در صورتی که در یک فرم مربعی شکل تشکیل مراکز کریستالیزاسیون در طول خطوط عمود بر دیواره‌های ظرف محتوی investment انجام می‌شود. برخورد این خطوط باعث سستی فلز می‌گردد. با این جهت است که معمولاً برای ریختن فلزات از محفظه استوانه‌ای شکل استفاده می‌شود. فلزات در حین سردشدن و تغییر حالت از مایع به جامد معمولاً با ۳ تا ۷ درصد انقباض همراه می‌باشند. البته این انقباض علاوه بر انقباضی است که قبل از انجماد و تغییر حالت فلز از مایع تا خاتمه انجماد انجام می‌گیرد می‌باشد. این انقباضات ممکن است تقایصی در کار

وجود داشته باشد سطوح اتمی آنها نامنظم بوده و ممکن است در یک یا چند سطح اتمی اتم‌های اضافی موجود باشد (شکل ۱۳) .



شکل ۱۳ - a- جابجایی قسمتی از سطوح اتمی . b- پیشرفت جابجاشدن سطوح اتمی بعلت استرس وارد . c- تغییر شکل بهایی .

وضعیت a قسمتی را که دارای یک سطح اتمی اضافی است نشان می‌دهد، در وضعیت b این سطح اتمی اضافی در اثر فشار وارد برآن تغییر محل داده است. موقعیت c پس از برداشتن فشار وضعیت نهائی را نشان می‌دهد. این تغییر فرم در فازات احتیاج به اعمال انرژی خیلی کمی دارد در صورتیکه برای افزاندن اتم‌های یک سطح با ساختمان اتمی منظم و تأمل احتیاج به نیروی خیلی زیادتری است.

تغییر فرم پلاستیکی فلزات به مقدار زیاد به نوع space lattice، اندازه ذرات و مقدار حرارتی که تغییر فرم در آن درجه روی می‌دهد بستگی دارد. البته نوع space lattice از نظر تعداد سطوح وجهاتی که لفزش ایجاد می‌گردد حائز اهمیت می‌باشد.

فلزات face centred cubic خیلی آسان می‌توانند تغییر فرم پیدا کنند در صورتیکه فلزات نوع close packed hexagonal در همان شرایط خیلی بسختی تغییر فرم می‌دهند.

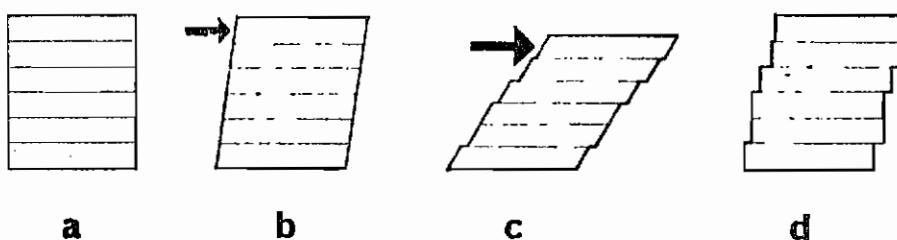
فلزات چند کریستالی از فلزات تاک کریستالی در مقابل تغییر فرم مقاومت بیشتری دارند. بطور کمی ثابت شده است که مقاومت واستحکام

ریخته شده ایجاد نماید.

تفییر فرم در فازات

وقتی یک قطعه فلز تحت فشار قرار گیرد ابتدا به مقدار خیلی کم تغییر فرم الاستیکی پیدا می کند ولی اگر مقدار فشار زیاد شود قسمتی از فلز بطور دائمی تغییر فرم حاصل می کند.^۳ در مرحله اول فشار بر روی اتصال اولیه بین اتمی فلز وارد شده و درنتیجه فاز یک عکس العمل الاستیکی از خودنشان می دهد، این تغییر فرم با این رفتار فشار به اصطلاح اول برمی گردد. بکاربردن فشار بیش از حد الاستیک باعث پاره شدن اتصال بین اتم ها روی یکدیگر می گردد که درنتیجه تغییر شکل دائمی را سبب می شود.

در تغییر فرم دائمی یک لایه از اتم ها بر روی لایه دیگر حرکت کرده و در یک رابطه جدید بایکدیگر ثابت می گردند بنابراین شکل فاز در این ناحیه با وضعیت اولیه متفاوت می باشد (شکل ۱۲). این حرکت را لفزش گویند وسطوحی که بر روی یکدیگر لفزش پیدا کرده اند بنام سقطوح لفزنده نامیده



شکل ۱۲ - تغییر شکل فلز با ایجاد سقطوح لفزش a-فلز در حال عادی b- تغییر شکل الاستیکی c- تغییر شکل در تحت استرس زیاد d- تغییر شکل دائمی بعد از برداشتن استرس.

می شوند. از این کیفیت می توان نتیجه گرفت که چون فلزات دارای ساختمان کریستالی هستند و طرز قرار گرفتن آنها بصورت منظم و کاملی است باید دارای استحکام زیادی باشند. البته بایستی یاد آور شد که اگر موقع تشکیل کریستال ها ناهماهنگی در طرز قرار گرفتن آنها space lattice

و خاصیت الاستیستیه فلزات با کوچک شدن ذرات نیز بیشتر می گردد. با وجود این باید بخاطر داشت که درجه این افزایش بستگی به ساختمان فاز دارد و در فرم hexagonal space lattice بیشتر از فرم مکعبی است.

COLD WORK, STRAIN HARDENING

فلزات را می توان با خم کردن ، لوله کردن، کشیدن و پرس کردن به صور مختلف درآورد . اگر این اعمال در درجات حرارت پائین انجام پذیرد در اصطلاح بنام cold work یا شکل دادن فلز بدون بکار بردن گرما نامیده می شود . این نوع شکل دادن به فلزات باعث می شود که تغییر فرم بصورت پلاستیکی انجام شود و درنتیجه فلز تغییر شکل یافته سخت و محکم تر می شود (strain hardening). برای مثال وقتی فلزی در تحت شرایط cold work بصورت مفتول در می آید ، سطوح اتمی اضافی از دیاد یافته و درجهات مختلف حرکت می کنند. در فازاتی که دارای ساختمان چند کریستالی هستند حدود ذرات فازی سبب جاوگیری از پیشرفت سطوح اتمی اضافی می گردند، برای ایجاد ادامه نفیش این سطوح احتیاج به نیروی فوق العاده ای می باشد. ساختمان ذرهای فلز نیز در حین اعمال cold work تغییر پیدا می کند و خواص مکانیکی و ساختمان ذرهای آن تغییر می یابند. ذرات درجهت کشیده شدن آن دراز می گردند و درنتیجه خاصیت الاستیکی مناسبی جهت خم کردن پیدا می کنند و یا مثلا در حالتی که طلا را بصورت ورق در می آورند ذرات مستطع می شوند . با وجود آنکه اعمال cold work مقاومت مکانیکی و خاصیت الاستیکی فلز را افزایش می دهد بعلت کاهش خاصیت تطویل و چکش خواری ، فلز شکنند شده و در مقابل هر گونه تغییر فرم مجدد می شکند و بعلاوه از مقاومت فلز در مقابل corrosion نیز کاسته می شود.

اصطلاح هزارتی فازات

ANNEALING

تفییرات space lattice در فلزاتیکه تحت cold work قرار گرفته اند سبب ایجاد استرس می‌گردد. بعنوان مثال اگر تکه سیم کوچکی را بخواهیم بر روی دندانی منطبق کنیم ممکن است در یک نقطه بصورت زاویه دار خم شود و در سایر قسمتها فقط انحنای کمی پیدا کند، حال اگر لازم شود که تفییراتی در این شکل داده شود ممکن است با اعمال فشار کمی سیم از محل زاویه دار بشکند. برای جلوگیری از چنین وضعیتی می‌توان با گرم کردن فاز قدرت افزش سطوح اتمی را بالا برد و درنتیجه این امکان بوجود آید که ساختمان ذره‌ای فاز در آن فرم خاص با حداقل استرس ایجاد گردد. این کیفیت را annealing گویند.

تباور هسته‌ای

در صورتیکه فاز در معرض حرارتی بیش از آنچه برای انجام annealing لازم است قرار گیرد بعلت پخش شدن اتم‌ها و ایجاد کریستال‌های جدید ساختمان ذره‌ای تازه‌ای تشکیل می‌شود. این کیفیت که مشابه تشکیل مرآکز کریستالیزاسیون فازات در حین انجام می‌باشد تباور مجدد (recrystallization) نامیده می‌شود. در این وضعیت فلز دارای حداکثر قدرت تعویل و چکش خواری می‌باشد و اندازه ذرات مت蟠که آن نیز کوچکتر می‌گردد.

باید متذکر شده که فازات و آلیاژها برای ایجاد تفییرات پلاستیکی دارای تحمل مشخص و محدودی هستند که اگر بیشتر از آن حد فشار اعمال شود می‌شکند ولی اگر لازم باشد این تفییرات بیشتر انجام شود بایستی آنهار *anneal* نمود تا به فرم دلخواه در آیند.

درجه حرارت مناسب برای نرم کردن فلزات متفاوت می‌باشد و برای هر نوع آلیاژ یا فلزی درجه حرارت مشخصی وجود دارد بطوریکه اگر بیشتر از آن حدگرم شود recrystallization سریع‌بوده و دقت و کنترل آن مشکل می‌گردد و همین‌طور کم کردن درجه حرارت باعث می‌شود تبلور مجدد بطول انجامد.

بعد از گرم کردن آلیاژ می‌توان با فروبردن آن درآب بفوريت و یا قرار دادن در مجاورت هوا بتدریج سرد نمود. سرد کردن فوری درآب سبب تثبیت وضعیت کریستال‌ها و ساختمان ذرهای آلیاژ می‌شود. در حین سرد کردن آلیاژ درآب باید تمام فلز را در آن فروبرد بطوریکه کلیه حجم آن یکباره سرد شود، در غیر این صورت سرد شدن نامتعادل سبب ایجاد استرس‌های داخلی و بالاخره تغییر شکل فاز می‌گردد.

دو کیفیت annealing و تبلور مجدد بستگی به زمان و درجه حرارت دارد بدین ترتیب که می‌توان با حرارت کم و زمان طولانی تر نتیجه مشابهی با حرارت بیشتر و زمان کوتاه‌تر بدست آورد.

GRAIN GROWTH

در عمل annealing باید از حرارت دادن بیش از حد فاز اجتناب نمود زیرا بعد از کریستالیزاسیون مجدد رشد ذرهای آغاز می‌شود و در نتیجه فلز دارای ساختمان با ذرات درشت‌تر می‌گردد که از نقطه نظر خواص مکانیکی مناسب نمی‌باشد. علاوه بر این حرارت زیاد سبب اکسیداسیون اتم‌های موجود در بین ذرهای می‌شود. چنین فلزی بی‌ارزش می‌باشد و برای استفاده از آن بایستی مجددآ ذوب شود.

آلیاژها

اختلاط دو یا چند فلز مختلف با یکدیگر و یا دو یا چند فلز با یک شبیه فلز را آلیاژ گویند. بیشتر مواد فلزی که در دندان‌پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد بصورت آلیاژ می‌باشند، زیرا بطور کلی فلزات خالص باندازه کافی در مقابل فشارهایی که در حین جویی‌دن به آنها وارد می‌شود استقامت و استحکام ندارند. البته می‌توان فلزات خالص را پس از سخت کردن (cold work) مورد استفاده قرار داد که در این حالت مقاومت آن زیاد می‌گردد. ولی باید دانست تمام فلزات ریختگی که در دندان‌پزشکی مصرف می‌شوند بصورت آلیاژ می‌باشند.

مقدار و نوع فلزاتی که در اختلاط یک آلیاژ بکار می‌رود هر کدام به دلایل مختلفی مانند افزایش استحکام، مقاومت در مقابل corrosion و تغییر درجه ذوب آلیاژ وغیره بکار می‌روند.

برای ساختن آلیاژ ابتدا فلز یا فلزات اصلی که خواص اختصاصی آن مورد نظر می‌باشد انتخاب می‌گردد و سپس برای بهبود بخشیدن به یک یا چند خاصیت و یا از بین بردن بعضی خواص غیر ضروری آنها فلزات دیگر اضافه می‌شود. همانطور که گفته شد یک آلیاژ ممکن است از فلزات متعدد تشکیل شده باشد ولی برای بررسی خواص آنها آلیاژهای دوتائی مورد مطالعه قرار می‌گیرد. زیرا در آلیاژهای سه‌تائی بالا بعلت اختلاط خواص هر یک از فلزات شرکت کننده در آلیاژ واثرات آن بررسی و مطالعه را پیچیده می‌سازد که خارج از بحث این کتاب می‌باشد.

اطلاعات لازم در مورد خواص فیزیکی یک آلیاژ دوتائی ساده را می‌توان با آشنابودن بخواص هر یک از فلزات شرکت کننده و کیفیت و روشی که باهم آلیاژ شده‌اند بدست آورد. وقتی آلیاژ از پنج یا شش فلز

تشکیل شده است بدست آوردن اثرات و خواص این اختلاط فقط بوسیله آزمایش‌های مکانیکی قابل دست یافتن است.

برای اینکه پیچیدگی و متفاوت بودن این خواص بهتر مجسم شود کافی است به انواع آلیاژ‌های طلا که توسط کارخانه‌های مختلف عرضه می‌شود توجه نمود. هر کدام از این سازندگان ادعا می‌کنند که آلیاژ آنها از بعضی جهات بر سایر آلیاژ‌ها برتری دارند. اگر این امکان وجود داشت که خواص مختلف فیزیکی یک آلیاژ چندتائی را بوسیله آزمایش‌های ساده بررسی نمود و اثر اجزاء متشكله آنرا بر روی یکدیگر مشخص کرده باشیم نتیجه می‌رسیدیم که فقط چند نوع آلیاژ اصلی می‌تواند وجود داشته باشد.

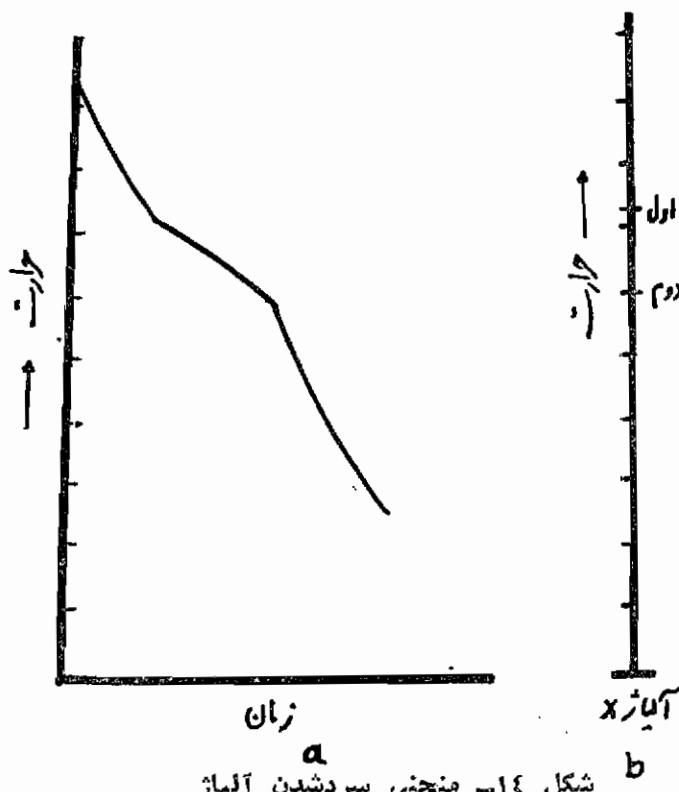
منحنی وجدول تعادل حرارتی

بهترین راه برای مطالعه خواص و مشخصات یک آلیاژ تغییراتی است که در ساختمان آن در درجات حرارت مختلف از شروع گرم شدن تا نقطه ذوب ایجاد می‌شود.

اگر تغییرات حرارتی یک آلیاژ مشخصی را با تغییرات حرارتی که در دوفاز تشکیل دهنده آن ایجاد می‌شود مقایسه کنیم رابطه مشخص وروشنی بدست خواهد آمد. این تغییرات رامی‌توان بوسیله دیاگرام تعادل حرارتی بخوبی مورد بررسی قرارداد.

روشهای مختلفی برای مشخص کردن دیاگرام تعادل حرارتی وجود دارد اما مهمترین آنها روشی است که منحنی براساس سرد شدن آلیاژ از حالت ذوب تا نجماد ترسیم می‌شود. در این روش یک آلیاژ از حالت مذاب به آهستگی سرد می‌شود و درجه حرارت آن در واحدهای مختلف زمان تا مرحله انجماد اندازه گیری می‌شود، تا اینکه انجماد کامل شود. بررسی منحنی بدست آمده تغییر حالت آلیاژ را در درجات حرارت مختلف

تام مرحله انجاماد و خاتمه آن نشان می‌دهد.
در مورد فلزات خالص منحنی سردشدن فقط دارای یک شکست در
مرحله انجاماد باشد، در حالیکه در مورد آلیاژها انجاماد در یک زمان
ضولانی‌تر انجام می‌گیرد که شروع و انتهای آن در روی منحنی مشخص
است (شکل ۱۴) .

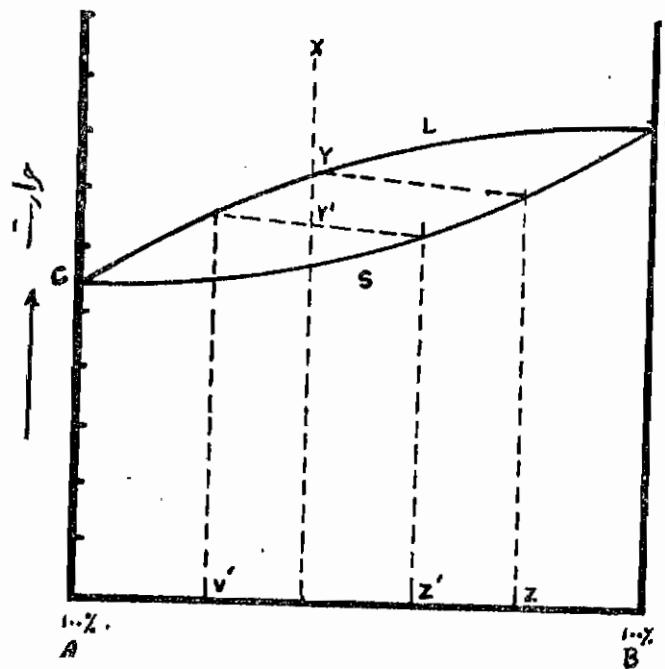


شکل ۱۴- منحنی سردشدن آلیاژ

بمنظور درک تغییرات حرارتی آلیاژهای دوتائی ابتدا منحنی آلیاژ را با درصد های زیر رسم می‌کنیم . محور افقی نشان‌دهنده درصد دو فلز A و B (۹۰-۱۰ و ۸۰-۲۰ و ۷۰-۳۰ و ۶۰-۴۰ و ۵۰-۵۰ و ۱۰-۹۰) و محور عمودی نمایانگر تغییر درجه حرارت می‌باشد.

بنابراین کم شدن درصد A دلیل افزایش مقدار B می‌باشد بطوریکه همیشه مجموع نسبت اختلاط دوفلز ۱۰۰ می‌باشد. نقطه ذوب دو فلز A, B

قبل ابروی محور عمودی مشخص شده است سپس برای هر آلیاژ درجه حرارتی را که در آن درجه تغییر حالت دوفلزایجاد می‌شود در روی محور عمودی علامت می‌زنند، از اتصال علامتها منحنی (شکل ۱۵) ایجاد می‌شوند.



شکل ۱۵- منحنی تعادل حرارتی آلیاژهای محلولهای جامد

قسمت CLD نماینده درجات حرارتی است که آلیاژ شروع به انجماد می‌نماید. آلیاژ در بالای این منحنی بحالت مایع است و این حد را بنام liquidus می‌نامند. خط CSD درجات حرارتی را که آلیاژ بحالت جامد در می‌آید نشان می‌دهد و بنام solidus خوانده می‌شود. بین دو خط فاز بصورت نیمه مایع و نیمه جامد است. بدین ترتیب می‌توان بگمک این دیاگرام درجه حرارت ذوب هر آلیاژ را مشخص کرد.

أنواع سیستم‌های آلیاژ دوتائی

SOLID SOLUTIONS (محلولهای جامد)

این سیستم به آلیاژهای اطلاق می‌شود که در دو حالت مایع و جامد.

در یکدیگر حل می‌شوند و معمولاً در مورد فلزاتی وجود دارد که ظرفیت، اندازه اتم‌ها، ساختمان کریستالی و مشخصات الکتروشیمی آنها مشابه است. این نوع فلزات بهر نسبتی در یکدیگر کاملاً حل می‌شوند و درجه ذوب آنها نیز معمولاً بین درجه ذوب دوفنر آلیاژ است.

باید دانست که آلیاژها در یک فاصله زمانی منجمد می‌شوند و برای روش‌شنیدن مکانیسم انجامداد در این فاز آلیاژی متشكل از ۶۰ درصد فلز A و ۴۰ درصد فلز B رابر روی منحنی (شکل ۱۵) مورد مطالعه قرار می‌دهیم.

از نقطه X آلیاژ بدون تغییر حالت حرارت خود را بتدریج ازدست می‌دهد تا به نقطه Y یعنی حد میزان می‌رسد. در این درجه حرارت اولین قسمت فاز شروع به انجامداد می‌کند. فقط آلیاژی بین A, B که می‌تواند در این درجه بحالت انجامداد باشد آلیاژی است که دارای نسبت A, B در نقطه Z است. بتدریج که آلیاژ سرد می‌شود درجه حرارت به نقطه Y می‌رسد. تنها آلیاژی که در این مرحله بحالات جامد می‌باشد آلیاژی با نسبت Z است و همین‌طور تنها آلیاژی که بصورت محلول است در موقعیت V قرار دارد. بنابراین اولین مرحله انجامداد، در آلیاژهای ایجاد می‌شود که نسبت فلز B در آنها زیادبوده و کریستال‌ها بصورت منتشر ایجاد می‌شود، بطوریکه ساختمان میکروسپکیک آلیاژ جامد شبیه ساختمان فلزات خالص می‌گردد.

CORING

اگر سرد کردن آلیاژ سریع انجام شود فرصت کافی برای ایجاد یک آلیاژ جامد با ساختمان منتشر و یکنواخت باقی نمی‌ماند، بطوریکه ذرات متشكله آلیاژ هر قدر از قسمت اولیه و مرکزی بطرف خارج تشکیل می‌شوند با اینکه متفاوت خواهد بود و این عدم یکنواختی ساختمان ذره‌ای را نیز

بخوبی می‌توان در زیر میکروسکوپ دید. این کیفیت یعنی اختلاف در ساختمان کریستالی آلیاژ که در آغاز و پایان انجامد ایجاد می‌گردد coring نامیده می‌شود.

معمولاً در دندانپزشکی چون حجم فلزی که در کارهای ریختگی مورد مصرف قرار می‌گیرد کم می‌باشد آلیاژ ریخته شده بسرعت سرد می‌گردد و بیشتر اوقات ساختمان کریستالی آلیاژ جامد بصورت coring می‌باشد. این وضعیت باعث می‌شود که مقاومت آلیاژ در مقابل corrosion کاهش یابد و حتی ممکن است مقاومت قسمت‌های مختلف آلیاژ در مقابل corrosion متفاوت باشد. در این گونه موارد ممکن است بین دو قسمت مختلف ساختمان آلیاژ چریان جریان گالوانیک ایجاد شود.

یکنواخت‌گردن ساختمان کریستالی آلیاژ

برای ازبین بردن ساختمان coring در آلیاژ ریخته شده و تشکیل ساختمان کریستالی یکنواخت بایستی آلیاژ را بمقدار کافی حرارت داد تا اتم‌ها بتوانند در تمام قسمتها یکنواخت پخش شوند و اختلاف ساختمانی کریستال‌ها در قسمت‌های مختلف ازبین برود. این کیفیت در درجه حرارتی نزدیک بعد انجام (solidus) باید انجام گیرد. در این حالت ساختمان آلیاژ زیر میکروسکوپ شبه است زیادی به ساختمان یکنواخت فاز خالص خواهد داشت.

انواع آلیاژ‌های محلول جامد

در حالت انجام ساختمان آلیاژ از اتم‌های هر دو فلز ساخته شده است. تشکیل این ساختمان کریستالی ممکن است بیکی از در حالت زیر انجام پذیرد:

در حالت اول اتم‌های فلزی که برای ایجاد آلیاژ به فلز اصلی اضافه شده است جانشین اتم‌های مشابه خود در space-lattice فلز اصلی می‌شود. در صورتیکه در نوع دوم اتم‌های اضافه شده در فضاهای بین اتمی فلز اصلی قرار می‌گیرند.

نوع جانشینی بسیار معمول و شایع می‌باشد و در این حالت الزامی نیست که space lattice دو فلز مشابه باشد. آلیاژ‌های طلا، نقره، پلاتین، نیکل، مس و پالادیوم با نقره یک سری محلول‌های جامد جانشینی ایجاد می‌کنند.

مزایای محظوظ‌های جامد

اگر اندازه اتم‌های فلز اضافه شده بزرگتر و یا کوچکتر از اتم‌های فلز اصلی باشد space-lattice در محل قرار گرفتن اتم جدید تغییر شکل پیدا می‌کند و این وضعیت مانع از حرکت سطوح اتمی می‌گردد. درنتیجه در مقابل تغییر فرم دائمی مقاومت بیشتری پیدا می‌نماید.

این کیفیت را solution hardening گویند. از آنجائی که ساختمان ذره‌ای شبیه فلز خالص باقی می‌ماند، می‌توان اعمال cold work را در مورد آنها انجام داد. البته برای ایجاد تغییر شکل نیروی بیشتری از فلز خالص احتیاج دارد و همچنین مقاومت آن در مقابل corrosion بسیار زیاد می‌گردد.

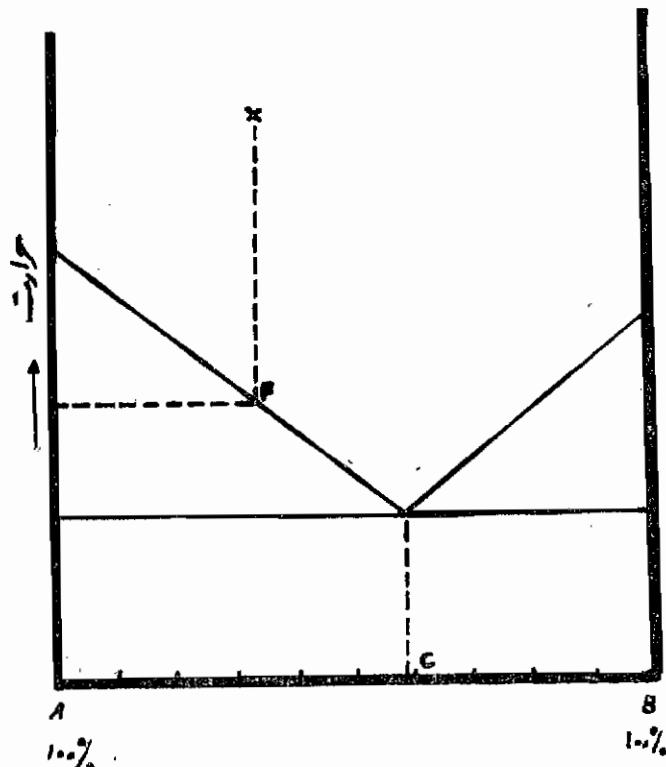
بامطالعی که ذکر گردید چنین استنباط می‌شود که اگر آلیاژ از چند فلز تشکیل شده باشد بعلت وجود اتم‌های مختلف تغییر شکل space-lattice بیشتر و درنتیجه آلیاژ محکم‌تر می‌گردد. حداقل مقدار فلزی که می‌تواند در یک آلیاژ اضافه شود بستگی به قابلیت اتحال فلزات موجود در یک آلیاژ بایکدیگر دارد.

آلیاژ‌های اوپتیک

این آلیاژ‌ها شامل فلزاتی هستند که در فاز مایع محلول بوده و

در حالت جامد غیر محلول می‌باشد. اضافه کردن بیش از حد یک فلز نسبت به دیگر فلزات موجود در آین نوع آلیاژها باعث می‌شود که نقطه ذوب آلیاژ به مقدار قابل ملاحظه‌ای پائین آید تا حدی که در آن حالت آلیاژ حداقل نقطه ذوب خود را دارد. این نوع آلیاژها را بنام eutectic نامند که در زبان یونانی به معنای زود گذار خوانده می‌شود.

شکل ۱۶ دیاگرام آلیاژ دوتائی را که نمودار یک آلیاژ اوتکتیک نمونه می‌باشد نشان می‌دهد. وقتی یک آلیاژ با نسبتی بین A و B شروع بازجماد می‌کند ابتدا کریستال‌های فلزی که بیش از حد لازم در ترکیب اوتکتیک موجود است رسوب می‌کند و وقتی بدرجه حرارت اوتکتیک رسید بقیه فلز مایع در یک درجه حرارت ثابت منجمد می‌شود. برای مثال آلیاژی با



شکل ۱۶- منحنی تعادل حرارتی آلیاژ نوع اوتکتیک

ترکیب X در نقطه F بوسیله رسوب کریستالهای فلز A منجمد می‌شود و آنقدر این رسوب ادامه می‌یابد تا فلز مایع به وضعيت نسبت ترکیب نقطه C بر سر وسیس cutectic مایع بوسیله رسوب دادن همزمان از فلز A، B انجامد حاصل می‌کند.

آلیاز اوتکتیک جامد مخلوط هماهنگ و متناسبی از اجزاء دوفلز تشکیل دهنده آن می‌باشد و نمای میکروسکوپیک آن بصورت ورقه‌هایی است که از خطوط منحنی و یا مستقیم و یا اجزاء ریز پراکنده دوفلز تشکیل گردیده است.

مزایای آلیاز اوتکتیک

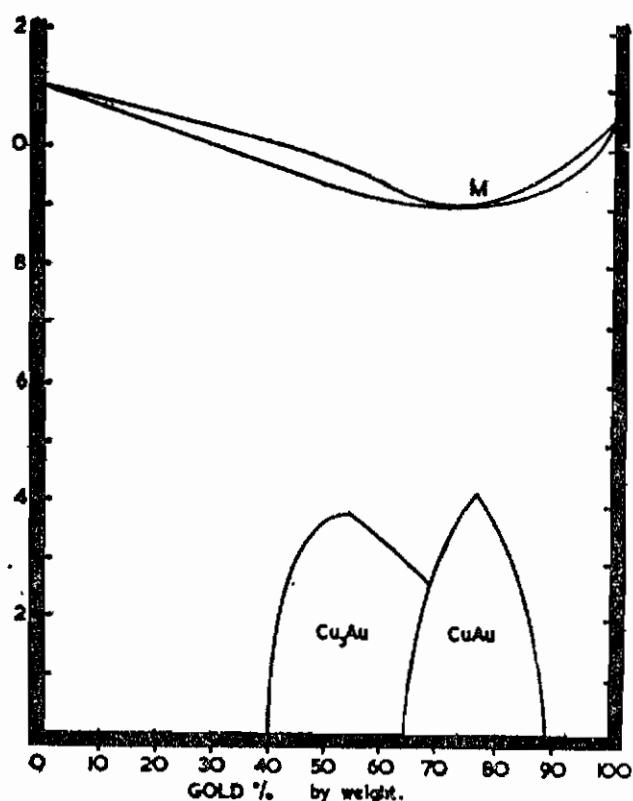
آلیازهای اوتکتیک نسبتاً شکننده و سست می‌باشند و از آنجائی که از دوفلز غیر متجانس تشکیل شده‌اند مقاومت‌شان در مقابل corrosion کم است. امتیاز مهم آلیاز اوتکتیک در پائین بودن نقطه ذوب آن است. پائین بودن نقطه ذوب این نوع آلیازها باعث شده است که با روش‌های ساده‌ای بتوان آنها را ذوب نمود و از این نظر در دندانپزشکی مورد توجه می‌باشد. بطوريکه اغلب احیم‌ها و آلیازهای بادرجه ذوب پائین مورد مصرف در دندانپزشکی دارای ترکیب اوتکتیک هستند.

علاوه بر سیستم‌های آلیاز دوتائی که ذکر شده است، سیستم‌های دیگری مانند آلیازهای pre-tectic، intermetallic وجود دارد که بندرت در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. بنابراین از ذکر جزئیات آن در این بخش خود داری می‌شود.

آلیازهای طلا و مس

بعضی از آلیازهایی که در دندانپزشکی دارای اهمیت خاصی هستند

دارای اجزاء متشكله‌ای می‌باشند که در فاز جامد در درجه حرارتی نزدیک به درجه انجماد بهر نسبتی قابل اتحلال در یکدیگر می‌باشند، ولی با پایین رفتن درجه حرارت و رسیدن به مرحله انجماد بهالت غیر قابل اتحلال در می‌آید. آلیاژ فازات گران بها مانند طلا، پلاتین و پالادیوم بخصوص وقتی که با مس مخلوط شوند نمونه اینگونه آلیاژها می‌باشند. مهمترین نمونه این نوع آلیاژها که از نقطه نظر دندانپزشکی اهمیت دارند آلیاژ طلا و مس می‌باشد. دیاگرام این سیستم در (شکل ۱۷) نشان داده شده است. این دیاگرام بعلت کوچک بودن فاز میمعان و انجماد منحصر بفرد است. این دوفاز در نسبت $75/6$ درصد طلا بهم‌دیگر اتصال پیدا می‌کنند. درجه ذوب آلیاژها کمتر از درجه ذوب دوفاز متشكله است.



شکل ۱۷- منحنی تعادل حرارتی آلیاژ طلا و مس.

این دیاگرام مشابه سیستم آلیاز اوتکتیک است و با وجود اینکه آلیاز به فرم solid solution منجمد می‌شود طلا و مس بهالت نیمه محلول در یکدیگر موجود هستند که علت آن عدم تشابه اندازه اتم‌های طلا و مس می‌باشد.

در مورد آلیازهایی که ۶۵ درصد وزن آنها طلا می‌باشد ساختمان کریستالی آلیاز به صورت face-centered cubic super-lattice تشکیل می‌شود که فرمول آن Cu_3Au می‌باشد. اگر ۶۵ تا ۸۷ درصد وزن آلیاز طلا باشد کریستال‌ها بفرم Cu_3Au tetragonal super lattice بفرمول Cu_3Au در می‌آیند. چون مقاومت این نوع آلیازها در مقابل corrosion زیاد است از نظر دندانپزشکی حائز اهمیت خاصی می‌باشند. ضمناً بعلت اینکه کریستال‌های این آلیازها با انواع عادی کاملاً متفاوت است لفڑش و حرکت سطوح اتمی آن خیلی محدود می‌باشد. این کیفیت بهمراه افزایش قدرت کشش بین اتمی ناشی از منظم بودن اتم‌ها باعث افزایش استحکام، سختی و ایجاد خاصیت الاستیسیته مناسب آلیاز می‌گردد، ولی قابلیت تطویل آن را کم می‌کند. تشکیل این دوفاز موقعی انجام می‌شود که آلیاز از ۰۰۰ درجه سانتی‌گراد شروع بسردشدن نماید. در صورتیکه آلیاز حرارتی بالای این نقطه سریعاً سردشود مخلوط جامد با وضعیت کریستالی نامنظم حاصل می‌شود.

اغلب آلیازهای طلا که در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد از ۶ نوع فاز طلا، پلاتین، نقره، پالادیوم، مس و روی تشکیل شده‌است. بنابراین فازهای بینابینی متفاوتی در درجات حرارت مختلف با نسبت درصد متفاوت فلزات ذکر شده تشکیل می‌گردد و با این جهت پیش‌بینی وضعیت این فازها در مورد آلیازهای چندنائی غیر ممکن می‌باشد.

سخت کردن آلیاژها

اغلب آلیاژهای طلا از نوع محاولهای جامد جانشینی می‌باشند. سخت کردن این نوع آلیاژها بكمک سرد کردن تدریجی انجام می‌گیرد و در نتیجه کریستالهای آن بطور منظمی شکل پیدا می‌کنند. این کیفیت را در اصطلاح *order hardening* گویند. ساختمان این نوع آلیاژها که بدین وسیله اصلاح حرارتی پیدا می‌کنند یا دارای *space-lattice* مشابه محلول جامدی است که از آن حاصل شده است و یا اینکه ساختمان اتمی فلز تغییر شکل پیدا نموده و در نتیجه فرم *lattice* آلیاژ نیز تغییر می‌کند. مثلاً در مواردی که آلیاژ Cu در تحت این نوع تغییرات قرار می‌گیرد ساختمان اتمی آن تغییر شکل داده و از فرم مکعبی بصورت چندگونه در می‌آید. این ساختمان منجر به کاهش تعداد سطوح لفزشی می‌گردد و چون این عمل توأم با افزایش قدرت جاذبه بین اتم‌ها می‌باشد. ماحصل این دو کیفیت باعث افزایش استحکام مکانیکی آلیاژ می‌شود.

با وجود اینکه این نوع سخت کردن با سرد شدن تدریجی فلز ایجاد می‌شود بهتر آن است که آلیاژ را یکباره از درجه حرارتی بالاتر از درجه‌ای که *ordering* انجام می‌شود بدرجه حرارت متعارف پائین آورده و سپس این آلیاژ را در درجه حرارت معین برای مدتی گرم کرد. بدین ترتیب می‌توان میزان افزایش استحکام آلیاژ را کنترل کرد.

طلای آلیاژ آن در دندان پزشکی

طلای خاص نرم بوده و قابلیت تطویل و چکش خواری قابل توجهی دارد. بوسیله عمل cold work (فسردن و ضربه زدن) کاملاً سخت می‌گردد. چنین طلائی در حالت ریختگی استحکام کافی نداشته و در اثر فشارهای جویدن تغییر شکل می‌دهد.

یکی از بهترین موادی که برای ترمیم دندانها از زمان قدیم مورد استفاده قرار گرفته است طلای خالص می‌باشد. معمولاً پرکردگی‌هایی که با این نوع طلا انجام می‌شود در صورتی که کاملاً متراکم گردد دارای حداقل leakage بوده و در مقابل corrosion فوق العاده مقاوم است و می‌تواند برای تمام عمر بدون هیچ‌گونه تغییر در دهان باقی بماند.^۴

انواع طلای خالص

طلای خالص بدوصورت چسبنده و غیر چسبنده با اشکال زیر جهت پرکردن دندانها عرضه می‌شود.^۴

- ۱— Gold foil (زرورق).

- ۲— طلای ورق که از چند ورقه طلای رویهم تشکیل شده است.
- ۳— Mat gold که بصورت صفحات طلاکه از ذرات پودری شکل بهم فشرده تشکیل یافته و باندازه‌های مختلف می‌توان از آن برید.

- ۴— Mat foil که عبارتست از mat gold که بوسیله دوالیه زرورق پوشیده شده است.

- ۵— طلای پودری که عبارتست از مقداری پودر طلا که در زرورق به صورت گویچه‌های کوچک پیچیده شده است.

خاصیت COHESION در طلای خالص

برای اینکه ورقه‌ها یا ذرات پودر طلا بهم چسبندگی پیدا کنند بایستی عاری از هرگونه ناخالصی بوده و دور از دسترس گازهای موجود در هوا باشد، زیرا تماس هوا باطلبا باعث می‌شود مقداری از گازهای موجود در آن جذب طلا شده و از خاصیت چسبندگی آن بکاهد. باین منظور بایستی گلوله‌ها و زرورق‌های طلا را قبل از استعمال بر روی شعله چراغ الکلی محتوی الكل خالص حرارت دادتا برنگ قرمز درآید و گازهای آن خارج شود. عیب این روش این است که دقیقاً نمی‌توان درجه حرارت را کنترل کرد و اگر کمتر از حد لازم حرارت داده شود بعئات وجود ناخالصی قطعات و ورقه‌های طلا بهم دیگر چسبندگی پیدا نمی‌کنند و همین‌طور اگر حرارت بیش از حد لازم باشد طلا شکننده می‌شود. بنابراین از دستگاه الکتریکی مخصوص که بنام Electric annealer نامیده می‌شود و حرارتی معادل ۳۴۰ تا ۳۷۰ درجه سانتی گراد ایجاد می‌کند استفاده می‌شود.

بوسیله این دستگاه گاز و رطوبت و ناخالصی‌ها در ظرف ۵ تا ۲۰ دقیقه بر حسب مقدار درجه حرارت از بین می‌رود و طلا حداقل خاصیت چسبندگی خود را باز می‌یابد. علاوه بر این بایستی دندان مورد نظر کاملاً از براق و محیط دهان جدا گردد زیرا کمترین مقدار رطوبت مانع از اتصاق ورقه‌ها و ذرات طلا بیکدیگر می‌گردد. زرورق و گلوله‌های کوچک طلا را می‌توان بسهولت با plugger های مخصوص با فشار دست و یا با چکش مکانیکی و یا الکتریکی در حفره تهیه شده متراکم نمود.

خواص فیزیکی طلای خالص*

خواص فیزیکی انواع طلاهای خالص که بمنظور پر کردن دندان‌ها

بکار می‌رود تقریباً مشابه یکدیگر است و تأمین خصوصیات فیزیکی مناسب بستگی بروش متراکم نمودن آن در حفره تهیه شده دارد . بطوریکه اگر بدقت متراکم شود استحکام و سختی آن مشابه طلای اینله خواهد بود . بهتر این است که طلای خالص رادر قسمتهاي کوچک بكمك plugger هائي که داراي سطح کوچکي که بين ۴٪ تا يك ميل متر مربع مي باشد متراکم نمود . البته باید دانست که plugger هاي بسيار نازك و تيز سبب سوراخ شدن طلا مي گردد .

پرکردگي حاصل از طلای خالص معمولاً داراي ساختمان يکنواختي نیست و در بعضی نقاط دارای حباب و فضاهای خالی می‌باشد . بمنظور کاهش تخلخل در طلا بایستی نوك plugger تمام سطح هر قطعه از طلائی که در حفره قرار می‌گیرد بطور يکنواخت و کامل متراکم نماید . بهمین جهت بایستی در حفراتی استفاده شود که احتیاج به فرم دادن قسمت خاصی از دندان نداشته باشد . از امتیازات مهم طلای خالص مقاومت مناسب آن در مقابل corrosion و همچنین ناچیز بودن leakage آن است . خواص فیزیکی انواع طلای خالص در جدول زیر نشان داده شده است .

جدول خواص فیزیکی انواع طلای خالص

Density g/cm ³	KHN	Transvers Strength kg/cm ²	نوع طلا کردن	روش متراکم
۱۴/۳	۵۲	۱۶۱۰	بوسیله دست مکانیکی	mat gold
۱۴/۷	۶۲	۱۶۹۰		
۱۴/۴	۵۰	۱۶۵۰	بوسیله دست مکانیکی	طلای پودری
۱۴/۵	۶۴	۱۰۰۰		
۱۰/۹	۶۹	۲۹۶۰	بوسیله دست مکانیکی	gold foil
۱۰/۸	۷۹	۲۶۰		

آلیاژهای طلای دندانپزشکی

آلیاژهای طلا ریختگی در دندانپزشکی در پروتزهای ثابت و ترمیم دندان هامورد استعمال وسیعی دارند و بر حسب مواد متشكله آن تقسیم بنده می شوند . مسلماً هر قدر مقدار درصد طلای خالص در آلیاژ بیشتر باشد پروتز ساخته شده در مقابل تغییر رنگ و corrosion در دهان مقاوم تر خواهد بود.

مقدار طلای خالص موجود در آلیاژ را درجه خلوص (carat) یا fineness می گویند.

عيار عبارت از مقدار طلای خالص است که در ۲۴ قسمت آلیاژ موجود است، برای مثال طلای خالص دارای عيار ۲۴ می باشد و طلای ۲۲ عيار از ۲۲ قسمت طلای خالص و ۲ قسمت فلزات دیگر تشکیل یافته است مقیاس دقیق تر برای مشخص کردن درجه خلوص طلا در آلیاژ که fineness نامیده می شود عبارت از مقدار طلای خالص موجود در ۱۰۰۰ قسمت آلیاژی باشد و بعارت دیگر آلیاژی که دارای fineness ۷۵۰ است از نظر مقدار طلای خالص برابر با طلای ۱۸ عيار می باشد .

أنواع مختلف طلای ریختگی :

طلاهای ریختگی بر حسب درجه سختی و مسحای که بکار می رود به چهار نوع بشرح زیر تقسیم شده اند^۷ :

- نوع اول یا طلای نرم .
- نوع دوم یا طلای متوسط .
- نوع سوم یا طلای سخت .
- نوع چهارم یا طلای بسیار سخت .

مواد متعدد هر یک از انواع طلاهای ریختگی در جدول زیر ذکر شده است^۸:

نام	نام	نام	نام	نام	نام	نام
۵۰/۰	۵۰/۰	۵۰/۰	۲-۴/۰	۴-۱۲	۷۹-۹۲/۰	نوع (۱)
.۰/۰	۵-۱	۱-۴	۷-۱۰	۱۲-۱۴/۰	۷۵-۷۸	نوع (۲)
۱	۵-۳	۲-۴	۸-۱۱	۸-۲۶	۶۲-۷۸	نوع (۳)
.۲	۵-۳/۰	۵-۵	۱۱-۱۶	۴/۰-۲۰	۶۰-۷۱/۰	نوع (۴)

همانطور که در جدول فوق مشاهده می شود آلیاژهای طلای دندانپزشکی از چندین فلز تشکیل شده اند . فلزات مختلف تغییراتی در خواص فیزیکی و مکانیکی آلیاژ ایجاد می نمایند . مهمترین فلزاتی که در ساختمان آلیاژهای طلا شرکت دارند عبارتند از:

۱- طلا

این فلز قسمت اصلی آلیاژهای زرد را تشکیل می دهد و همچنین بالا بودن نسبت درصد طلا در آلیاژ مقاومت آنرا در مقابل tarnish , corrosion افزایش می دهد . بطور کلی تعداد اتم های طلا حداقل بایستی با تعداد اتم های سایر فلزاتی که در آلیاژ بکار رفته است برابر باشد تامقاومت مناسب در مقابل tarnish , corrosion داشته باشد . باین جهت حداقل مقدار طلای موجود در آلیاژ ۷۵ درصد وزن آن را تشکیل دهد . باید دانست که تا حدودی پلاتین و پالادیوم را می توان بجای طلا در آلیاژ مورد مصرف قرار داد . طلا همچنین قابلیت تطویل و وزن مخصوص آلیاژ را زیاد می کند و

عامل مهمی در اصلاح حرارتی آلیاژ است.

۲- مس

مس استحکام و سختی آلیاژ را افزایش می‌دهد یعنی حتی بمیزان ۴ درصد می‌تواند $B\cdot H\cdot N$ آلیاژ را به ۵ برساند. نقش دیگر مس موجود در آلیاژ کمک به کیفیت سخت کردن بوسیله اصلاح حرارتی با مشارکت طلا، نقره، پلاتین و پالادیوم می‌باشد، با این جهت لازم است بیش از ۴ درصد آلیاژ را مس تشکیل دهد و در صورتیکه مقدار آن به ۸ تا ۲۵ درصد بر سر اصلاح حرارتی بسهولت امکان پذیر می‌گردد ولی باید بخاطر داشت که افزایش مس مقاومت آلیاژ را در مقابل corrosion و تغییر رنگ کاهش می‌دهد. علاوه بر مطالب فوق افزایش مقدار مس باعث پائین آمدن درجه ذوب آلیاژ می‌گردد.

۳- نقره

وجود نقره در آلیاژ باعث تغییر رنگ زرد آن شده و قابلیت تطویل آلیاژ را افزایش می‌دهد.

۴- پلاتین

پلاتین یکی از فلزاتی است که باعث افزایش استحکام و سختی آلیاژ می‌گردد و از این نظر حتی بر مس برتری دارد. افزودن این فلز به آلیاژ باعث بالارفتن درجه ذوب آن می‌شود بنابراین نبایستی مقدار آن از ۳ تا ۴ درصد وزن آلیاژ تجاوز کند. این فاز مقاومت آلیاژ را در مقابل corrosion و تغییر رنگ زیاد کرده و مانند نقره باعث تغییر رنگ زرد آلیاژ می‌شود. همانطور که قبل ذکر شد بامس در ایجاد کیفیت اصلاح حرارتی آلیاژ شرکت می‌کند.

۵- پالادیوم

از آنجائی که این فلز دارای خواص مشابه پلاتین بوده و از نظر قیمت خبلی ارزانتر از آن است می‌تواند بجای پلاتین در آلیاژهای طلامور داستفاده قرار گیرد. در هر حال مقدار آن معمولاً از ۵ تا ۶ درصد وزن آلیاژ بیشتر نخواهد بود. در بعضی آلیاژهای نوع بسیار سخت علاوه بر پلاتین، پالادیوم نیز بکار می‌رود. این فلز در افزایش استحکام و سختی آلیاژ و همچنین در سخت کردن آلیاژ بوسیله اصلاح حرارتی مؤثر است ولی این اثر بمراتب کمتر از اثر پلاتین می‌باشد.

۶- روی

افزودن روی بمقدار خیلی کم به آلیاژ بعلت ترکیب شدن با اکسیدهای موجود در آن از کدر شدن آلیاژ جلوگیری بعمل می‌آورد. علاوه بر آن درجه ذوب را پائین آورده و ریختن طلا را آسان می‌سازد.

درجه ذوب آلیاژهای طلا

انواع آلیاژهای طلا درجات ذوب متفاوت و مشخصی دارند و آگاهی بیان در انتخاب نوع آلیاژ برای انجام کارهای ریختگی دندانپزشکی اهمیت خاصی دارد.

در هنگام ریختن آلیاژ بایستی کاملاً مذاب باشد و باین جهت معمولاً آلیاژ را کمی بیشتر از درجه ذوب آن حرارت می‌دهند.

درجه ذوب انواع آلیاژهای طلا بشرح زیر است :

طلا نوع (۱) طلا نرم ۹۳۰ درجه سانتی گراد.

طلا نوع (۲) و (۳) (طلا متوسط و سخت) ۹۰۰ درجه سانتی گراد.

طلا نوع (۴) (طلا بسیار سخت) ۸۷۰ درجه سانتی گراد.

آگاهی به درجات ذوب آلیاژهای برای انجام لحیم کاری نیز اهمیت دارد

زیرا باید لحیمی که انتخاب می‌شود دارای درجه ذوبی پائین‌تر از درجه ذوب طلای مورد مصرف باشد.

اصلاح حرارتی آلیاژ‌های طلا

اصلاح حرارتی بهدو منظور نرم کردن و سخت کردن آلیاژ‌های مورد مصرف در دندانپیشکی انجام می‌شود . برای تأمین تابایست تطویل، چکش- خواری مناسب، سهولت در تراشیدن ، فرم دادن، پرداخت و صیقلی کردن آلیاژها و در صورت لزوم انجام اعمال cold work لازم است ابتدا آلیاژ رانم نمود . به این منظور آلیاژ طلا را در کوره‌های مخصوص بمدت ۱۰ دقیقه در درجه حرارت ۷۰۰ درجه سانتی‌گراد قرارداده و سپس آن را با فرو- بردن در آب سرد می‌کنند . در این فاصله زمانی کلیه فازهای بینابینی اجباراً بصورت نامنظمی در می‌آیند و سرد کردن سریع آن از دوباره منظم- قرار گرفتن کریستال‌ها جلوگیری می‌کنند و عملاً proportional limit و tensile strength آلیاژ کاهش یافته و قابلیت تطویل آن افزایش می‌یابد .

سخت کردن آلیاژ بوسیله اصلاح حرارتی

بمنظور تأمین افزایش استحکام ، سختی ، proportorial limit و کاهش قابلیت تطویل و چکش خواری آلیاژ‌های پروتونی و پروتونی مشابه باستی کار ریخته شده را بوسیله اصلاح حرارتی سخت نمود . سه روش زیر برای انجام این عمل توصیه شده است .

- ۱- کار ریخته شده را در کوره حرارت می‌دهند تا سرخ شود و سپس آن را بتدربیج سرد می‌کنند . در این روش کریستال‌ها فرصت می‌یابند که فازهای بینابینی منظمی ایجاد کنند .
- ۲- در این روش کار ریخته شده را در کوره تا ۴۵۰ درجه سانتی‌گراد حرارت می‌دهند و سپس بتدربیج حرارت را در فاصله ۳۰ دقیقه به ۲۵۰

درجه سانتی گراد پائین می آورند و بعد از آن آلیاژ رادر داخل آب فروبرده و سرد می کنند . البته باید بخاطر داشت که این روش بیشتر برای آزمایش بر روی آلیاژ های طلا بکار می رود زیرا عمل با این طریق فلز تاحدود زیادی شکننده می شود .

۳- این روش که معمول ترین طریق برای سخت کردن آلیاژ ها می باشد بناین صورت است که کار ریخته شده را بر حسب نوع آلیاژی که بکار رفته است بین درجه حرارت ۴۵۰ و ۳۵۰ بمدت ۱۵ دقیقه در کوره قرار داده و سپس آنرا داخل آب فرو می برند .

بطور کلی قبل از انجام هر یک از روش های فوق بمنظور آزاد شدن وايجاد وضعيت مناسب برای سخت کردن آلیاژ ها بواسيله اصلاح حرارتی لازم است کار های ریخته شده را ابتدا نرم نمود . زیرا در غير اين صورت نمی توان عمل سخت کردن را کاملاً کنترل کرد .

خواص فیزیکی آلیاژ های طلا ریختگی

خواص فیزیکی آلیاژ های مختلف طلا در جدول زیر ذکر شده است .

درجه حرارتی elongation	proportional limit	نیمه ایکوگرم نیمه موم نیمه	تensiون تیتانیم تیتانیم تیتانیم	B.H.N.	اصلاح حرارتی	نوع
۲۰-۳۵	۶-۱۰	۲۱-۳۲	۴۵-۷۰	نرم کردن	(۱)	
۲۰-۳۵	۱۴-۱۸	۳۲-۲۸	۸۰-۹۰	نرم کردن	(۲)	
۲۰-۲۵	۱۶-۲۱	۳۴-۴۰	۹۵-۱۱۵	نرم کردن	(۳)	
۶-۲۰	۲۰-۴۱	۴۲-۵۷	۱۱۵-۱۶۵	سخت کردن		
۴-۲۵	۲۴-۴۳	۴۲-۵۲	۱۳۰-۱۶۰	نرم کردن		
۱-۶	۴۲-۶۴	۷۰-۸۴	۲۱۰-۲۳۵	سخت کردن	(۴)	

برابر جدول بالا رابطه مشخص ومستقیمی بین سختی Brinell و tensile strength وجود داشته و افزایش سختی همراه با کاهش قابلیت تطویل آلیازها می باشد. آلیازهایی که دارای سختی کمتر از ۴۰ باشد بعلت تغییر شکل در تحت فشارهای جویدن مورد استفاده قرار نمی گیرد. ذیلا خواص فیزیکی هریک از انواع آلیازهای طلا شرح داده می شود.

طلای نوع (۱)

سختی این نوع طلا بین ۴۵ تا ۷۰ می باشد و قابلیت تطویل آن ۱۸ درصد است و همانطور ته قبل ذکر شد در ساختمان آن علاوه بر طلای خالص نقره و مس و بندرت پلاتین و پالادیوم موجود می باشد. بعثت قابلیت تطویل زیاد burnish کردن آن آسان است. نقطه ذوب این نوع طلا زیاد بوده و امکان سخت کردن بوسیله اصلاح حرارتی آن وجود ندارد. این نوع آلیاز در اینله هایی که کمتر تحت فشارهای جویدن هستند مورد استفاده قرار می گیرد.

طلای نوع (۲)

سختی این نوع آلیاز بین ۸۰ تا ۱۰۰ بوده و مقدار مس آن از نوع (۱) بیشتر است. خاصیت تطویل آن مناسب و مشابه طلای نوع قبلی می باشد. علاوه این نوع آلیاز را می توان بوسیله اصلاح حرارتی سخت نمود. این آلیازها برای ساختن انواع اینله های ترمیمی بکار برده می شوند.

طلای نوع (۳)

این نوع آلیاژ را برای ساختن سرپوش bridge، وایناههای چندسطوحی بکار می‌برند. دارای بالاترین درصد پلاتین و پالادیوم می‌باشد و در نتیجه رنگ آن روشن‌تر از سایر انواع طلای ریختگی است. استحکام و سختی قابل توجهی داشته ولی تطويل آن کم می‌باشد. البته باید دانست که این نوع آلیاژها را می‌توان بوسیله اصلاح حرارتی سخت کرد ولی بهمان نسبت قابلیت تطويل آن کاهش می‌یابد.

طلای نوع (۴)

این نوع آلیاژ طلا برای ساختن اسکلت فلزی پروتزهای پارسیل متحرک بکار می‌رود و بایستی دارای استحکام و قابلیت ارتجاع مناسب و کافی باشد. همچنین بعلت اینکه مقدار نسبتاً زیادی از آلیاژ در یک مرحله ذوب می‌شود لازم است که درجه ذوب آن خیلی زیاد نباشد. با این جهت درصد مس این نوع آلیاژ نسبت به سایر انواع بیشتر بوده بطوریکه درجه ذوب بین ۸۰۰ تا ۹۸۰ درجه سانتی گراد می‌باشد. چون در ساختمان پروتزهای پارسیل متحرک بکار می‌رود واجباراً برای شستشو ازدهان خارج می‌شود لذا کمبود مقاومت در مقابل corrosion از نظر کائینیکی دارای اهمیت خاصی نمی‌باشد. سخت کردن این نوع آلیاژها بوسیله اصلاح حرارتی از سایر انواع دیگر عملی ترمی باشد ولی بهمان نسبت از قدرت و قابلیت تطويل آن کاسته می‌شود. بنابراین همیشه ممکن است قسمتهای باریک اسکلت فلزی پروتز پارسیل مانند بازوهای نگهدارنده و اتصالهای فرعی در حین خم نمودن بشکند. سختی این نوع طلا ۱۳۰ می‌باشد.

آلیاژهای طلای سفید

آلیاژهایی که ذکر شد همگی دارای رنگ طلائی هستند . با افزودن مقداری نقره ، پالادیوم و یا پلاتین رنگ آلیاژ را می توان سفید کرد. البته نیکل رامی توان بهمین منظور مورد استفاده قرارداد ولی در این حالت مقاومت آلیاژ در مقابل تغییر رنگ کم می شود . پالادیوم مناسب ترین فلزی نسبت که برای سفید کردن آلیاژهای طلا مورد استفاده قرار می گیرد و معمولاً قسمت اعظم آلیاژ را تشکیل می دهد. آلیاژهای طلای سفید معمولاً دارای سختی بین ۱۰۰ می باشد ولی قابلیت تطویل آن از طلای زرد کمتر است. در صورتی که این نوع آلیاژها بوسیله اصلاح حرارتی سخت شود قابلیت تطویل آن خیلی کم شده و به ۲ درصد می رسد . درجه ذوب آلیاژهای طلای سفید در حدود ۱۰۰۰ درجه سانتی گراد می باشد بنابراین ذوب آن در مقادیر زیاد مشکل است و در صورتی که این عمل بادقت انجام نشود در اثر اکسیده شدن آلیاژ نواقص مختلفی ایجاد می کند.

انقباض آلیاژهای طلا

آلیاژهای طلامانند سایر فلزات در حین تغییر حالت از مایع به جامد انقباض پیدا می کند . این انقباض از نظر کارهای ریختگی در دندانپزشکی دارای اهمیت خاصی می باشد^۹.

انقباض در سه مرحله ممکن است ایجاد شود.

۱- پس از ریختن فلز تاموقعی که بدرجه حرارت میعنان می رسد.

۲- از مرحله میعنان تا شروع مرحله انجماد .

۳- از مرحله انجماد تاریخیدن به درجه حرارت متعارف .

انقباض مرحله اول نمی تواند نقصی در کار ریخته شده ایجاد کند زیرا

فلز مذاب موجود در مجرای ورودی سیلندر آنرا جبران می‌کند، ولی در مورد مرحله دوم و سوم بایستی پیش‌بینی‌های لازم را بکاربرد تا بعاد کار ریخته شده بالاندازه‌های محل آن کاملاً متناسب باشد. در جدول زیر انقباض خطی انواع آلیاژ‌های طلای ریختگی با مقایسه؛ طلای خالص ذکر شده است.

نوع آلیاژ	انقباض خطی (درصد)
طلای خالص	۱/۶۷
طلای ۲۲ عیار	۱/۵۰
طلای نوع (۱)	۱/۵۶
طلای نوع (۲)	۱/۳۷
طلای نوع (۳)	۱/۴۲

همانطور که از جدول بر می‌آید انقباض خطی انواع آلیاژ‌ها بایکدیگر متفاوت است زیرا مواد متعدد آنها نیز بایکدیگر فرق دارند مثلاً وجود پلاتین و پالادیوم در آلیاژ باعث می‌شود انقباض خطی آلیاژ ریختگی کاهش یابد.

محترف دوباره آلیاژ‌های ریختگی طلا

معمول بعد از ریختن آلیاژ‌های طلا مقداری از آن باقی می‌ماند که می‌توان آنها را دوباره مورد استفاده قرار داد این عمل را دوسته بار بدون اینکه مواد متعدد و خواص آن تغییر کند می‌توان انجام داد ولی ممکن است در حین حرارت دادن‌های پی‌درپی مقدار روی موجود در آلیاژ تبخیر می‌شود. به این جهت با افزودن مقداری آلیاژ جدید این نقص را می‌توان برطرف ساخت.

آلیاژهای اختصاصی پروتزرهای پارسیل متحرک

طللا و آلیاژهای آن بهترین فازیست که برای استفاده در داخل دهان در دسترس دندانپزشکان قرار گرفته است، ولی بعلت گرانی و کمبود آن در بعضی کشورها غالب مجسمین دراندیشه یافتن فازی هستند که بتواند جانشین طلا شود . البته درمورد پروتز پارسیل متحرک آلیاژی که بکار می‌رود بایستی دارای proportional limit و ضریب الاستیسیته بالابی باشد بطوریکه در تحت فشارهای چویدن تغییر شکل پیدا نکند و در مقابل سائیدگی و مواد حل کننده مقاوم باشد. علاوه بر آن قسمتهایی از پروتز پارسیل که بر روی دندانهای پایه عمل نگهداری را بعده دارند بایستی دارای خاصیت فشری و انعطاف پذیری کافی باشند . بعبارت دیگر در این نواحی بایستی آلیاژ از ضریب الاستیسیته کمتر برخوردار بوده و proportional limit آن هم چنان بالاباشد. اگر تمام اسکلت فلزی از یک نوع آلیاژ تهیه شود برای تأمین خواص و مشخصات ذکر شده در بالا اسکلت فلزی باید دارای ضخامت کافی باشد که بتواند rigidity کافی ایجاد نماید و در قسمتهایی که احتیاج به انعطاف می‌باشد آنرا به ضخامت کم درآورد . طلای ریختگی بعد از سخت کردن بوسیله اصلاح حرارتی تقریباً تمام خواص مناسب برای ساختن پروتز پارسیل متحرک را دارد می‌باشد. ولی همانطور که گفته شد بعلت قیمت زیاد استعمال وسیع آن محدود شده است . طلای سفید را که از نظر قیمت ارزانتر می‌باشد می‌توان مورد استفاده قرار داد ولی تمام خواص مناسب را دارا نمی‌باشد^{۱۰}.

آلیاژهای کرم کبالت اولین بار در سال ۱۹۲۹ با نام تجاری vitalium به بازار عرضه شد. این آلیاژ در مقابل corrosion حتی در درجات حرارت بالانیز بسیار مقاوم می‌باشد و در ساختمان تیفه‌های توربین و موتورهای جت مورد

استفاده قرار می‌گیرد. این مقاومت به مقدار درصد کرم موجود درآلیاز بستگی دارد. کرم موجود درآلیاز یک ورقه اکسید مقاوم درروی آلیاز ایجاد می‌کند و این ورقه سایر قسمت‌های فلزی را از اثرات تخریبی حفظ می‌کند. این آلیاز در جراحی و ارتودنسی بصورت میاه و پیچ که در داخل انساج استخوانی قرار می‌گیرد بکاربرده می‌شود و همین طور در دندانپزشکی برای ساختن ایمپلانت مورد استفاده قرار می‌گیرد.

مهمترین عناصر موجود درآلیاز کرم کبات است^{۱۱}:

کبات	۳۶ تا ۶۰ درصد
کرم	۲۵ تا ۳۰ درصد
نیکل	صفر تا ۳۰ درصد
مولبیدن	۵ تا ۶ درصد
کربن	۰/۲ تا ۴٪ درصد
تنگستن	صفر تا ۵ درصد
منگنز	بمقدار ناچیز
سیلیسیوم	بمقدار ناچیز
آهن	بمقدار ناچیز

نیکل موجود درآلیاز قابلیت مفتول شدن آنرا افزایش می‌دهد در حالیکه استحکام آنرا کم می‌نماید. کرم مانع اکسیداسیون می‌شود و ماده اصلی آلیاز را تشکیل می‌دهد، مولبیدن و تنگستن استحکام آلیاز را افزایش می‌دهد. کربن موجود درآن اگر از ۰/۲ درصد بیشتر شود در عین حال که استحکام را زیاد می‌کند بعثت ایجاد کربورهای فلزی آنرا شکننده می‌نماید. منگنز نیز بعضی ماده ضد اکسیداسیون به آلیاز اضافه می‌گردد. باید بخاطر داشت که آلیازهای موجود دارای درصد مواد متشکله متفاوتی

هستند و از آنجائی که خواص مکانیکی آلیاژ با نسبت درصد مواد متشکله‌ان ارتباط دارد، خواص درج شده در جدول زیر نماینده کلیه آلیاژ‌های موجود در بازار نمی‌تواند باشد.

مشخصات فیزیکی و مکانیکی آلیاژ‌های گرم‌گیات

۴۵ کیلوگرم بر میلی‌متر مربع proportional limit

۷۰ کیلوگرم بر میلی‌متر مربع tensile strength

۲۱۰۰ کیلوگرم بر میلی‌متر مربع modulus of elasticity

درصد قابلیت تطویل

B.H.N. ۳۷.

۱۵۰ - ۱۲۵۰ درجه سانتی‌گراد نقطه ذوب در بیشتر موارد برای تسهیل در کاربرد آلیاژ گرم‌گیات و یا کاهش ضریب الاستیسیته بدون تغییر در proportional limit آن می‌توان تغییراتی در مواد متشکله آن ایجاد نمود. بطور کلی هر قدر درجه ذوب آلیاژ پائین باشد سختی و استحکام آن از آلیاژ با نقطه ذوب بالاتر می‌باشد ولی کارکردن با آن آسان بوده و ضریب الاستیسیته آن کم می‌باشد.^{۱۲}

خواص فیزیکی آلیاژ‌های گرم‌گیات

۱- ذوب آلیاژ: نقطه ذوب آلیاژ‌های گرم‌گیات بین ۱۲۵۰ تا ۱۵۰ درجه سانتی‌گراد می‌باشد. با این جهت این نوع آلیاژ‌ها را نمی‌توان بوسایل عادی ذوب نمود و برای این منظور از جرارت ایجاد شده بوسیله گاز اکسی استیوان و یا بوسیله دستگاه الکتریکی مخصوص که برای این منظور بکار می‌رود استفاده می‌گردد. البته دستگاه اخیر که بوسیله مکانیسم high frequency induction آلیاژ را ذوب می‌کند بهترین روش می‌باشد زیرا هیچگونه اثر

مضری بر روی مواد مشکله آلیاژ ایجاد نمی‌شود^{۱۳}.

آلیاژهای کرمکبالت باسانی آلیاژهای طلاذوب نمی‌شود و برای تشکیل ساختمان ذرهای ریز و متراکم لازم است که تا آنجاکه ممکن است حرارت از نقطه ذوب آلیاژ بالاتر نرود. زیرا حرارت دادن بیش از حد سبب ایجاد ساختمان ذرهای درشت و کاهش proportional limit که در استقامت بازوی نگهدارنده اسکلت فلزی اهمیت خاصی دارد می‌گردد. همانطور که قبل اذکر شد بالابودن در صد کربن موجود در آلیاژ سبب شکنندگی آن می‌شود، باین جهت آلیاژهایی که بوسیله شعله گاز اکسی استیلان ذوب می‌شوند بایستی دارای مقدار کربن ناچیزی باشد. زیرا در حین ذوب کردن مقداری کربن توسط شعله جذب آلیاژ می‌گردد. اگر آلیاژ را بلا فاصله بعد از ریختن در آب، سرد کنیم ذرات کربن در بین کریستال‌ها پخش می‌شود و درنتیجه با وجود اینکه سختی آن زیاد می‌گردد بهمان نسبت نیز قدرت تطویل کم شده و در اثر مختصراً خم کردن می‌شکند. سردشدن تدریجی و طولانی آلیاژ سبب رسوب کربن در خارج از ساختمان ذرهای می‌گردد و مجددآ آلیاژ شکننده می‌شود. بهترین روش، سرد کردن تدریجی بمدت یک ساعت می‌باشد که در این حالت علاوه بر تأمین سختی کافی شکنندگی آن نیز کاهش می‌یابد.

۲- انقباض آلیاژ بعد از ریختن : آلیاژ کرمکبالت بعد از ریختن و سخت شدن ۲ تا ۳ درصد انقباض پیدا می‌کند که در مقایسه باطلای سیار زیاد است. البته این مقدار انقباض به این جهت است که نقطه ذوب آلیاژ بالا می‌باشد. باید در نظر داشت که این مقدار انقباض به نسبت وسعت اسکلت فلزی بسیار ناچیز می‌باشد. نوع گچ ریختگی نیز در مقدار انقباض مؤثر است باین معنی که هر قدر گچ ریختگی محکم تر باشد انقباض نیز بهمان نسبت کمتر می‌شود.

۳- رنگ : آلیاژهای کرمکبالت دارای جلای فلزی بارنگ نقره‌ای

می باشند .

خواص مکانیکی

سختی : آلیاژهای کرمکبالت دارای سختی زیادی معادل B.H.N. ۳۷. می باشد . در صورتیکه سختی طلای نوع (۴) در حدود B.H.N. ۲۰۰ می باشد . بهمین جهت پرداخت آن مشکل و مستلزم بکاربردن وسایل متعددی می باشد که به این منظور ساخته شده است .

امروزه باستفاده از خاصیت الکتروولیتها قسمتی از پرداخت این آلیاژ بصورت electropolishing انجام می شود . گفته می شود که شاید سختی زیاد این فلز بخصوص در بازوها ممکن است باعث سائیدگی سطحی مینای دندان های پایه گردد ، ولی باید توضیح داده شود که اگر طرح ریزی و انتخاب آنها صحیح باشد معمولاً سائیدگی و ایجاد پوسیدگی در زیر بازوها بعلت رعایت بهداشت و احیاناً وجود نواحی decalcification می باشد ^{۱۴} . tensile strength کرمکبالت در حدود ۷۰ کیلوگرم بر میلیمتر مربع می باشد modulus of elasticity بطور معمول در حدود ۲۱۰۰۰ کیلوگرم بر میلیمتر مربع است و این خاصیت باعث شده که این فلزرا بتوان در ضخامت بسیار کم ریخت و در نتیجه اسکلت فلزی در عین حال که از نظر ضخامت بهتر تحمل می شود دارای وزن کمی نیز می باشد . در صورتیکه اگر از طلای بسیار سخت استفاده شود لازم است که بازوها نگهدارنده کلفت تر ساخته شده و همچنین انتهای آن در undercut بیشتری از دندان ختم شود .

قابلیت تطویل : درجه تطویل آلیاژهای کرمکبالت معادل طلای نوع (۴) می باشد ولی چون این قابلیت در اثر اصلاح حرارتی کاهش می یابد باین جهت خم کردن مکانیکی و دستی بازوها باعث شکستن آنها می شود . علاوه بر این قابلیت تطویل آلیاژ در قسمت های مختلف اسکلت فلزی متفاوت

می باشد. این تغییرات بین ۱ تا ۱۰ درصد است و بطور کلی قابلیت تطویل آلیاژ برای تأمین خواص مکانیکی مناسب نبایستی از $1/5$ تا ۲ درصد کمتر باشد.

سیم های فلزی مورد مصرف در دندانپزشکی

سیم های فلزی بیشتر در ارتدنسی مورد استفاده قرار می گیرند و از آنجائی که متالوگرافی این فلزات بسیار پیچیده است بدین جهت بذکر نکاتی که بیشتر جنبه عملی دارد انتقام می شود.

STAINLESS STEEL

با افزودن کرم به فولاد آلیاژی بدست می آید که بعلت ایجاد ورقه ای بی اثر در روی سطح فلز مقاومت بسیار زیادی در مقابل اکسیداسیون دارد بدین جهت این نوع آلیاژ را فولاد زنگ نزن نامیده اند. این آلیاژ در ساختمان ابزارهای دندانپزشکی نیز مورد استفاده دارد و دارای ۱۷ درصد کرم است.

فولاد ۱۸

این نوع آلیاژ که ۱۸ درصد کرم و ۸ درصد نیکل و بقیه ترکیب آنرا آهن و $5/0$ درصد کربن تشکیل می دهد در ساختمان سیم های ارتدنسی بسکار نمی زود. نیکل موجود در این آلیاژ مقاومت آنرا نسبت به *corrosion* می دهد. در صورتی که این آلیاژ را از درجه حرارت 105°C تا 109°C درجه سانتی گراد بسرعت سرد نمایند آلیاژ برسیست آمده نرم بوده و غیر قابل اصلاح بوسیله هزاریت می شود. همچنین اگر در حین احیم کردن حرارت بکار گرفته بیش از 100°C درجه سانتی گراد باشد مقاومت آن در مقابل کاهش ملی باند و زمان زمانه ای از *corrosion* بسیار بسیار سریع می شود.

عامتاً این کیفیت ایجاد و استقرار کربور کرم در بین ذرات فلزی آلیاژ می باشد که قشر passive رؤی فلز را از بین می برد. از آنجائی که احیم نمودن فولاد در کارهای ارتادنسی در این درجه حرارت انجام می گیرد باید سعی کرد که از ایجاد این کربور ها جلوگیری شود: افزودن فلز هیتانیوم به مقدار ۶٪ برابر مقدار کربن در ساخته ای ایجاد چنین کیفیتی جلوگیری می نماید.^{۱۵}

عوامل مؤثر در CORROSION فولاد

عدم یکنواختی سطح فلز و وجود خشونت و ناهمواری سبب ایجاد corrosion می گردد. بدین جهت دستگاه های ارتادنسی باید بدقت پرداخت گردد. همچنین تماس کربن با فلز corrosion افزایش می دهد و این کیفیت در اثر کاربرد pliers ارتادنسی از جنس فولاد معمولی نیز حاصل می گردد. همچنین تراش و بریدن فلز بوسیله bur فولادی باعث ورود ذرات کربن در آلیاژ فولاد زنگ نزن می شود. اعمال شدید cold work ممکن است با حضور براق ایجاد تونل الکتریکی کرده و در نتیجه corrosion تشدید می گردد.

خواص میکانیکی فولاد ۸-۱۸ در جدول زیر درج شده است

خواص	نرم شده بوسیله	سخت شده بوسیله	اصلاح حرارتی	اصلاح حرارتی
proportional limit:	۲۰ kg/mm ²	۲۸ kg/mm ²		
tensile strength:	۴۰ kg/mm ²	۶۰ kg/mm ²		
modulus of elasticity:	۲۰۰۰۰ kg/mm ²	۲۰۰۰۰ kg/mm ²		
elongation:	۳ درصد	۵ درصد		
B. H. N.:	۲۵۰	۱۷۰		

بطور کلی این آلیاژ بسختی و استحکام فولاد معمولی نمی باشد، البته می توان آن را بوسیله اعمال cold work سخت نمود ولی فلز مجدداً در اثر

حرارت نرم می‌گردد و خاصیت فنری خود را از دست می‌دهد (حرارت ۷۰۰-۸۰۰ درجه سانتی‌گراد). از آنجائی که فلز در حین لحیم شدن یا جوش دادن نرم می‌گردد باید سعی نمود که از لحیم‌های زودگداز استفاده نمود و طول مدت لحیم کاری را بحداقل رساند. این نرم شدن فلز را می‌توان با اعمال cold work که در حین فرم دادن و یا پرداخت انجام می‌گیرد جبران نمود.

نکات مورد توجه در کاربرد سیم‌های فولادی

استفاده از سیم‌ها و نوارهای فولادی در ارتدنسی مستلزم اعمال work cold می‌باشد. معمولاً سیم‌های ارتدنسی باشکال مختلف نرم، سخت و فنری عرضه می‌شود. سیم‌های سخت را می‌توان باشکال مختلف درآورده ولی دستکاری زیاد منجر به شکستن سیم می‌گردد. بمنظور جلوگیری از این شکستگی‌ها می‌توان سیم را بمدت ۱-۲ دقیقه در درجه حرارت ۴۵-۴۶ درجه سانتی‌گراد anneal نمود. مسلماً سیم با افزایید قطر آن کاهش می‌یابد در حالیکه ضریب الاستیسیته افزایش پیدا می‌کند.

ضریب الاستیسیته سیم‌های فولادی دوبرابر سیم‌های طلا می‌باشد. بدین جهت بمنظور استفاده مشابه در ارتدنسی سیم‌های فولادی باید دارای قطر کمتری باشند. در ارتدنسی برای حرکت دندان‌ها بایستی فشار وارد بر آن‌ها یکنواخت و مداوم باشد و از آنجائی که ضریب الاستیسیته سیم‌های فولادی نازک زیاد می‌باشد و ضمناً پس از اعمال مقداری فشار و حرکت دندان از خاصیت فعاله آن کم می‌شود، لازم است که هر چند گاه آن قسمت از سیم را که باید فشار یکنواخت و مداوم ایجاد کند دستکاری و هماهنگ کرد.

سیم‌های نیکل کروم

این نوع سیم‌ها که از ۸۰ درصد نیکل و ۲۰ درصد کرم تشکیل یافته است مورد استفاده زیادی در ارتدنسی دارند. زیرا مقاومت آن در مقابل corrosion زیاد است. کرم موجود در آلیاژ بعلت ایجاد ورقه‌ای passive از اکسیداسیون آن جلوگیری نموده و نیکل آن corrosion الکتریکی را بحداقل می‌رساید. در صورتی که دستگاه ارتدنسی بدقت تعیز شود این فلز مدت زیادی برآق و بدون تغییررنگ دردهان باقی می‌ماند.

۱۲۰	kg/mm ²	proportional limit
۱۲۶	kg/mm ²	tensile strength
۲۲۰۰	kg/mm ²	modulus of elasticity
صفر تا پانصد درصد		elongation
۲۲۰ تا ۲۰۰	kg/mm ²	B. H. N.

خواص مکانیکی آلیاژ نیکل کروم بقدام زیراست:

اصلاح حرارتی که در مورد این فلز انجام پذیرمی‌باشد نرم کردن آن در درجه حرارت ۸۷۰ تا ۱۰۳۸ درجه سانتی‌گراد است. سخت کردن فلز فقط بواسیله strain hardening امکان پذیر است. حتی پس از نرم شدن به وسیله اصلاح حرارتی بالانجام اعمال cold work آلیاژ استحکامی معادل ۱۸۰ را دارد. بدین جهت پس از حرارت دیدن در حین لحیم کاری نیز خواص مکانیکی مناسب خود را حفظ می‌کند. چون درجه ذوب این آلیاژ ۱۴۰۰ درجه سانتی‌گراد می‌باشد و درجه ذوب لحیم‌های طلا و نقره به مراتب پائین‌تر از این درجه حرارت است بنابراین بعداز لحیم کردن نیز کریستال.

لیزاسیون مجدد ایجاد نمی‌شود.

سیم‌های کرم کبالت

متیم‌های کرم کبالت در ارتدنسی و در ساختن پروتزهای پارسیل مورد استفاده دارند. مقاومت این سیم‌ها در مقابل corrosion در دهان بسیار زیاد است. آلیاژ شامل کبالت، کرم، نیکل، بریلیوم، منگنز، آهن، مولیبدن و کربن است. کبالت بمقدار ۲۸ تا ۴۵ درصد بمنظور افزایش استحکام فلز و کمک به اصلاح حرارتی آن افزوده شده است. کرم بمیزان ۲۰ تا ۲۶ درصد موجود بوده و corrosion و تغییر رنگ را کاهش می‌دهد. مقدار نیکل ۱۵ تا ۳۰ درصد و آهن ۱۵ درصد است که بمنظور افزایش قابلیت تقویل افزوده می‌شود. با وجود اینکه مقدار بریلیوم آلیاژ ۲ درصد تا ۹ درصد است ولی اهمیت خاصی در افزایش استحکام آلیاژ دارد. مولیبدن نیز بهمین منظور افزوده می‌شود و مقدار آن تا ۶ درصد آلیاژ است. منگنز که بمقدار جزئی ۵٪ تا ۲ درصد در آلیاژ موجود است رل خنثی نمودن اکسیدها را بعده دارد. کربن بمنظور افزایش سختی واستحکام آلیاژ افزوده می‌شود ولی مقدار آن نبایستی از ۵ درصد تا ۳ درصد تع加وز نمایند زیرا قابلیت تقویل را کم می‌کند.

اصلاح حرارتی

برای نرم کردن آلیاژ بوئیله اصلاح حرارتی بایستی آنرا ۱۰۹۳ تا ۱۲۰۴ درجه سانتی گراد گرم کرد و تسبیش با فروبردن در آب آن را سرد نمود. این آلیاژ را می‌توان با حرارت دادن تا ۲۶۰ تا ۲۵۰ درجه سانتی گراد و سرد کردن تدریجی

یا حرارت دادن بمدت ۵ ساعت در حرارت ۴۸۲ درجه سانتی گراد سخت نمود.

معمولایین اعمال بوسیله کارخانجات سازنده انجام می گیرد.

خواص مکانیکی و فیزیکی

۱۰۰ kg/mm ²	proportional limit
۱۷۵ kg/mm ²	tensile strength
۱۷۰۰ kg/mm ²	modulus of elasticity
صافرتاییک درصد kg/mm ²	elongation
۲۸۰ تا ۲۵۰ kg/mm ²	B. H. N.

برای بهبود بخشیدن به خواص ذکر شده و آزاد کردن استرس ها می توان این سیم ها را در درجه حرارت ۴۵۰ تا ۴۸۰ درجه سانتی گراد بمدت ۳ دقیقه قرارداد.

لحیم‌های مورد مصرف در دندانپزشکی

لحیم‌ها در دندانپزشکی موارد استفاده متعددی دارند مانند اتصال قسمت‌های مختلف دستگاه‌های ارتدنسی، پروتز‌های پارسیل و همچنین اتصال تنه بریج به پایه‌ها.

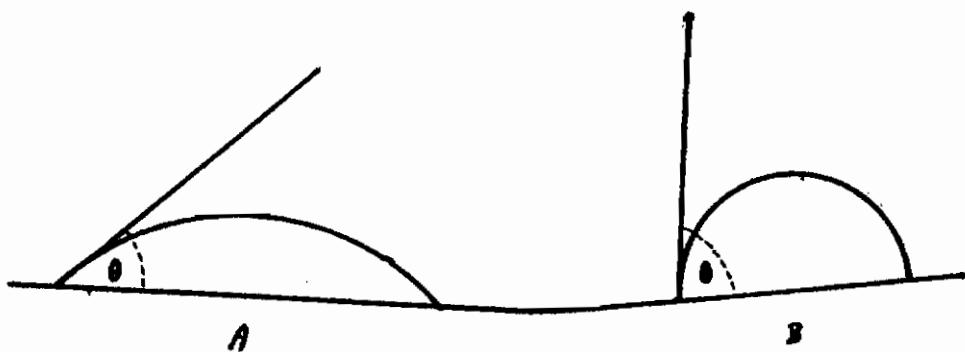
اتصال فلزات به هم دیگر به دو صورت لحیم کردن (soldering) و جوش دادن (welding) انجام می‌گیرد، در موارد اول آلیاژ با نقطه ذوب کمتر (لحیم) بین دو قسمت مورد نظر در محل اتصال ذوب شده و دونقطه فلز را بهم متصل می‌کند. در مورد دوم هیچ‌گونه آلیاژی بین دو قسمت مورد نظر قرار نمی‌گیرد بلکه با ذوب کردن دو آلیاژ در محل مورد نظر اتصال ایجاد می‌شود. در بعضی موارد می‌توان فلزات را بدون حرارت دادن و فقط بکمک فشار بهم متصل نمود، نمونه‌این اتصال در طلای خالص بصورت gold foil انجام می‌گیرد. لحیم‌های مورد استفاده در دندانپزشکی از نوع سخت می‌باشند و لحیم‌های نرم فقط برای اتصال فلزاتی مانند برنج و مس مورد استفاده دارد.

مکانیسم اتصال فلزات بوسیله لحیم کردن

لحیم در حین ذوب شدن بین دو قسمت فلز با سطح آلیاژ مجاور می‌شود، بنابراین کریستال‌های فلز مجاور در امتداد کریستال‌های لحیم قرار گرفته و بین اتم‌های لحیم و آلیاژ جدید اتصال intermetallic مسحکمی ایجاد می‌شود. در مواردی که از لحیم‌های با نقطه ذوب پائین برای اتصال فلزات با نقطه ذوب بالا استفاده شود در محل اتصال آلیاژ جدیدی تشکیل نمی‌شود بلکه اتصال بعات مجاورت کامل اتم‌های لحیم و فلز مجاور انجام

می شود . آلدگی واکسیداسیون سطح فلزات از اتصال صحیح جلوگیری می کند .

جریان یافتن لحیم باید بطریقی باشد که بتواند بوسیله خاصیت جذب مویرگی در حین ذوب شدن وارد درز باریک بین دو قسمت فلز گردد . برای این منظور بایستی زاویه تماس لحیم صفر باشد در صورتی که این زاویه بزرگ باشد لحیم بصورت گلوله درآمده و جریان پیدا نمی کند . بمنظور جلوگیری از ایجاد ورقه اکسید در حین ذوب شدن و تسهیل در جریان پیدا کردن لحیم از flux استفاده می شود (شکل ۱۸) .



شکل ۱۸ - A - موقعیت لحیم با زاویه تماس کم

-B - وضعیت لحیم با زاویه تماس زیاد .

در مورد لحیم های نرم flux مورد استفاده محظوظ کلرورروی یارزین لحیم کاری است . در لحیم کردن سیم های فولادی با قلع از flux اسید فسفریک استفاده می شود . در مورد فلزات گران (لحیم های سخت) flux معمولاً باید دارای فرمول زیر باشد .

۵۵ درصد

پودربوکس بدون آب

۳۵ درصد

اسید باریک

۱۰ درصد

سیلیکا

برای احیم کردن فلزاتی مثل فولاد زنگ نزن و نیکل کروم flux دارای ترکیبات قواید باشد.

flux بصورت خمیر، پودر و محلول بکار می رود. در اثر حرارت دادن زیاد flux بر اتهای فازی ایجاد می شود که برداشتن آن از روی سطح فلز بسیار مشکل است. بنابراین نبایستی بیش از حد آن را حرارت داد.

ANTIFLUX

بمنظور جلوگیری از جریان پیدا کردن لحیم در روی سایر قسمت های فلز از antiflux که معمولاً گرافیت یا rouge می باشد استفاده می شود. بهترین وسیله برای این منظور محدود نمودن محل لحیم کاری و خط کشیدن حدود آن بكمك مدادسياه می باشد.

مشخصات لحیم های دندانپزشکی

لحیم های سختی که در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می گیرند معمولاً دارای درجه ذوب بالا بوده و در مقابل corrosion و تغییر رنگ مقاوم هستند.

نکات زیر در انتخاب نوع لحیم های موز داستفاده اهمیت خاصی دارد.

۱- درجه ذوب لحیم بایستی ۱۰۰ درجه پائین تر از نقطه ذوب فلزات مورد لحیم کاری باشد.

۲- مواد متشکله لحیم باید طوری انتخاب شود که در حین ذوب شدن قابلیت کافی برای جریان پیدا کردن داشته باشد.

۳- لحیم بعد از سخت شدن باید متخلخل باشد. این کیفیت معمولاً در اثر وجود فرازات پست موجود در لحیم و همچنین روش مخلط لحیم کردن ایجاد می شود.

استحکام لحیم باید حداقل مشابه استحکام فلزات مجاور باشد.

مرنگ لحیم باید با فلزات مجاور تطابق داشته باشد.

لحیم باید در مقابل corrosion و tarnish مقاوم باشد. همانطور که قبل ذکر شد هر قدر عیار طلای موجود در لحیم بالاتر باشد مقاومت آن در مقابل corrosion بیشتر است ولی استحکام آن کمتر می شود. بدین جهت در مورد پروتزهای متحرک که برداشتن و تمیز کردن آن امکان دارد می توان از لحیم های طلا باعیار پائین استفاده نمود. بطور کلی لحیم هائی که درجه خلوص آن کمتر از ۵۸٪ باشد در مورد پروتزهای ثابت تجویز نمی شود.

مواد متشکله لحیم ها

مواد اصلی لحیم های طلا مانند آلیاژ های ریختگی طلا شامل طلای خالق، نقره، مس می باشد. روی و قلعه منظور یا یین آوردن درجه ذوب فسفور بمقدار ناچیز جهت بالابردن مقاومت لحیم در مقابل اکسیده شدن به آن افزوده می شود. با تغییر در مقدار نقره و مس موجود در لحیم و افزودن نیکل می توان رنگ لحیم را تغییر داد. با استثنی نیاد آور شدن که با تغییر رنگ لحیم خواص فیزیکی آن نیز تغییر می یابد. بطون مثال اگر مقدار مس زیاد شود قابلیت جریان یافتن لحیم تقلیل پیدا می کند.

در جدول صفحه بعد مواد لحیم های طلا ذکر شده است.

بسیاری از کارخانه های سازنده لحیم های خود را بصورت لحیم های ۱۴، ۱۶، ۱۸ عیار غرضه می کنند که مقصود از عیار ذکر شده مقدار طلای موجود در لحیم نیست بلکه نماینده عیار آلیاژ طلائی است که با استثنی لحیم شود.

روش های لحیم کردن

درووش برای لحیم کردن در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می گیرد.

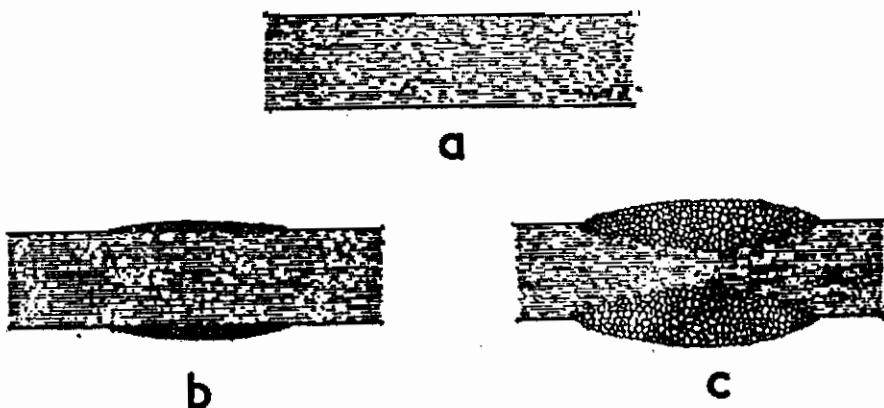
نوع لحیم در صد طلا در صدقه نقره در صد مس در صد روی در صدقه سانتیگرداد درجه ذوب

۷۴۵-۷۸۵	۳/۱	۲/۹	۱۲/۴	۱۵/۴	۶۵/۲	(۱)
۷۵۰-۸۰۵	۲	۳/۴	۱۶/۴	۱۲/۲	۶۶	(۲)
۷۶۵-۸۰۰	۱/۷	۳/۹	۱۳/۱	۱۶/۳	۶۵	(۳)
۷۵۵-۸۳۵	۲	۳	۱۰	۱۲/۱	۷۲/۹	(۴)
۷۴۵-۸۷۰	۲	۲/۲	۶/۸	۸/۱	۸۰/۹	(۵)

۱- این طریقه معمولاً برای لحیم کاری سیم‌ها و نوارهای مورد مصرف در ارتدنسی بکار می‌رود . در این روش لحیم مورد نظر را روی دو قطعه فلز گذاشته و سپس آن را در روی شعله قرار می‌دهند تا لحیم ذوب شود و دو قسمت را بهم متصل کند . از آنجائی که این روش بسیار سریع است تغییری در ساختمان فلزی سیم‌ها پیدا نمی‌شود . باید با خاطرداشت که بعد از سردشدن نباید قسمت لحیم شده را خم نمود زیرا لحیم شکننده بوده و سبب شکستن محل لحیم شده می‌شود .

۲- برای اتصال *clasps* به بدنه پارسیل و یا اتصال تنہ بریج به پایه‌ها، قسمت‌های مورد نظر باید در موقعیت ثابتی قرارداده شوند . برای این منظور از چیزی که استفاده می‌شود فاصله دو قسمت فلز مورد نظر نباید بیش از یک میلیمتر باشد زیرا لحیم قادر به پر کردن این فاصله نخواهد بود و باعکس در صورتیکه دو قطعه فلز کاملاً باید یگر مماس باشند در اثر حرارت و انبساط بیکدیگر فشار آورده و بریج تغییر شکل می‌یابد . در مورد لحیم کردن طلا فاصله ۱۵/۰ تا ۲۰/۰ میلیمتر مناسب‌ترین فاصله بین دو قطعه فلز مورد لحیم است . برای لحیم نمودن ، دو قطعه فلز را در فاصله مورد نظر در گچ لحیم کاری قرار می‌دهند .

زمان انجیم کردن باید تاحدمکن کوتاه باشد بدین ترتیب که بمجرد آنکه لحیم کاملاً ذوب شد و فاصله بین دو قطعه فلز را پر کرد بایستی حرارت دادن را متوقف کرد. در صورتی که حرارت دادن طولانی شود لحیم به مقدار بیشتری در فلز نفوذ کرده و اتصال دو فلز در این ناحیه تضعیف می‌گردد. این کیفیت در شکل ۱۹ بخوبی نشان داده شده است.



شکل ۱۹ - اثر زمان انجیم کاری .

— ساختمان سیم b — لحیم کاری سریع c — لحیم کاری طولانی
حرارت طولانی زمان انجیم کاری می‌تواند ساختمان فلز را تغییر دهد،
با این ترتیب که کریستالیزاسیون مجدد و grain growth ایجاد می‌شود. در
صورتی که فلز تحت اعمال cold work قرار گرفته باشد این کیفیت خیلی سریع
پیدا می‌شود. مثلاً سیم‌های ارتدىنسی در صورتی که بیش از چند دقیقه
حرارت داده شوند خاصیت الاستیسیته خود را از دست می‌دهند و همچنین
استحکام و مقاومت آن در مقابل corrosion کاهش می‌یابد. حرارت بیش از حد لزوم
در حین انجیم کاری سبب اکسیده شدن بعضی فلزات موجود در لحیم شده و
در نتیجه مقدار تخلخل در ناحیه انجیم شده بچشم می‌خورد.

اصول لحیم کاری

اهم نکاتی که بایستی در لحیم کاری در نظر داشت بقرار زیر است:
۱- قطعات مورد لحیم بایستی از اکسیداسیون، چربی و آلودگی

عارضی باشد.

- ۲- فاصله دو قسمت باید بیش از یک میلیمتر باشد.
- ۳- مو میکه دو قسمت فلزی را بهم متصل کرده است باید بدقت زدوده گردد.
- ۴- بکار برده شده باید بیش از حد لزوم باشد.
- ۵- حرارت دادن لحیم باید خیلی سریع انجام گیرد.
- ۶- حداقل مقدار لحیم لازم باید مورد استفاده قرار گیرد.
- ۷- در صورتی که لحیم جریان پیدا نکند باید فلز را سرد کرده تمیز نمود و مجدداً لحیم کرد.
- ۸- چون معمولاً لحیم از قسمت های سردتر به نقاط گرم جریان پیدا می کند، لازم است که بواسیله نوک شعله لحیم مذاب را هدایت کرد.

خواص مکانیکی لحیم ها و اصلاح حرارتی

خواص مکانیکی لحیم های مختلف طلا در جدول زیر نشان داده شده

است.

نوع اصلاح لحیم حرارتی	elongation %	tensile strength kg/cm ²	proportional limit kg/cm ²
نرم شده (۱)	۱۴	۲۹۸۰	۱۸۹۰
سخت شده	۱	۴۴۰۰	۴۸۵۰
نرم شده (۲)	۱۲	۳۱۲۰	۲۰۶۰
سخت شده	کمتر از یک	۵۸۵۰	۵۴۲۰
نرم شده (۳)	۹	۳۰۸۰	۲۱۰۰
سخت شده	کمتر از یک	۶۴۰	۵۴۰
نرم شده (۴)	۷	۲۰۲۰	۱۶۸۰
سخت شده	کمتر از یک	۴۹۰۰	۴۳۰۰
نرم شده (۵)	۱۸	۲۶۲۰	۱۴۴۰

لحیم هارا می‌توان بکمک اصلاح حرارتی سخت کرد ولی خاصیت تطویل آنها کاهش یافته و شکننده می‌شوند بدین جهت بهترین راه اصلاح حرارتی گرم کردن مجدد قسمت لحیم شده تا ۷۰۰ درجه سانتی گراد و سرد کردن ناگهانی آن بمنظور آزاد نمودن استرس هایی که در حین لحیم کاری در فاز ایجاد شده است می‌باشد. حال اگر مجدد آ فلز را حرارت داده (۵۰ درجه) و با سرعتی بیش از حد معمول سرد کنیم سخت شدن در اثر این نوع اصلاح حرارتی کمتر بوده و در نتیجه از شکننده شدن محل لحیم شده جلوگیری بعمل می‌آید.

بطور کلی tensile strength و proportionol limit لحیم ها کمتر از طلاست نوع (۱) و (۲) می‌باشد.

لحیم های طلای سفید

چون نقطه ذوب طلای سفید بالاتر از طلاست زرد است بدین جهت می‌توان از طلاست معمولی برای لحیم کردن طلای سفید استفاده نمود، البته لحیم مخصوص برای طلای سفید نیز موجود است که از نظر رنگ تطابق بهتری با طلاست سفید دارد. در لحیم طلای سفید کمتر از لحیم های معمولی است و باید در درجه ذوب بالاتری حرارت داده شود ولی بعلت کریستالیزاسیون مجدد و grain growth سریع این فلز در درجات حرارت بالا باید عمل لحیم نمودن را سریعاً انجام داد. این نوع لحیم ها را نمی‌توان بوسیله اصلاح حرارتی سخت نمود.

لحیم کردن فولاد

لحیم مورد استفاده برای فولاد باید دارای درجه ذوب زیر ۷۰۰ درجه سانتی گراد باشد زیرا در بالاتر از این درجه خواص مکانیکی فلز تغییر پیدا کرده و بعلت رسوب کربور کردن در مراحل ذرات فولاد مقاومت آن نسبت به corrosion.

کاهش پیدا می‌کند.

از طلای ۱۰ عیار برای لحیم کردن فولاد نیز می‌توان استفاده نمود ولی مقاومت آن در مقابل corrosion بسیار کم است. مواد متخلکه لحیم‌های فولاد معمولاً بقرار زیراست:

نقره	۶۳ درصد
منس	۲۷ درصد
روی	۱۰ درصد

درجه تطویل این لحیم بین ۱۰-۱۵ درصد است. بدین جهت خشم نمونن سیم در مجاورت نقطه لحیم شده باعث شکستن آن ناحیه نمی‌شود. از آنجائی که لحیم‌های نقره دردهان دارای corrosion مقابله ملاحظه‌ای می‌باشد فقط در صورتی در دهان مورد استفاده قرار می‌گیرند که بواسیله بزین‌های آکریلیک پوشانیده شوند و یا اینکه استفاده از آنها دردهان از چند ماه نجاوز نکند. بمنظور جلوگیری از corrosion می‌توان محل لحیم را با یک ورقه طلا یا نیکل پوشانید که البته اثر مهمی ندارد. در حین لحیم کردن فولاد باید توجه داشت که فلز اکسید نشود زیرا پس از تشکیل اکسید اسیون نمی‌توان آنرا حذف کرد. بدین جهت flux را باید قبل از حرارت دادن با آن اضافه نمود. عمل لحیم کردن باید سریعاً انجام گیرد و در صورتی که فلز برنگ قهوه‌ای یا آبی درآمد (علامت اکسید اسیون) باید آنرا سرد نموده و ورقه اکسید را تمیز کرده و مجددآflux زده و لحیم نمود.

لحیم کردن گرمکالت

این آلیاژ را می‌توان باللحیم ۱۸ عیار طلا انجام نمود. بهترین راه برای لحیم کردن، قراردادن فلزات مورد نظر در گچ ریختگی لحیم کاری است سپس می‌توان پروتز را بهمراه لحیم در گوره حرارت داد و حرارت را آنقدر بالا

برد تالحیم ذوب شده جریان پیدا کند. در صورتی که اکوزه محتوی گاز بی اثربار مثل Argon باشد ازایجاد اکسیداسیون جلوگیری می‌شود.

۲- جوش دادن (WELDING)

جوش دادن عبارتست از اتصال دو قطعه فلز بدون کمک flux و لحیم. این عمل در دندهای پژوهشی موارد استفاده محدودی دارد مانند اتصال ورقهای طلای خالص (gold foil) بوسیله اعمال فشار.

نقطه جوش (SPOT WELDING)

فلزات را با عبور جریان الکتریستیه می‌توان گرم کرد. از این کیفیت برای جوش دادن فلزات نیز استفاده می‌شود بدین ترتیب که دو قسمت مورد نظر را بکمک دوالکترود مسی ضخیم در دو طرف قسمت مورد نظر تحت فشار قرار داده سپس جریان الکتریستیکی با آمپر زیاد در آن عبور می‌دهند. جریان الکتریستیه در این ناحیه حرارت کافی برای جوش خوردن دو قطعه فلز ایجاد می‌کند. یکبار جوش دادن برای اتصال محکم دو فلز کافی نیست و باید چند بار آنرا تکرار نمود. فلزاتی که حرارت نهالکتریستیه را خوب هدایت می‌کنند مناسب برای این نوع جوش دادن نیستند. بدین جهت جوش دادن فقط در مورد نیکل، کرم و فولاد مورد استفاده قرار می‌گیرد.

جریان الکتریستیه مورد لزوم برای جوش دادن ۷۵۰-۲۵۰ آمپر با اختلاف سطح ۲-۶ ولت در زمان یک پانزدهم ثانیه می‌باشد. شدت جریان کمتر سبب می‌شود محل اتصال ضعیف و شدت جریان بیشتر سبب ذوب فلز می‌گردد.

اشکال مهم در کارجوش دادن این است که دو قطعه فلز مورد نظر باید روی یکدیگر قرار گیرند. بدین جهت این روش در کارهای ارتدنسی بکار می‌رود.

TARNISH - CORROSION

فلزات در تماس با محیط‌های مختلف ایجاد راکسیون شیمیائی بخصوصی می‌نمایند که ماحصل آنرا corrosion می‌نامند. موادی که در اثر corrosion در سطح فلز ایجاد می‌شود ممکن است سبب تخریب فلز شده و یا بصورت ورقه محافظتی مانع از ادامه تخریب شود. متاسفانه اکثر فلزاتی که در محیط دهان مورد استفاده قرار می‌گیرند کم ویژه دستخوش این کیفیت می‌شوند. زیرا محیط دهان بعلت وجود رطوبت، حرارت، مواد غذائی و استعمال دخانیات دارای PH متغیری است که محیط را برای ایجاد corrosion مستعد می‌سازد.

تجزیه مواد مختلف در دهان بخصوص بین دندان‌ها موقعیت مناسبی برای ایجاد corrosion تولید می‌کند.

لطفاً corrosion و tarnish در بسیاری از مواقع برای مواد مشابه بکار برده می‌شود. در حالیکه tarnish یک نوع تغییررنگ فلزی در اثر رسوب مواد مختلف بر روی سطح فلزات است، عامل این نوع تغییررنگ باکتری‌های مولد رنگ و موادرنگی مثل آهن، چیوه، داروها و مواد غذائی و شیمیائی مختلف است. همچنین تشکیل ورقه نازکی از سولفورها یا کلرورها نیز می‌تواند سبب تغییررنگ فلزات در دهان شود.

نقطه این است که در روی سطح فلزات تیست بلکه یک نوع تجزیه و آزادشدن ذرات فلزی در اثر کیفیت شیمیائی می‌باشد. وجود اکسیژن، کلر، گوگرد و اسیدهای مختلف مثل اسید لاکتیک سبب تسریع در ایجاد corrosion می‌شود. عامل اصلی ایجاد corrosion در دهان اشخاصی که بهداشت را نیز کاملاً مراعات می‌نمایند گوگرد موجود در مواد غذائی

و محلول در بزاق می‌باشد.

کیفیت تشکیل corrosion دقیقاً مشخص نیست، بطور کلی هر قدر سطح فلز صاف تر و براق تر باشد corrosion کمتر خواهد بود. ساختمان فلز، مواد متخلخل آن، وضعیت شیمیائی محیط و حرارت در ایجاد corrosion مؤثر است.^{۱۷}

معمولایی کیفیت بد و صورت انجام می‌شود. corrosion شیمیائی که یکنوع واکنش شیمیائی بین فلز و عوامل مختلف موجود در محیط می‌باشد مانند corrosion نقره موجود در آمالگام بعلت حضور گوگرد و تشکیل Ag_2S عوامل دیگری مانند اسیدها و قلیائی‌های مختلف موجود در دهان در مواردی که سطح فاز متخلخل و ناهموار باشد ممکن است ایجاد corrosion نمایند. نوع دیگر که بنام corrosion الکتریکی نامیده می‌شود بعلت جریان الکتریسیته ایجاد شده و یکنوع واکنش الکتروشیمیائی است.

این کیفیت در دهان بعلت وجود فلزات نامتجانس والکتروولیت مناسب که همان بزاق است ایجاد می‌شود. مقدار شدت جریان الکتریکی ایجاد شده بسیگنی به ظرفیت الکتریکی فلزات مربوطه دارد. فلزاتی مثل روی، منگنز و آلومینیوم بعلت قابلیت ایجاد یونها در الکتروولیت دارای بار منفی می‌شوند در حالیکه طلا، نقره و پلاتین از الکتروولیت یون جذب می‌نمایند و بار مثبت پیدامی کنند. در الکتروولیت‌ها جریان الکتریکی از قطب منفی بطرف مثبت حرکت می‌کند و در نتیجه فلز دارای بار الکتریکی منفی بتدریج انحلال پیدا می‌کند.

فلزات نامتجانس وآلیاژ‌های اوتکتیک، فلزاتی که در روی آنها اعمال cold work انجام شده و همچنین عدم یکنواختی فشار اکسیژن در قسمت‌های مختلف فلزات سبب ایجاد corrosion در دهان می‌شوند.

شدیدترین نوع corrosion الکتروشیمیائی در اثر تماس آهن و آلومینیوم یا سایر فلزات پست مشابه با نقره ایجاد می‌شود. آلیاژهای اوکتیک بعلت ساختمان غیر یکنواخت بسیار مستعد به corrosion می‌باشند و به این جهت در محل اتصال احیم به فلزات کوپل الکتریکی در روی سطح آن ایجاد شده و corrosion انجام می‌پذیرد.

فلزاتی که تحت cold work قرار می‌گیرند (مانند burnish کردن یا چکش- زدن و خم کردن) بعلت ایجاد ساختمان‌های تحت استرس در حضور بزاق کوپل الکتریکی تولید می‌کنند، درنتیجه از نقاطی که تحت استرس زیادبوده است کاسته می‌گردد. بدین جهت نبایستی لبه‌های پرکردگی‌های طلا و یا پروتزهای طلا را پیش از حد لازم burnish کرد.

همچنین در مورد پروتزهای پارسیل فلزی بعلت تحت استرس قرار گرفتن clasp در اثر برداشتن و گذاشتن متناوب دردهان نسبت به corrosion مستعد شده و در صورتی که نواقص مختصراً در روی این نوع clasp موجود باشد منجر به شکستن آن می‌گردد.

علاوه بر این corrosion ممکنست در اثر اختلاف فشار اکسیژن در نقاط مختلف یک نوع فلز ایجاد گردد. این کیفیت در مورد پرکردگی‌های ناصاف و پرداخت نشده صدق می‌کند بدین ترتیب که در عمق تخلخل‌های ریز فلز فشار اکسیژن بسیار کم است. اختلاف فشار اکسیژن در این نقاط با سایر نقاط پرکردگی ایجاد corruption وسیع شدن فرورفتگی‌های ریز می‌شود و کم کم بصورت گودالی در می‌آید و جمع شدن ذرات مواد غذائی در بین سطوح تماس دنانها و یا نقاطی که بر احتی تمیز نمی‌شوند سبب تشدید corrosion می‌شود. بدین جهت توصیه می‌شود که همواره پرکردگی‌های فلزی تدقیق پرداخت شود، علاوه بر این در مواردی که پرکردگی‌ها بادیواره خود فاصله دارند همین کیفیت سبب ایجاد corrosion و تغییر رنگ دنان می‌شود.

معمول ایجاد corrosion در فلزات موجود در دهان دارای یک عامل منفرد نمی‌باشد بلکه عوامل مختلفی که ذکر شد در ایجاد آن شرکت دارند. از آنجه گذشت می‌توان نتیجه‌گیری کرد که محیط دهان و وضعیت دندان‌ها مناسب برای ایجاد corrosion می‌باشد. رژیم غذائی، فعالیت باکتریها، داروهای مختلف، دودسیگار و عدم رعایت بهداشت دهان عواملی می‌باشند که شرکت می‌شوند یک نوع فلز یا آلیاژ در دهان افراد مختلف دارای corrosion متفاوتی باشد.

مقاومت فلزات در مقابل corrosion مسلماً از عوامل مهم در انتخاب نوع آلیاژ برای مصرف در دهان می‌باشد. متوفانه هیچ‌گونه آزمایشات لبراتواری برای پیش‌بینی مقدار corrosion در دهان در دسترس نیست، البته می‌توان فلزات را در محیط‌های مختلف مثل زردت تخم مرغ، سولفور آمونیوم و آب اکسیژن قرارداد و آنها را اندازه‌گیری نمود ولی هیچ‌کدام از این محیط‌ها نمی‌توانند مشابه محیط دهان باشند. این آزمایشات نشان داده است که بالابودن درصد طلای آلیاژ مقاومت آنرا نسبت به corrosion افزایش می‌دهد. بدین جهت همواره آلیاژ مورد استفاده در دهان حداقل باید دارای ۶۵ درصد طلا، مقداری پلاتین و پالادیوم باشد. بعضی از فلزات مثل آلیاژ کرم کبالت در مقابل corrosion مقاومت فوق العاده دارند و علت آن وجود یک ورقه بی‌اثر از اکسید بی‌رنگ بر روی سطح آنهاست که در مقابل corrosion مقاومت می‌کند.

علاوه بر مواد متشکله کیفیت پرداخت فلزات نیز همانطور که ذکر شد اهمیت خاص دارد. بدین جهت سطح کلیه پرکردگی‌های فلزی باید کاملاً براق و صاف باشد. سطح صاف و براق آسان‌تر تمیز شده مواد غذائی کمتر بر روی آن انباسته می‌شود. وجود شیار، تخلخل یا فرورفتگی در پرکردگی‌ها ایجاد corrosion را تشدید می‌نماید.

فلزات نامتجانس دردهان

در صورتی که یک پرکردگی آمالگام در مجاورت طلا دردهان قرار گیرد و یا این که این دونوع ماده ترمیمی در دو دندان مقابل بکار برده شده باشد در حضور بزاق تشکیل یک پیلداده و جریان الکتریسیته بوجود می‌آید. مقدار جریان ایجاد شده نیم تایک آمپر و ولتاژ آن حدود ۵۰۰ میلی ولت است. امکان ایجاد جریان بین فلزات مشابه مثل آمالگام‌های مختلف یا اینله‌های طلای متفاوت دردهان نیز موجود می‌باشد زیرا هیچ وقت دونوع آلیاز بکار برده شده‌دارای ساختمان کاملاً مشابهی نیستند. البته جریان ایجاد شده بین فلزات مشابه ضعیف‌تر است همچنین ممکن است جریان الکتریکی در اثر تماس قاشق فلزی با پرگردگی نیز ایجاد شود. تماس آلیاز‌های کرم بالات و سیم‌های فولادی با سایر فلزات موجود دردهان ایجاد جریان الکتریکی با ولتاژ ضعیف می‌نماید. تماس طلای زرد و آمالگام در حدود ۵۰ میلی ولت اختلاف سطح الکتریکی را نشان می‌دهد. طلای سفید در تماس با آمالگام ایجاد ولتاژ بیشتری می‌کند.

اهمیت گالینیکی جریان گالوانیک

ثابت شده است که دردهان همواره جریان گالوانیک موجود می‌باشد و بنظر می‌آید که حذف این جریان در صورت وجود آلیاز‌های مختلف در دهان غیرممکن می‌باشد. با وجود اینکه بسیاری از مواد کف‌بندی عایق خوبی‌هستند ولی بعلت جذب رطوبت از عاج و همچنین در اثر leakage متفاوت می‌باشند.^{۱۸} در دندان در اثر جریان گالوانیک در موارد مختلف گزارش شده است ولی چندان شایع نبوده معمولاً بلا فاصله بعد از

پر کردن دندان ایجاد شده و بتدریج کاهش می‌یابد . علت کاهش جریان گالوانیک تشکیل لایه tarnish در روی سطح پر کردگی است که در مقابل عبور جریان مقاومت کافی دارد . علاوه بر این کیفیت، فیزیولوژیکی دندان نیز در ایجاد درد اهمیت خاص دارد و بتدریج که دندان از تحریکات ناشی از تراش و تهیه حفره بهبود پیدا می‌کند با وجود ادامه جریان الکتریکی درد کاهش می‌یابد . یکی از راه‌های عملی برای جلوگیری از جریان گالوانیک آغشته نمودن سطح خارجی پر کردگی با varnish می‌باشد تازمانیکه پولپ بحال طبیعی برگردد. در مورد پر کردگی‌های قدیمی آمالگام پرداخت سطوح corrosion یافته آن نیز در کم کردن جریان گالوانیک مؤثر است.

تحقیقات نشان داده است که رابطه خاصی بین آزادشدن یونهای فلزی در اثر جریان گالوانیک و بیماری‌های مختلف مانند کوپلازی، ناراحتی‌های کلیوی و زخم معده موجود نیست . با وجود این همواره باید سعی نمود که از ایجاد جریان گالوانیک در دهان جلوگیری شود زیرا مزه فلزی که در اثر آزادشدن یونهای فلزی ایجاد می‌شود برای بیمار نامطبوع است. از پر کردن دو دندان مجاور یا مقابل با دوفان غیر متجانس حتی المقدور باید اجتناب نمود و در صورتی که یک پر کردگی آمالگام و دیگری طلا باشد حبوب موجود در آمالگام ممکن است طلارا حل نموده سبب تضعیف آن گردد و در اثر corrosion تغییر رنگ و تخریب در هر دو پر کردگی دیده شود.

REFERENCES

- 1— Skinner, E.W., Phillips, R.W.: The Science of Dental Materials, ed. 6, Philadelphia, 1965, W.B. Saunders Company, pp. 239-240.
- 2— Anderson, J.N.: Applied Dental Materials, ed. 3, 1967, Blackwell Scientific Publication, p. 39.
- 3— Combe, E.C. : Notes On Dental Materials, ed. 2, Evaluation of the Churchill Livingston, pp. 52-55 .
- 4— Richet, W.A., and Cantwell, K.R. : A Study of Cohesive Gold, J. Prosth. Dent. 15 : 722-731, 1965 ..
- 5— Hollenback, G. M., and Collard, E. W. : An Evaluation af the physical Properties of Cohesive Gold, J. South Calif. Dent. Assoc. 29 : 280-293, 1961 ..
- 6— Mahn, R.S. and Charbeneau, G. T. : A Study of Certain Mechanical Properties and the Density of Condensed Specimen Made from Various Forms of Pure Gold, J. Am. Acad. Gold Foil Operators, 8 : 6-12, 1965 ..
- 7— Council on Dental Research : Guide to Dental Materials, ed. 6, Chicago, American Dental Association, 1966, p. 124 .
- 8— Wise, E.M. : Cast Gold Dental Alloys, Metal Hand Book, Cleveland, American Society for Metals, 1948, p. 1121 .
- 9— Hollenback, G. M., and Skinner, E. W. : Shrinkage During casting of Gold and Gold Alloys, J. Am. Dent. Assoc. 33 : 1391-1399, 1964.

- 10— Johnson, W.: A comparison of Cobalt-Chromium Alloy and Yellow and White Gold Alloys, Dent. Pract. 8 : 6, 1957.
- 11— Earnshaw, R. G.: Cobalt-Chromium Alloys in Dentistry, Brit. Dent. J. 101 : 67-75, 1956.
- 12— Taylor, D. F., Leibfrit, W. A. and Alber, A. G.: Physical Properties of Chromium Cobalt Dental Alloys, J. Am. Dent. Assoc. 56 : 343-351, 1968 .
- 13— Harcourt, H. J. and Corderill, W.F.: Induction Melting of Cobalt-Chromium Alloys, Brit. Dent. J. 118 : 325, 1965 .
- 14— Phillips, R.W., and Leonard, L.J.: A Study of Enamel Abrasion as Related to Partial Denture Clasps, J. Prosth. Dent. 6 : 657, 1956 .
- 15— Skinner, E. W., Phillips, R. W.: The Science of Dental Materials ed. 6, Philadelphia, 1965, W. B. Saunders Company, p. 628 .
- 16— Ryge, G.: Dental Soldering Procedures, Dent. Clin. North Am. Nov. 1958, pp. 747-757 .
- 17— Van Vlack, L.H.: Elements of Materials Science, ed. 2, Massachusetts, 1964, Addison - Welley, Chapter 12 .
- 18— Phillips, I. J., Phillips, R.W.: Measurement of the Electric Conductivity of Dental Cements, J. Am. Dent. Assoc. 34 : 839-848, 1955 .

بخش سوم

مواد قالب‌گیری

هدف از قالب‌گیری در دندانپزشکی بدست آوردن وضعیت منفی صحیح و دقیقی است که تمام جزئیات فرم دندانها و لکین و مخاط را منعکس سازد. برای این منظور باید از ماده‌ای نرم و پلاستیکی استفاده نمود که پس از استقرار در محل در مدت زمان کوتاهی سخت گردد. باریختن قالب‌بندی آمده از چج، سیمان، آمالگام یا مس مدلی بدست می‌آید که کاملاً مشابه ناحیه‌ای است که از آن قالب‌گیری شده و به قالب مشبّت موسوم است.

خواص مناسب برای یافتماده قالب‌گیری^۱

الف - خواص بیولوژیک

از آنجاییکه ماده قالب‌گیری در حین قالب‌گیری بالسانساج دهان تماس دارد باید عاری از هرگونه اثر سمعی یا سحریکی باشد (خطرات ناشی از بلع و تنفس ذرات ماده قالب‌گیری را باید از نظر دور داشت).

ب - خواص فیزیکی

۱ - دارای پلاستیسیته کافی در حرارت دهان بوده و جزئیات مورفولوژی دندان‌ها و بافت‌های دهانی را دقیقاً ثبت نماید.

۲- زمان گرفتن ازه دقیقه تجاوز نکند.

۳- در هنگام سخت شدن دارای انبساط جزئی باشد.

۴- عدم تغییر شکل دائمی هنگام بیرون آوردن از دهان.

۵- بعد از بیرون آوردن از دهان تغییر شکل ندهد.

ج - خواص عملی

۱- ماده قالب گیری باید ارزان قیمت و از نظر اقتصادی مناسب باشد.

۲- استفاده از آن احتیاج بوسایل فوق العاده نداشته باشد.

۳- طعم و بوی آن مناسب و خوش آیند باشد.

ابنیه هیچ کدام از مواد قالب گیری موجود دارای تمام خواص مناسب فوق المذکور نیستند و انتخاب ماده قالب گیری مناسب در هر مورد بستگی به نوع قالب گیری و قضاوت دندانپزشک دارد.

تقطیعیم بندی مواد قالب گیری

مواد قالب گیری را می توان بطريق زیر تقسیم بندی کرد :

۱- تقسیم بندی مواد قالب گیری بر حسب روش سخت شدن آنها ، مانند گچ قالب گیری و مواد قالب گیری هیدرو کاولئید برگشت ناپذیر که در اثر یک واکنش شیمیائی سخت می شوند . در صورتیکه دسته دیگر را از تغییر حالت فیزیکی از خمیری به فرم سخت در می آید، مانند هیدرو کاولئید برگشت پذیر و مواد مولالاستیک که در اثر حرارت نرم و در اثر برودت سخت می گردند .

۲- تقسیم بندی مواد قالب گیری بر حسب موارد آبستعمال آنها . این نوع تقسیم بندی بر اساس محلی که از آن قالب گیری بعمل می آید

انجام گردیده است . موادی که پس از قالب‌گیری و سخت شدن بر احتی از نواحی دارای undercut بدون تغییر فرم خارج شود بنام مواد الاستیک نامیده می شود در صورتیکه بعضی مواد هستند که پس از قالب‌گیری خاصیت الاستیکی نداشته و اگر محل قالب‌گیری دارای undercut باشد از آن خارج نمی شود یا اگر خارج شود تغییر فرم پیدا می کند . این دسته از مواد را مواد غیر الاستیک گویند . نوع اول را برای قالب‌گیری نواحی که دارای undercut هستند مانند پروتز پارسیل و نوع دوم را برای قالب‌گیری نواحی بدون undercut مانند پروتز کامل مورد استفاده قرار می دهند .
مواد قالب‌گیری بطور کلی عبارتنداز :

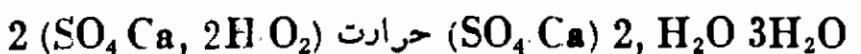
- ۱- گچ قالب‌گیری
- ۲- ترکیبات قرمول پلاستیک
- ۳- خمیر اوژنل اکسید دوزنگ
- ۴- هیدروکلوئیدها
- ۵- مرکاپتانها
- ۶- سیلیکونها

گچ

در دنده اپزشکی گچ تنها ماده ای است که از هر فرآورده دیگر بیشتر دور دمصرف قرار می گیرد . بطور یکه بعنوان ماده قالب‌گیری ، قالب ریزی ، و همچنین بصورت قسمتی از ترکیبات گچ های ریختگی (investing material) بکار می رود .

گچ فرآورده ای معدنی بنام gypsum فرمول شیمیائی $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ plaster of Paris در زمان رنسانس پکار گرفته شد زیرا در آن زمان یک نوع گچ مرغوب که برای مجسمه سازی

بکار می‌رفت از معادن مونمارت نزدیک شهر پاریس استخراج می‌شد.
گچ قالب‌گیری در اثر حرارت دادن سنگ گچ در درجات حرارت بین
۱۱۰ تا ۱۲۰ درجه سانتی گراد برابر فرمول زیر بدست می‌آید که بنام
calcium sulphate hemihydrate نامیده می‌شود.



گرفتن گچ

بمحض آمیختن گچ با آب واکنش‌های شیمیائی آغاز می‌گردد. آغاز واکنش شیمیائی گچ را تا هنگام سخت شدن زمان گرفتن می‌نامند. در شروع واکنش ابتداء مقدار کمی از calcium sulphate hemihydrate تبدیل sulphate dihydrate شده و مخلوط قوام خمیری دارد و می‌توان آنرا در tray ریخت. بتدریج که مقدار کریستالهای dihydrate افزایش می‌یابد غلظت خمیر بیشتر می‌شود و دیگر نمی‌توان آنرا در tray جای داد.

زمان ابتدائی گرفتن گچ زمانیست که گچ هنوز غلظت فوق العاده پیدا نکرده و می‌توان گچ سفت را بر احتی و بدون خطر شکستن ازدهان بیرون آورد. این دو زمان در گچ‌های مختلف متفاوت است. در گچ‌های قالب‌گیری زمان ابتدائی که با آن working time هم می‌گویند ۲ تا ۳ وزمان نهائی ۴ تا ۶ دقیقه است در حالیکه در گچ‌های قالب‌بریزی زمان گرفتن طولانی تر است حتی در گچ‌های ریختگی زمان نهائی به ۲۰ تا ۴ دقیقه هم می‌رسد^۲. هر قدر عمل مخلوط کردن سریع‌تر وزمان اختلاط طولانی تر باشد گچ زودتر سفت می‌شود و عکس هر قدر مقدار آب زیادتر بباشد گرفتن گچ بطيئ تر می‌گردد. افزایش درجه حرارت تا ۳۰ درجه سانتی گراد گرفتن گچ را کم می‌کند در حالیکه در درجه حرارت بیش از آن سرعت گرفتن گچ را کم می‌کند بطوریکه اگر با آب ۱۰۰ درجه سانتی گراد مخلوط شود بهیچ وجه سخت نمی‌شود.

تسريع کننده‌ها و تعویق اندازها (ACCELERATORS, RETARDERS)

این مواد عوامی هستند که سبب تغییر زمان گرفتن گچ می‌شوند. رطوبت موجود در هوا بعلت تشکیل calcium sulphate dihydrate در پودر گچ سبب تسريع در گرفتن آن می‌شود و باین جهت باید همیشه گچ را در محفظه‌های سربسته و مصون از رطوبت هوا نگهداشت. سولفات‌های معدنی مانند سولفات پتاسیم زمان گرفتن گچ را از ۴ به ۲ دقیقه می‌رساند. افزودن بعضی مواد دیگر مثل بوراکس بفرمول $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$ سبب افزایش نسبت قابلیت اتحال (dihydrate, hemihydrate) و درنتیجه طولانی شدن زمان گرفتن آن می‌گردد. وجود مقدار بسیار ناچیزی از سولفات کلسیم dihydrate بمنزله کانون‌های کریستالیزاسیون عمل کرده و سبب تسريع در سخت شدن گچ می‌گردد.

گچ قالب‌گیری

گچ عادی دندانپزشکی رانمی‌توان برای قالب‌گیری مورد استفاده قرار داد زیرا دارای ۳٪ درصد انبساط است و حتی این انبساط برای اختلاط و مالش بیش از حد گچ به ۹٪ درصد هم می‌رسد. علاوه بر این زمان گرفتن گچ معمولی هم بسیار طولانی است بدین جهت با افزودن موادی مثل سولفات پتاسیم، کلروپتاسیم و کلرورسدیم و همین‌طور سولفات مضاعف پتاسیم و آرمینیوم انبساط گچ را به ۰.۵٪ - ۱٪ درصد می‌رساند علاوه بر این زمان گرفتن را هم کوتاه‌تر می‌کند و برای قالب‌گیری مناسب می‌سازد.

اختلاط و فسیبت پودر و آب

پودر و آب بایستی مطابق دستور کارخانه سازنده مخلوط شود. معمولاً

اختلاط در کاسه لاستیکی و بكمک اسپاتول مخصوص فلزی انجام گیرد . ابتدا گچ وزن شده را به آب اندازه گیری شده بتدریج اضافه می کنیم حدود ۳۰ ثانیه صبر می کنیم که پودر کاملاً مرطوب شود و سپس باحداقل حرکات اسپاتول پودر و آب را مخلوط می کنیم . اختلاط طولانی و شدید سبب شکستن کریستالهای dihydrate شده و آنها را تبدیل به کریستال های کوچک تر می کند که در نقاط مختلف منتشر شده و خود بعنوان مراکز کریستالیزاسیون عمل کرده و در نتیجه زمان گرفتن گچ کوتاه تر می گردد و انساط آن افزایش می یابد . بطور کلی اگر نسبت پودر به مقدار آب بیشتر باشد گچ بدست آمده پر مقاومت و دارای زمان گرفتن کوتاه وحداکثر انساط می باشد . در صورتی که نسبت پودر به مقدار آب کمتر باشد گچ بدست آمده سست و زمان گرفتن آن نسبتاً طولانی و دارای حداقل انساط می باشد .

مواد جدا کننده (SEPERATING MEDIA)

اگر قالب را که با گچ تهیه شده است با گچ قالب ریزی پر کنیم بعداز سخت شدن جدا کردن دو گچ از هم مشکل و حتی غیر ممکن خواهد بود . برای این منظور از مواد جدا کننده استفاده می شود . عمل جدا کننده ها مسدود کردن تداخل های سطحی موجود در گچ بوده و مانع از ورد ذرات گچ قالب ریزی در داخل تخلخل های موجود در گچ قالب گیری می گردد . مواد جدا کننده بسیار متنوع می باشند . آب صابون ، ورنی ساندرالک ، استات سلوزلز ، پارافین مایع چند نمونه از آنها می باشد .

بعضی از گچ های قالب گیری حاوی مقداری نشاسته بوده بنابراین پس از پر کردن با گچ قالب ریزی اگر در آب جوش قرار گیرد باسانی از گچ مدل جدا می شود .

موارد استعمال گچ قالب‌گیری

گچ قالب‌گیری بعلت ارزانی و دقت عمل تامدتها در دندانپزشکی مورد استعمال زیادی داشت ولی با پیدائی و کشف مواد قالب‌گیری دیگر استفاده از آن محدود گردید. از آنجائی که گچ پس از گرفتن کاملاً سخت می‌شود و نمی‌توان آنرا از undercut خارج نمود بدین جهت برای قالب‌گیری در پروتز کامل در صورتی که undercut نداشته باشد بسیار مناسب است ولی برای قالب‌گیری از فک‌های بادندان قابل استفاده نیست. ضمناً در مورد ثبت centric relation به روشهای tracing, inter occlusal record و همچنین ثبت روابط پایه‌های برعیج می‌توان از آن استفاده کرد.

گچ قالب دینزی

موادی که برای ریختن قالب‌هابکار می‌رود بایستی دارای خواص متفاوتی از گچ قالب‌گیری باشد. گچ سفید معمولی (plaster of Paris) که در لابراتوار مصرف می‌شود دارای خواص زیر می‌باشد.

- ۱- نسبت آب به پودر ۱۰۰ گرم پودر به ۵۴ سی سی آب
- ۲- زمان گرفتن اولیه ۵ تا ۲۵ دقیقه
- ۳- انساط خطی (بعداز ۲ ساعت) $\frac{1}{2} / ۰$ تا $\frac{3}{3} / ۰$ درصد
- ۴- مقاومت در مقابل خردشدن (بعداز یک ساعت) ۱ کیلوگرم به میلی-

متر مربع

- ۵- مقاومت در مقابل خردشدن (بعداز ۲۴ ساعت) $\frac{2}{5}$ کیلوگرم بر میلیمتر مربع

مدلهایی که برای مطالعه مورد استفاده قرار می‌گیرد معمولاً از این نوع گچ تهیه می‌شود ولی بطور کلی مدل‌های اصلی (working castes)

رابایستی مواد سخت تری تهیه نمود.

گچ سخت (ARTIFICIAL STONES)

گچ معمولی (plaster of Paris) در اثر حرارت دادن gypsum در مجاورت β -hemihydrate می‌باشد. اگر همین عمل در محیط سربسته و تحت فشار انجام شود ترکیب شیمیائی مشابه انجام گرفته ولی ذرات کریستالها باز رگتر بوده و بصورت α -hemihydrate تشکیل می‌شود و چون دارای خواص فیزیکی مناسب‌تر نسبت به گچ سفید معمولی می‌باشد برای تهیه مدل‌های اصلی مورد استفاده قرار می‌گیرد. مدل بدست آمده از stone سخت، مقاوم، دقیق و دارای سطح بسیار صاف و صیقلای می‌باشد. مشخصات گچ سخت بشرح زیر است:

- ۱- نسبت پودر و آب ۱۰۰ گرم پودر به ۲۵ سانتی‌متر مکعب آب
- ۲- زمان گرفتن اولیه ۵ تا ۲۰ دقیقه
- ۳- مقاومت در مقابل خردشدن (یک ساعت اول) $\frac{3}{5}$ کیلوگرم بر میلیمتر مربع

۴- مقاومت در مقابل خردشدن (بعد از ۲۴ ساعت) $\frac{7}{5}$ کیلوگرم بر میلیمتر مربع

۵- انبساط خطی $\frac{1}{100}$ درصد

زمان گرفتن و انبساط خطی آن بوسیله مواد مشابهی که در گچ معمولی بکار می‌رود قابل کنترل می‌باشد. برای اینکه گچ سخت با گچ معمولی اشتباه نشود آنها را رنگی تهیه می‌کنند.

مواد قالب‌گیری ترمولاستیک (IMPRESSION COMPOUNDS)

مواد قالب‌گیری ترمولاستیک موادی هستند که بر اثر حرارت تغییر

شكل یافته نرم و خمیری شده و در اثر برودت سخت می‌شوند . این مواد بدتها بعنوان یک ماده قالب‌گیری اصلی در دندانپزشکی مورد مصرف قرار می‌گرفت ولی بعایت عدم دقت ، امروزه سایر مواد جانشین آن شده است و جز در مواد بخصوص مورد استفاده قرار نمی‌گیرد.

مواد قالب‌گیری ترمoplastیک که بنام compound یا composition نامیده می‌شود بصورت ورق ولوله‌ای عرضه می‌شود و بدو دسته دیرگذار و زود گذار تقسیم می‌شوند .

ترکیب و ساختهای شیمیائی^۴ .

مواد ترمoplastیک با شکال مختلف و ترکیبات متفاوت بیازار عرضه می‌شود و اغلب مواد متشکله آنها ناشناخته می‌باشد ولی بطور کای مواد ترمoplastیک جدید ارزینهای ترمoplastیک صنعتی و طبیعی، موم، اسیداستئاریک و filler های مختلف مانند پامیس، تالک و مواد رنگ‌کننده تشکیل شده‌است . رزین و موادی موجود در اثر حرارت نرم شده و به ماده خاصیت ترمoplastیکی می‌دهد در صورتی که filler ها برای تأمین خواص فیزیکی مناسب و اسیداستئاریک بعنوان plastisizer با آن افزوده شده‌است .

خواص فیزیکی

قابلیت هدایت حرارت

مواد ترمoplastیک دارای قابلیت هدایت حرارت بسیار کمی می‌باشد بطوریکه در اثر حرارت فقط سطح خارجی ماده قالب‌گیری نرم شده و مدتی طول می‌کشد تا حرارت بسطح داخلی انتقال یابد . باین جهت در موقع قالب‌گیری سطح خارجی زود سخت می‌گردد و اگر بصر فاسخت شدن قسمتهای

خارجی قالب ازدهان خارج شود تغییر شکل پیدا می‌کند . برای جلوگیری از این تغییرات بایستی مدتی صبر کرد تا تمام قسمت‌های ماده قالب‌گیری یکنواخت سخت شود . البته می‌توان قالب را بكمک آب سرد قبل از بیرون آوردن ازدهان سرد نمود .

انبساط حرارتی

انبساط خطی مواد ترمoplastیک آنقدر زیاد است که حتی با چشم دیده می‌شود . بدین جهت پس از بیرون آمدن قالب ازدهان بعلت سرد شدن انقباض محسوسی مشاهده می‌شود و درنتیجه قالب بدست آمده با اندازه‌های محل قالب‌گیری شده مطابقت نمی‌کند .

اگر درجه حرارت ماده قالب‌گیری کم باشد این نقص کمتر خواهد بود . برای جلوگیری از این تغییرات حجمی می‌توان قالبی تهیه نمود و سپس مجددآ سطح آنرا با شعله نرم نمود و مجددآ دردهان قرارداد درنتیجه فقط سطح قالب‌گرم است و تغییرات حجمی کمتر خواهد بود .

FLOW

مواد ترمoplastیک در اثر حرارت نرم شده و قوام خمیری مناسب پیدا می‌کند بطوریکه در هنگام قالب‌گیری در زوایا و حفرات وارد شده و فرم آن ناحیه را ثابت می‌کند . مواد ترمoplastیک باید در درجه حرارتی کمی بیشتر از درجه حرارت دهان دارای flow کافی باشد که بتواند باطراف منتشر شده جزئیات را ثبت کند و بعد در درجه حرارت دهان بحد کافی سخت شود تا در حین بیرون آوردن تغییر شکل پیدا نکند . مالش بیش از حد خمیر و استفاده از حرارت مرطوب flow ماده قالب‌گیری را افزایش می‌دهد زیرا آب در خمیر نفوذ کرده خاصیت پلاستیسیته آنرا تشکیل می‌کند .

تفییر شکل مواد ترموپلاستیک

یکی از عیوب بزرگ مواد قالب‌گیری ترموپلاستیک تفییر شکل آنها در موقع سرد شدن و بیرون آوردن از دهان است زیرا هنگامی که ماده قالب‌گیری از دو طرف بین فک و tray تحت فشار قرار می‌گیرد بمجرد بیرون آمدن از دهان و بر طرف شدن فشار استرس‌ها آزاد شده و تغییر شکل و پیچیدگی در آن ایجاد می‌گردد. اگر قبل از سرد شدن کامل ماده قالب‌گیری tray از دهان خارج شود بعلت سرد بودن سطح خارجی و گرم بودن سطح داخلی قطعاً پیچیدگی در قالب ایجاد خواهد شد. قالب نسبتاً دقیق موقعی بدست می‌آید که هیچ‌گونه undercut موجود نباشد و ماده قالب‌گیری با ضخامت کم و یکنواخت در داخل tray قرار داده شود و قبل از خارج کردن از دهان اطمینان حاصل شود که ماده قالب‌گیری کاملاً سخت شده است.

روش قالب‌گیری با مواد ترموپلاستیک

مواد ترموپلاستیک را باید حتی المقدور با حرارت خشک نرم نمود. در موقع حرارت دادن باشعه باید توجه کرد که زیاد به شعله نزدیک نشود زیرا حرارت بیش از حد سبب تبخیر بعضی از مواد متخلکه آن و تغییر در خواص ماده قالب‌گیری می‌شود. در مواردی که ماده قالب‌گیری حجم زیادی دارد می‌توان از آب گرم برای نرم نمودن آن استفاده کرد. بدین منظور بهتر است از دستگاه‌های مخصوص که حرارت راثابت نگه میدارد استفاده شود. بعداز نرم شدن خمیر انگشتان را با کمی واژاین چرب کرده و آنرا مالش می‌دهند تا یکنواخت گردد. این عمل نباید بیش از حد انجام شود زیرا آب بداخل خمیر نفوذ کرده نرمی بیشتری پیدا می‌کند و در موقع بیرون آوردن از دهان تغییر حجم می‌دهد. هنگامی که خمیر آماده شد آنرا روی

قرار داده و برای نرم کردن مجدد بسرعت آنرا از روی شعله *tray* عبور می‌دهند این عمل دو حسن دارد. ۱- قشر سطحی با حرارت بیشتر نرم می‌شود. ۲- قشر زیرین که سفت است با فشار بیشتری می‌تواند خمیر نرم را روی انساج بفشارد و قالب دقیق‌تری بدست آید. بایستی در نظر داشت که باقی ماندن ماده قالب‌گیری بمدت زیاد در داخل آب گرم باعث حل شدن مقداری از مواد متخلکه آن شده و خصوصیات ماده را تغییر می‌دهد. *compound*. رانمی‌توان بوسیله مواد آنتی سپتیک استریل کرد ولی با قراردادن آن در اتوکلاو و تحت فشار بمدت ده دقیقه می‌توان آنرا استریل کرد.

موم‌های قالب‌گیری

در بعضی از روش‌های قالب‌گیری برای پروتز کامل و در فرم‌های کنندی کلاس (۱) و (۲) پروتز پارسیل بعنوان ماده قالب‌گیری *functional* مورد مصرف می‌باشد. این نوع موم‌ها بایستی دارای *flow* مناسب بوده و در درجه حرارت دهان جریان یافته و جزئیات را ثابت نماید. این مواد فقط برای قالب‌گیری تقاطی که بدون *undercut* هستند مناسب می‌باشند زیرا در موقع خارج کردن از دهان بعلت این که هنوز نرم هستند اگر تغییری رخداده قابل تشخیص نیست. ضمناً به هنگام خارج کردن از دهان بایستی دقت کرد که ماده قالب‌گیری با گونه و لب برخوردن کند زیرا ممکن است قسمتهای نازک و حساس آن تغییر فرم دهد. این قالب‌ها یا بایستی بلا فاصله با *stone* ریخته شوند و اگر امکان نداشته باشد بهتر است که در حرارت حدود صفر درجه نگهداری شده و در موقع مقتضی آنها را باماده قالب‌بریزی پر کرد.

موم‌های قالب‌گیری بر حسب مقدار رزین صنعتی که با آن اضافه شده باشد ممکن است درای درجه ذوب متفاوت باشد مثلاً کارخانه *Kerr* چهار

نوع از این موامبارنگ‌های مختلف ساخته است که بشماره ۱ تا ۴ تقسیم بندی شده شماره ۱ و ۲ دارای درجه ذوب بالابوده و برای اضافه کردن به لبه‌های tray اختصاصی در نقاطی که کوتاه است بکار می‌رود . نوع ۳ و ۴ که برنگ‌های زرد و نارنجی می‌باشد بعنوان ماده قالب‌گیری اصلی در پروتز کامل و بعنوان ماده قالب‌گیری فونکسیونل در نواحی از قابنهایی که توسط گچ قالب‌گیری و با خمیر اوژنل اکسید دونگ در نواحی که احتیاج به قالب‌گیری با فشار بیشتر می‌باشد مانند حدخانه پروتز کامل فک بالا برای تأمین posterior بیشتر می‌باشد و با درناحیه retromalar و بادرناحیه palatal seal پروتز کامل فک پائین مورد استفاده قرار می‌گیرد.

در پروتز‌های پارسیل free-end saddle بعداز تهیه اسکلت فازی بمنظور تأمین فشار متعادل جویدن بر روی دندان‌های پایه و انساج نرم روی نواحی بی‌دندان به روش‌های مختلف از این نوع موام استفاده می‌شود. از اختصاصات این مواد این است که چون در درجه حرارت دهان flow مناسب پیدا می‌کنند بنابراین می‌توان بطور واقعی ازانساج نرم با قابلیت فشار پذیری متفاوت قالب functional تهیه نمود.

معمولاین مواد بصورت صفحات کوچک دایره‌ای شکل عرضه می‌شود. برای مصرف لازم است آنها را در یک ظرف مانند استکان قرار داد و آنرا در آب گرم نگهداری کرده حرارت بطور غیر مستقیم باعث ذوب آن شود. وسیس با قلم مو بر روی tray و یا محل مورد نظر مالید . امروزه حمام‌های مخصوصی بین منظور تهیه شده که می‌توان درجه حرارت هر قسم را بر حسب نوع موام مورد مصرف کنترل و بحالت ذوب نگهداشت و در موقع لزوم مورد استفاده قرار داد. این مواد را بنام corrective impression wax نیز نامیده‌اند.

خمیر قالب‌گیری اوژنل اکسید دوزنگ

این ماده بسیار دقیق بوده و در قالب‌گیری پروتزهای کامل، نواحی بی‌دندان در پروتز پارسیل و برای تهیه corrective impression و برای تهیه wash impression rebase، reline بکار می‌رود.

دیگر از موارد استفاده آن ثبت بطریقه interocclusal centric occlusion می‌باشد.

خمیر اوژنل اکسید دوزنگ بعال زیر از مواد قالب‌گیری نسبتاً ایده‌آل برای نواحی بدون undercut بشمار می‌آید.

- ۱- چسبندگی به tray
- ۲- مقاومت کافی در مقابل تغییر شکل.
- ۳- زمان گرفتن مناسب و کافی.
- ۴- دقت عمل.
- ۵- عدم احتیاج به ماده جداگانه در موقع پر کردن با مواد قالب‌بریزی.
- ۶- داشتن flow بسیار مناسب.

مواد متشکله

سابقاً این خمیر از اختلاط مستقیم اوژنل و پودر اکسید دوزنگ بدست می‌آمد ولی امروزه بصورت دولوله خمیر عرضه می‌شود. خمیر اول بنام تسریع‌کننده که شامل اوژنل همراه با مواد بی‌اثر (filler) مانند پودر تالک و کائولن می‌باشد که باعث می‌شود اوژنل بصورت خمیر درآید و اغلب برنگ قهوه‌ای ساخته می‌شود. لوله دوم محتوی اکسید دوزنگ و روغن‌های بی‌اثر مانند روغن زیتون و یاروغنهای معدنی گاسییرین و پارافین می‌باشد که بنام خمیر اصلی نامیده می‌شود و اغلب برنگ سفید و یا صورتی می‌باشد.

طور کلی قسمت اعظم ترکیبات آن اکسید دورنگ اوژن است و برای قوام چسبندگی آن از صمغها استفاده شده است که خمیر را بصورت هموزن درآورده با آن خاصیت ترمoplastیستیته می‌دهند. کلرور منیزیوم نیز بعنوان تسريع کننده در آن بکار رفته است.

روغن میخک (اسانس ژیروفل) . ۷ تا ۸ درصد اوژن دارد و در بیشتر مواد بجای اوژن مصرف می‌شود. روغن زیتون و روغن پنبه‌دانه عمل plastisizer داشته از تحریک نمودن اوژن جلوگیری می‌کند و علاوه بر آن مانع خشک شدن خمیر می‌شود. کائولن و یاپودر تالک برای تأمین غلظت کافی خمیر با آن اضافه می‌گردد. خمیرهایی که توسط کارخانجات مختلف عرضه می‌شوند دارای ترکیبات بسیار متنوعی می‌باشند.

مکانیسم سخت شدن وزمان گرفتن °

سخت شدن خمیر اوژن اکسید دوزنگ در اثریک واکنش فیزیکی و شیمیائی انجام می‌گیرد. بدین ترتیب که در اثر محاوطه کردن دو خمیر به نسبت مساوی مقداری ازا اوژن با اکسید دوزنگ ترکیب و تبدیل به اوژنولات روی می‌شود. این ترکیبات کریستالیزه شده و شبکه‌ای برای بهم پیوستن ذرات اکسید دوزنگ باقی مانده ایجاد می‌کند و خمیر بصورت جسم سختی در می‌آید. معمولاً زمان گرفتن در حدود ۵ دقیقه می‌باشد. ترکیب خمیر و عوامل مختلف در زمان سخت شدن خمیر تأثیر بسزائی دارد.

۱- آب یا الکل زمان گرفتن خمیر را تسريع می‌کند و در موادی که خمیر زود سفت می‌شود محتملاً بعلت رطوبت زیاد هوا و یا مرطوب بودن اسپاتول بهمن می‌باشد. وجود آب در خمیر باعث می‌شود حالت یکنواخت و هموزن خمیر بهم بخورد. آب موجود در بزاق باعث می‌شود که دردهان

زودتر سخت شود. حرارت نیز در کوتاه کردن زمان گرفتن مؤثر است. بهمین جهت بایستی دقیق نمود که از بکار بردن اسپاتول بهمن گرم اجتناب کرد.

۲- افزودن موامها و روغن های بی اثر نظیر روغن زیتون و واژلین زمان گرفتن را بتعویق می اندازد و از سختی خمیر می کاهد.

۳- نسبت اختلاط اوژنل و اکسید دوزنگ در زمان گرفتن نیز مؤثر است با این معنا که هر قدر خمیر تسریع کننده نسبت به خمیر اصایی بیشتر باشد زمان گرفتن کوتاه تر می گردد.

۴- زمان اختلاط نیز در زمان گرفتن مؤثر است بطوری که هر قدر زمان اختلاط طولانی تر شود زمان گرفتن کوتاه تر خواهد شد.

خمیر اوژنل اکسید دوزنگ بصورت دلواله خمیر عرضه می شود و مطابق دستور کارخانه باید به نسبت های مساوی دو خمیر را باهم مخلوط کرد. چون خمیر تهیه شده به باوک شیشه ای می چسبد همراه بسته بندی های خمیر کاغذ های مخصوص قرار دارد که هر دفعه یکی از آن مورد استفاده قرار می گیرد. اختلاط بوسیله اسپاتول stainless بمدت ۳۰ تا ۴۰ ثانیه انجام می گیرد.

این مواد دارای flow متفاوتی می باشند، انواعی که دارای flow زیاد هستند می توانند به ضخامت های ۵/۰ میلیمتر نیز قالب دقیق و با بثباتی ایجاد نمایند. بعضی از انواع آن بعد از سخت شدن کاملا خشک می شوند بطوری که از اندر کات های کوچک هم خارج نمی شوند. ولی در عوض انواعی که دارای مواد plasticizer هستند می توانند از اندر کات های مخاطی کوچک بدون تغییر خارج شوند. باید در نظر داشت چون این ماده چسبنده می باشد بنابراین بهتر است قبل از طراف دهان مریض را بوسیله واژلین چرب کرد. ضمناً وجود آب باعث عدم چسبندگی خمیر به سطح داخلی tray

ولبه‌های آن می‌گردد. بنابراین لازم است قبل از قالب‌گیری تمام قسمتهای کاملاً خشک tray باشد.

اوژنل وجود در خمیر نسبتاً محرك بوده و ممکن است بصورت یک تحریک خفیف تایک عکس العمل تحریکی شدید مانند سوزش مخاط تظاهر نماید.

تفییرات حجمی

۳۰ دقیقه بعداز اختلاط ۱/. در صد انقباض در خمیر اوژنل اکسید دوزنگ ایجاد می‌شود و بنظر نمی‌رسد که بعداز ۲۴ ساعت تفییری بیش از این حاصل شود. ولی بهتر است که قالب رادر فاصله کوتاه ریخت تاز خشک شدن سطح اوژنل اکسید دوزنگ و درنتیجه تاب برداشتن آن جلوگیری شود.

لازم است که در نامیں استحکام tray دقت کامل انجام شود زیرا غالباً تفییر شکل بعات نازک بودن tray قالب‌گیری نیز اتفاق می‌افتد.

مواد قالب‌گیری الاستیک

این مواد چون بعداز سخت شدن خاصیت الاستیکی خودرا حفظ می‌کند بنابراین برای قالب‌گیری از نقاطی که دارای undercut می‌باشند بسیار مناسب هستند. بطواریکه در موقع خارج کردن ازدهان بعلت خاصیت الاستیکی از undercut خارج شده و دوباره بفرم اولیه بر می‌گردد. بهمین جهت مورد استعمال آنها بسیار وسیع است، درصورتی که مواد قالب‌گیری غیر الاستیک فقط در پروتزهای کامل که ناقص undercut و یاداری مقدار کمی در نسج نرم هستند بکار می‌روند.

مواد قالب‌گیری هیدروکلوفید

قبل از پرداختن به شرح مواد قالب‌گیری هیدروکلوفید لازم است مختصری در مورد محاولهای کلوئیدی بحث شود.

کلوئید محلوای است شیمیائی که از ذرات درشت غیرقابل عبور از غشاء تشکیل یافته که ممکن است از اتصال دو یا چند ملکول بهم پیوسته بوجود آید. این ملکولها در داخل پراکنده بوده و چون دارای بار الکتریکی همانم می‌باشند همیشه بحالات معلق قرار داشته و رسوب نمی‌کنند. چون حلال مواد کلوئیدی که در قالب‌گیری بکار می‌رond آب می‌باشد باین جهت آنها راه هیدروکلوفید می‌نامند.

مواد قالب‌گیری هیدروکلوفید بدو حالت sol و gel دیده می‌شوند. حالتی است که ماده قالب‌گیری دارای flow مناسب بوده و ذرات کلوئیدی در داخل آب بحالات معلق شناور هستند. حال اگر ذرات کلوئید در اثر برودت و یا یک فعل و انفعال شیمیائی بصورت شبکه‌ای متصل شده و رسوب کند بحالات gel در می‌آید.

هر قدر مقدار ذرات کلوئید بیشتر باشد gel سفت و محکم‌تر خواهد شد و ضمناً خمیر در حالت gel دارای flow بمراتب کمتری می‌باشد بطوریکه حتی ژلاتین معمولی در حالت gel بصورت ورقه‌های شکننده‌ای در می‌آید، زیرا ذرات کلوئید موجود بسیار زیاد بوده و در حالت gel خاصیت الاستیکی ایجاد نمی‌کند.

تقسیم‌بندی مواد قالب‌گیری هیدروکلوفید

این مواد بدو دسته تقسیم می‌گردند. ۱- هیدروکلوفیدهای برگشت پذیر. ۲- هیدروکلوفیدهای برگشت‌ناپذیر.

در حالت اول تبدیل sol به gel در اثر یک تغییر و ضعیت فیزیکی انجام می‌گیرد. بدین ترتیب که در اثر گرم کردن ماده قالب‌گیری در حالت gel به حالت sol درمی‌آید و اگر سرد شود مجدداً بحالت gel بر می‌گردد. بنابراین چون بطور متناوب می‌توان با سرد و گرم کردن حالت gel و sol را ایجاد کرد بنام برگشت پذیر نامیده می‌شوند.

در نوع دوم تبدیل sol به gel در اثریک واکنش شیمیائی انجام می‌پذیرد. چون تبدیل مجدد gel به sol در این نوع مواد امکان پذیر نیست و عملابیش آزیک بار نمی‌توان آنها را مورد استفاده قرار داد لذا بنام برگشت ناپذیر نامیده می‌شوند.

تغییرات حجمی

از آنجائی که مواد قالب‌گیری هیدروکلوئید در حالت gel محتوی مقدار زیادی آب می‌باشد اگر در خارج از محیط اشباع از بخار آب قرار گیرد مقداری از آب خود را از دست می‌دهد. در نتیجه قالب بدست آمده انقباض پیدا می‌کند. از طرف دیگر اگر قالب تهیه شده قبل از ریختن با مواد قالب ریزی در محیط مرطوب و یا در آب قرار گیرد مقداری آب جذب کرده و در نتیجه انبساط می‌یابد. بهر حال جذب واژدست دادن مقداری آب باعث تغییرات حجمی در قالب تهیه شده می‌گردد و عملاب منجر به عدم دقت در مدل بدست آمده می‌شود.

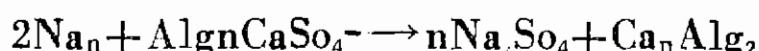
معمولًا از دست دادن آب همیشه با تراوش مواد محالول موجود در ماده قالب‌گیری همراه است. این کیفیت را syneresis می‌نامند. این وضعیت را نبایستی با از دست دادن آب اشتباه کرد زیرا اگر قالب را در محیط اشباع از بخار آب نیز قرار دهیم باز تراوش آب و امللاح موجود در ماده قالب‌گیری انجام می‌شود. برای جاوگیری از syneresis نبایستی قالب را بلافتاصله

ریخت و یا آنرا در محلول ایزوتونیک حاوی محتوی ماده هیدروکلوریک قرارداد.

هیدروکاوتئیدهای برگشت‌ناپذیر

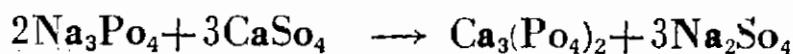
این مواد در قالب‌گیری برای ساختن پروتزهای پارسیل متحرک و پروتز ثابت و همینطور قالب‌گیری بروش wash impression مورد استفاده قرار می‌گیرد. این مواد بصورت پودر بسیار نرم سفید و یارنگ‌های مختلف بازار عرضه می‌شود. برای قالب‌گیری بایستی مطابق دستور کارخانه مقدار پودر و آب مشخص رادر کاسه لاستیکی مخلوط کرد و بصورت خمیر (sol) درآورد و سپس بوسیله tray سوراخ دار مورد استفاده قرارداد. خمیر بدست آمده بعلت flow مناسب وضعیت مخاط و دندان‌ها را ثبت کرده و سپس بصورت gel درمی‌آید و چون دارای خاصیت لاستیکی می‌باشد براحتی از undercut خارج می‌شود.

قسمت اصلی ماده متشكله پودر را آلتزینات که ملح اسید آلتزنيک می‌باشد تشکیل می‌دهد این اسید از گیاهان دریائی استخراج می‌شود و از نظر شیمیائی بصورت anhydro-beta-d-mannuronic acid با وزن ملکولی بسیار زیاد می‌باشد. ملح سدیم، پتاسیم و آمونیم آن در آب محلول است. در اثر حل شدن این ملح با حضور سولفات کلسیم واکنش زیر انجام می‌گیرد.^۷



آلتزینات کاسیم در آب رسوب کرده باعث غلظت خمیر و گرفتن آن می‌شود. باید دانست که این عمل بهم خض مخلوط کردن پودر و آب ایجاد شده و در نتیجه خمیر بلا فاصله سفت می‌شود و فرصت کافی برای کار کردن باقی نمی‌ماند. لذا برای بتعویق انداختن تشکیل آلتزینات کلسیم غیر محلول

از موادی که ایجاد حالت gel را بتعویق می‌اندازد بایستی استفاده کرد. برای این منظور راه آن است که یون‌های کلسیم موجود در محلول را بوسیله‌ای خنثی کرد تا نمک محلول آلتزینات بدون تغییر باقی بماند و بنابراین اگر مقدار کمی فسفات‌تری سدیک به پودر و آب اضافه شود برابر فرمول زیر:



فسفات کلسیم ایجاد شده در آب غیر محلول بوده و در واکنش شیمیائی دخالتی ندارد بنابراین آلتزینات سدیم فرصت پیدا می‌کند که بصورت sol مدتی باقی بماند تا اینکه همه فسفات‌تری سدیک باسولفات کلسیم ترکیب شود و این زمانی است که برای قراردادن خمیر در داخل tray و بردن بدھان لازم می‌باشد. سپس آلتزینات سدیم باقی‌مانده باسولفات کلسیم ترکیب شده آلتزینات کلسیم غیر محلول بوجود می‌آید که عمل ماده را بصورت gel در می‌آورد. مقدار فسفات‌تری سدیک موجود در پودر بحدی است که زمان برای قالب‌گیری را تأمین می‌کند. برای ایجاد طعم مناسب به پودر اسانس‌های مختلف مانند عناء، دارچین وغیره اضافه می‌شود، علاوه بر آن مواد رنگی و filler های خنثی مانند خاک دیاتم (diatomaceous earth) حتی در بعضی مواقع تا ۷۰ درصد حجم پودر را تشکیل می‌دهد اضافه می‌شود. این مواد در تأمین استحکام و غلظت مناسب در حالت gel مؤثر می‌باشد.

بطور مثال ترکیب یک نوع پودر آلتزینات در زیر نشان داده شده است.

۱۵ درصد	آلتزینات پتاسیم
۸ درصد	سوالفات کلسیم
۲ درصد	فسفات سدیم
۱ درصد	مواد رنگی و اسانس‌های مختلف
۷۴ درصد	خاک دیاتم

ساختمان GEL

آلزینات کلسیم خالص مانند گچ ماده‌ای است شکننده و برای ایجاد حالت الاستیکی بایستی مقداری از آلزینات سدیم بصورت محلول در محلوط باقی بماند. در عمل سطح خارجی ذرات پودر تبدیل به آلزینات-کلسیم می‌گردد و قسمت‌های عمقی و مرکزی نرم باقی می‌ماند ولایه سخت خارجی بصورت پوسته‌ای روی قسمت نرم رامی‌پوشاند. بنابراین یک حالت الاستیکی ایجاد می‌شود. البته عمل تبدیل آلزینات سدیم به کلسیم بهمین ترتیب ادامه پیدا می‌کند و از لایه خارجی مرکز نفوذ کرده تا اینکه تمام حجم ماده قالب‌گیری به آلزینات کلسیم تبدیل می‌شود. بهمین جهت است که اگر قالب ریخته شده یا *limestone* بهمان حال باقی بماند جدا کردن ماده قالب‌گیری از روی مدل *stone* بعلت ازین رفتتن خاصیت الاستیکی مشکل می‌شود.

اگر رطوبت به پودر داخل جعبه آلزینات برسد بعلت انجام واکنش‌های ذکر شده در موقع مصرف زمان گرفتن آن کوتاه شده و ضمناً خمیر حالت یکنواخت پیدا نخواهد کرد. بنابراین بهتر است قبل از استعمال، ژرف محتوی پودر را تکان داد تا در صورتی که ورقه سطحی پودر مقداری رطوبت جذب کرده باشد، پودر باسایر قسمت‌ها مخلوط شده یکنواخت گردد. اگر مدت زیادی پودر آلزینات در درجات بالاتر از ۳۷ درجه نگهداری شود بتدریج خراب می‌شود و تغییرات زیادی در زمان گرفتن واستحکام ماده قالب‌گیری ایجاد می‌گردد.

نسبت پودر و آب و روش کاربرد^۸

تغییر نسبت پودر و آب در غاظت، زمان گرفتن و استحکام ماده قالب‌گیری

مُؤثر است. معمولاً کارخانجات سازنده دربسته‌های ماده قالب‌گیری پیمانه‌های مخصوصی جهت اندازه‌گیری آب و پودر قرار داده‌اند که بایستی برابر دستور العمل آن باشد. اختلاط مخلوط شوند. زمان اختلاط پودر در حدود $1\frac{1}{5}$ دقیقه است. بهترین وسیله برای اختلاط کاسه لاستیکی و بهمزن فلزی زنگنزن می‌باشد. اختلاط می‌بایستی طوری انجام شود که مخلوط بصورت خمیر یکنواخت درآید و برای این کار بهتر است خمیر را بوسیله بهمزن با دیواره کاسه لاستیکی مالش داد تا تمام ذرات پودر با آب مجاور و مخلوط گردد.

زمان گرفتن بادرجه حرارت آب مورد مصرف بستگی دارد. معمولاً درجه آب بایستی در حدود ۲۰ تا ۲۵ درجه سانتی‌گراد باشد. گرم‌بودن آب باعث کوتاه شدن زمان سخت شدن و پائین بودن درجه حرارت زمان گرفتن را زیاد می‌کند. اگر پودر با آبی که دارای درجه حرارت بین 20° تا 25° سانتی‌گراد باشد مخلوط شود حدود ۷ تا ۱۰ دقیقه طول می‌کشد که خمیر از حالت *sol* در می‌آید، منتهی بهتر است همیشه ۳ تا ۴ دقیقه بعد از آیجاد *gel* قالب را از دهان خارج کرد زیرا در این فاصله قسمتی از ماده قالب‌گیری که در ضخامت آن هنوز بصورت *sol* می‌باشد تبدیل به *gel* شود و در نتیجه تغییرات حجمی در حین بیرون آوردن از دهان و بعد از آن بحداقل برسد. در صورتی که روش استعمال و اختلاط صحیح انجام شود استحکام کافی و الاستیسیته مناسب بدست خواهد آمد. مقدار آب اگر بیش از حد لازم باشد سبب تضعیف *gel* می‌گردد و همین‌طور اگر اختلاط بیش از حد انجام شود از *working time* کاسته می‌شود. بطور معمول زمان اختلاط بایستی بین $5/0$ تا $1/5$ دقیقه باشد و از آنجائی که سوالات کاسیم رول مهمی در گرفتن ماده قالب‌گیری دارد، کاسه لاستیکی و بهمزن فلزی بایستی عاری از آلودگی به گچ و *stone* باشد.

چسبندگی به TRAY

چسبندگی مواد هیدروکلورید به سطح داخلی tray بسیار کم است بنابراین پایستی از tray سوراخ دار استفاده کرد زیرا خمیر در داخل سوراخها وارد شده و پس از سفت شدن بصورت گیر مکانیکی عمل کرده و از tray جدانمی شود. اخیراً چسب های مخصوص آلتینات ببازار آمده است که می توان بوسیله قلم مو و یا بصورت spray داخل tray را با آن آغشته کرد و سپس ماده قالب گیری را در آن قرار داد. البته می توان از هر دو نوع گیر مکانیکی و چسب توأم استفاده کرد. در این صورت احتمال جدا شدن ماده قالب گیری از tray در حین بیرون آوردن آن از دهان از بین می روید. سوراخها بایستی بقطر ۲ تا ۳ میلیمتر بوده و فواصل آنها در حدود نیم سانتی متر باشد. عواملی که باعث عدم دقت در قالب های آلتینات می شوند عبارتند از:

۱- در حین قالب گیری

محتوی ماده قالب گیری بایستی قبل از آغاز تشکیل gel در دهان قرار داده شود. در غیر این صورت بعلت ایجاد استرس های بیش از حد که در حین قالب گیری بر gel وارد می شود باعث تغییر فرم آن بعد از خارج کردن از دهان می گردد.

بطور کلی لایه سطحی ماده قالب گیری که در تماس با مخاط می باشد بعلت گرمای محیط زودتر از سایر قسمت ها بحالت gel در می آید. حال اگر قبل از سخت شدن کامل ماده قالب گیری tray از دهان خارج شود و یا بر روی آن فشار اضافی وارد گردد بعد از بیرون آوردن tray از دهان استرس های وارد آزاد شده و تغییراتی در شکل و فرم قالب ایجاد می شود. این اشکال در مواقعي که ضخامت ماده قالب گیری در قسمت های مختلف خیلی متفاوت است نیز ایجاد می گردد. زیرا استرس های وارد بر قسمت های کم ضخامت

و یا کلفت یکنواخت نبوده و در نتیجه تغییراتی در قالب حاصل می‌شود. اگر ماده قالب‌گیری زودتر از موعد مقرر ازدهان خارج گردد چون ساختمان gel کامل نشده است بنابراین مقداری از ماده قالب‌گیری بدندان‌ها چسبیده و سطح ناصاف و خشن می‌شود. همچنین اگر سطح دندان‌ها قبل از قالب‌گیری کاملاً خشک شود چنین وضعی نیز پیش‌خواهد آمد.

بایستی خاطرنشان ساخت در تمام مدتی که tray و ماده قالب‌گیری محتوی آن دردهان قرار دارد باید بدون حرکت و در تحت فشار مداوم و یکنواختی نگهداری شود.

۲- هنگام خارج کردن قالب ازدهان

وقتی که ماده قالب‌گیری کاملاً سفت شد بایستی tray بایک حرکت سریع ازدهان خارج کرد بطوریکه قسمت‌هایی از ماده قالب‌گیری که در نواحی دارای اندرکات قرار دارند بسرعت باز شده و از اندرکات خارج وسپس بوضع اول برگردند. در صورتی که خارج کردن tray با هستگی و با حرکات مداوم انجام شود ماده قالب‌گیری تغییرات غیرقابل برگشت پیدا کرده و ابعاد آن با مشخصات دهان مريض متفاوت خواهد بود. بمنظور تسهیل در خارج کردن قالب از دهان می‌توان بادمیدن هوای فشرده در در اطراف آن به این امر کمک نمود.

ماده قالب‌گیری بایستی در تمام قسمت‌ها کاملاً به tray چسبیده باشد چون ممکن است در حین خارج کردن ، قسمتهایی از آن از tray جدا شوند و تغییراتی در قالب ایجاد گند .

۳- بعداز خارج کردن قالب ازدهان

اگر قالب‌گیری از قسمتی که دارای اندرکات زیاد است انجام شده باشد

بعد از خارج شدن ازدهان تمایل زیاد به تغییر فرم دارد بنابراین بایستی حتماً بلا فاصله باماده قالب ریزی پرسود در مواقعی که اندر کات های متعادل و متوسط وجود دارد می توان حداقل بفاصله ۳۰ دقیقه قالب را ریخت. در هوای خشک آلتینات مقداری آب خود را ازدست می دهد و انقباض پیدا می کند بنابراین بهترین راه برای جلوگیری از این کیفیت قرار دادن قالب در داخل حolle و یاد استعمال مرطوب می باشد.

معمولًا تراوش آب و املح محتوی ماده قالب گیری بعد از چند دقیقه اول آغاز می شود. این تراوشات زمان گرفتن قسمتی از ماده قالب ریزی (گچ - stone) را که مجاور ماده قالب گیری قرار دارد بتعویق انداخته و در نتیجه سطح مدل بدست آمده سست و ناصاف می باشد. برای بدست آوردن سطح صاف و محکم بایستی سطح داخلی قالب را کاملاً با آب سرد شست تا بزاق و موسین آغشته به آن پالک گردد. سپس آن را در محلول ۲ درصد سولفات پتاسیم که گرفتن گچ را سریع می کند بمدت ۵ دقیقه قرار داد و بعد آن را بوسیله stone و یا گچ ریخت. در این وضعیت گچ زود سخت شده و تراوشات سطح قالب نمی تواند اثر نامطلوب بر روی سطح مدل ایجاد کند.

۴- در چین ریختن قالب

در چین ریختن قالب آلتینات اگر فشاری نامتعادل به آن وارد شود ممکن است تغییراتی در آن ایجاد شود و ضمناً بایستی از بکار بردن دستگاه ویبراتور با ارتعاشات زیاد احتراز کرد. این تغییرات ممکن است بعلت وزن گچ و یا stone در قسمتی از ماده قالب گیری که بوسیله tray حمایت نشده است بیشتر اتفاق افتد بنابراین بهتر است اولاً غلظت گچ آنقدر زیاد نباشد که برای جریان پیدا کردن در داخل قالب احتیاج به ارتعاش زیاد باشد و همین طور و قدر سطح گچ به لبه های قالب رسید آنرا بر روی مقداری از گچ که

بر روی صفحه‌ای قرارداده شده است بزرگ‌داند و لبه‌های آنرا مرتب کرد. معمولاً با اینستی یک ساعت بعداز ریختن قالب را از مدل جدا کرد زیرا در غیر این صورت آلتزینات کلسیم سفت شده و در موقع جدا کردن ممکن است نقاط ضعیف مدل مانند دندانهای جدا از هم بشکند.

هیدروکلوفید برگشت پذیر

قسمت اعظم ساختمان شیمیائی این مواد از agar که یک کلوفید اورگانیک (پلی‌ساقارید) بفرمول شیمیائی استرسواغوریک پلیمر گالاکتوز که از گیاهان دریائی استخراج می‌شود تشکیل یافته است. علاوه بر آن رشته‌های سلولز و مقدار کمی پپتین و برات برای افزایش استحکام و مقاومت gel به آن اضافه شده است. filler های خنثی مانند اکسید دوزنگ و سیلیس برای تأمین حالت فیزیکی مناسب مواد رنگی و اسانس برای ایجاد رنگ و طعم خوش آیند به آن افزوده شده است. حرارتی که آگار را از حالت sol به gel تبدیل می‌کند کمی بالاتر از درجه حرارت دهان است. آگار در درجه حرارت ۶۰ تا ۷۰ درجه سانتی گراد از sol به gel تبدیل می‌شود. مقدار آگار موجود در ماده قالب‌گیری بین ۸ تا ۱۵ درصد است، مقدار آب آن در حدود ۸۰ تا ۸۵ درصد و بقیه را مواد اضافی تشکیل می‌دهد.

این مواد امروزه در قالب‌گیری در پروتز ثابت، پارسیل، پروتز کامل و همچنین در لابراتوار برای تهیه مدهای اضافی از یک مدل اصی (duplication) مورد استفاده قرار می‌گیرد. این ماده از نظر دقت و ثبت جزئیات یکی از بهترین مواد قالب‌گیری الاستیک بشمار می‌رود ولی بعلت لزوم صرف وقت زیاد و تعدد وسائل و اشکال در کاربرد آن چندان مورد توجه دندانپزشکان قرار نگرفته است. علاوه بر این نمی‌توان آنرا بعداز قالب‌گیری مدت زیادی نگهداری کرد و باید بلا فاصله پس از خارج کردن از دهان بامداده قالب دیزی ریخت. با این همه اگر کار کردن با آن با اطلاع از خواص فیزیکی و

روش آماده کردن آن همراه باشد قالب بسیار خوبی بدست می‌دهد.

روش استفاده

آگار معمولاً در داخل استوانه‌های فازی و یا پلاستیکی عرضه می‌شود و در حرارت عادی بصورت gel می‌باشد. برای نرم کردن آنرا ۸ تا ۱۰ دقیقه در آب جوش قرار می‌دهند و پس از اینکه کاملاً بصورت gel درآمد درجه حرارت آنرا با قراردادن در آبی که دارای گرمای مناسبی است برای قراردادن در داخل tray آماده می‌کنند. tray هموزد استفاده برای قالب‌گیری با این ماده علاوه بر سوراخ جهت گیر مکانیکی باید در اطراف آن دارای لوله‌ای باشد که در آن آب سرد جریان یابد تا در سرعت گرفتن خمیر کمک نماید. خمیرهای هیدروکلوفید عودت پذیر بدو صورت عرضه می‌شود.

خمیرهای با flow نسبتاً زیاد که برای مصرف با سرنگ تزریق در پروتز نایت بکار می‌رود. مقدار آب این نوع خمیرها بیشتر بوده و در استوانه‌ای باریک که داخل سرنگ مخصوصی جای می‌گیرد. عرضه می‌شود. سرنگ را با استوانه داخل آن مدت ۱۰ دقیقه در آب جوش قرارداده و سپس در درجه حرارت ۶۰ درجه نگهداری می‌شود و در موقع لزوم مورد استفاده قرار می‌گیرد.

نوع دیگر که دارای flow کمتری می‌باشد برای قالب‌گیری بوسیله tray مورد استفاده قرار می‌گیرد. این نوع مواد بعد از اینکه نرم شد برای مصرف بایستی مدت ۱۰ دقیقه در حرارت ۴۶ درجه نگهداری شود و سپس بکار برده شود. برای سهولت در گرم کردن خمیر هیدروکلوفید برگشت پذیر معمولاً از حمام‌های مخصوص که دارای محفظه‌های متعدد با حرارت‌های متفاوت می‌باشد استفاده می‌شود که می‌توان درجه حرارت آنها را به دلخواه تغییر داد.

همانطور که قبل ذکر شد برای سهولت در ایجاد gel از جریان آب سرد استفاده می‌شود. درجه حرارت آب نبایستی بیش از ۱۴ تا ۲۰ درجه سانتی گراد باشد.

در مدت زمانی که ماده قالب گیری تبدیل به gel می‌گردد بایستی tray بدون حرکت و با فشار یکنواخت نگهداری شود و پس از تشکیل gel با یک حرکت آنرا ازدهان خارج کرد.

تفییرات حجمی

مواد قالب گیری هیدروکاؤئید برگشت پذیر در معرض هوا رطوبت خود را ازدست می‌دهد و درنتیجه انقباض پیدا می‌کند. به این جهت باید بلافاصله بعد از قالب گیری آنرا با مواد قالب ریزی پر کرد.

syneresis موجود در این مواد نیز اثرات نامطلوبی بر روی سطح مدل ایجاد می‌کند که می‌بایستی بوسیله بکار بردن محلول ۲ درصد سولفات- پتاسیم زمان سخت شدن سطح خارجی مدل را تسريع کرد.^{۱۰}

مواد قالب گیری جهت هصرف در لابراتوار

غالباً در حین انجام کارهای لابراتواری احتیاج به تهیه مدل‌های اضافی از یک مدل اصلی داریم. بخصوص در تهیه پروتز پارسیل که مذاها باید از مواد مختلفی تهیه گردد و ضمناً از نظر مشخصات بایستی کاملاً شبیه و نظیر باشند. برای این منظور از هیدروکاؤئید برگشت پذیر که دقیق‌ترین و ارزان‌ترین ماده برای این منظور می‌باشد استفاده می‌شود. ترکیب این ماده شبیه هیدروکاؤئیدی است که برای قالب گیری استفاده می‌شود با این تفاوت که مقدار آب آن بیشتر است و قادر مواد سفت کننده می‌باشد. این مواد را می‌توان بکرات مورد استفاده قرار داد.

معمولاً برای این کار از flask های مخصوص که مدل اصلی در آن قرار داده می شود و دستگاهی که agar را ذوب کرده و بدرجہ حرارت معینی که قابل کنترل است می رساند استفاده می کنند، بعداز اینکه agar مذاب بداخل flask ریخته شد آنرا بی حرکت در حرارت محیط قرار داده تابصورت gel درآید، سپس بكمک هوای فشرده مدل اصلی را ز داخل flask محتوی آغاز خارج کرده و جای آن را با ماده قالب ریزی پرمی کنند، باین ترتیب مدل جدید با همان مشخصات بدست می آید.

مواد قالب‌گیری لاستیکی (SYNTHETIC RUBBER MATERIALS)

مواد قالب‌گیری هیدروکلوریک دارای ثبات حجمی کافی نبوده و نمی توان آنها را مدتی بعداز قالب‌گیری نگهداری کرد. بنابراین چون ممکن است ریختن قالب‌ها بلا فاصله امکان نداشته باشد لذا عملاً با تغییرات حجمی روبرو می شویم. بخصوص در مواردی که احتیاج به ساختن بروت‌زهائی است که باید بر روی انساج سخت قرار گیرند و انطباق کامل الزامی است و کوچکترین تغییرات حجمی باعث می شود پروت‌ز ساخته شده در محل خود بطور دقیق قرار نگیرد. مواد لاستیکی صنعتی دارای این امتیاز هستند که بعداز قالب‌گیری تمامی دقت خود را حفظ می کنند و حداقل ثبات را دارا می باشند.

مواد قالب‌گیری لاستیکی پلی‌سولفاید

این مواد دارای الاستومرهائی هستند با فرمول $- \text{HS} - (\text{R}-\text{S}-\text{S})_x - \text{SH}$ که بصورت پلیمر مایع می باشند و در اثر اختلاط با کاتالیزور در درجه حرارت متعارف سخت می شوند. در دندانپزشکی پلیمر مایع را با مواد مخلوط کرده بصورت خمیری که بنام خمیر اصلی نامیده می شود در لوشهای

فلزی عرضه می‌گردد. کاتالیزور و یا accelerator اکسید سرب فعال و گوگرد می‌باشد که با روغن کرچک در لوله‌ای دیگر بصورت خمیر عرضه می‌گردد و زنگ آن معمولاً تیره است.

در اثر مخلوط کردن دو خمیر پلیمریزاسیون با تشکیل زیجیرهای طویل پلیمر آغاز می‌گردد و اکسیژن اکسید سرب با هیدرژن موجود در پلیمر ایجاد آب می‌کند که خود نیز باعث تشدید پلیمریزاسیون می‌شود. در نتیجه خمیر بحالت لاستیکی درآمده و دارای الاستیسیته و مقاومت مناسبی می‌گردد. درجه الاستیسیته بستگی به مقدار filler وزن ملکولی پلیمراولیه دارد. پلیمریزاسیون در شرایط عادی مدتی طول می‌کشد و همانطور که قبل ذکر گردید اکسید سرب جهت شروع در عمل پلیمریزاسیون بآن افزوده می‌شود. این واکنش بمقدار کم حرارتزا می‌باشد و در طوبت و افزایش درجه حرارت سبب تسریع و اسید استئاریک یا اسید اولئیک سبب تأخیر در پلیمریزاسیون می‌شود.

نسبت و طرز اختلاط

خمیرهای قالب‌گیری لاستیکی بصورت دولوله مجزا که یکی محتوی پلیمر و دیگری کاتالیزور است عرضه می‌شود. معمولاً بر طبق دستور کارخانه سازنده بطول مساوی از هر دو خمیر را بر روی کاغذهای مخصوص که در جعبه محتوی ماده قالب‌گیری موجود می‌باشد قرارداده و با سپاول فلزی که دارای تیغه بلند می‌باشد آنها را بایکدیگر مخلوط می‌کند. اختلاط بایستی طوری انجام گیرد که پس از اتمام خمیر یکنواخت شود و هیچگونه رگه‌های پلیمر و یا کاتالیزور بصورت مستقل دیده نشود. در غیر این صورت پلیمریزاسیون در بعضی قسمت‌های خمیر ناقص می‌ماند و باعث کم شدن خاصیت لاستیکی آن می‌گردد و در نتیجه از دقت قالب کاسته می‌شود.

معمولًا زمان اختلاط در حدود ۴۵ ثانیه می‌باشد و بایستی در نظر داشت که در حین مخلوط کردن حباب‌های هوا در داخل خمیر محبوس نگردد.

غافلت خمیرهای لاستیکی

از انفلو flow خمیرهای لاستیکی بحسب نوع تقسیم می‌شوند:

۱- نوع رقیق (light body) که درای flow زیادی بوده و برای قالب‌گیری به روش تزریق با سرنگ مخصوص مورد استفاده قرار می‌گیرد. در ساختن پروتزهای ثابت که در دندانهای پایه پس از تراش نقاط نازک و ظریفی بوجود می‌آید بایستی ماده قالب‌گیری بتواند در آنها نفوذ کرده و فرم آن تا حیه را ثبت کنده، بنابراین نوع رقیق بخوبی می‌تواند وارد فضاهای باریک مانند فاصله بین لبه آزاد لثه و دندان گردد.

۲- نوع غلیظ که دارای flow کمی است و بنام heavy body خوانده می‌شود و برای قالب‌گیری بوسیله tray مصرف می‌گردد. باین ترتیب که ابتدا light body توسط سرنگ در محل مورد نظر تزریق شده و سپس tray محتوی heavy body بر روی آن قرار می‌گیرد. و در واقع بوسیله خمیر غلیظتر خمیر اولیه در تمام زوایای باریک و کوچک رانده می‌گردد. چون هر دو خمیر دارای یک ترکیب هستند با یکدیگر یکی شده و پس از پایمیریزاسیون قالب بندست آمد و بسیار دقیق می‌باشد. معمولًا از این روش برای قالب‌گیری در پروتزهای ثابت استفاده می‌شود.

۳- نوع با غلفت متوسط که بنام regular نامیده می‌شود و بوسیله tray معمولًا برای قالب‌گیری در پروتز پارسیل متحرک بکار می‌رود.

زمان گرفتن خمیر

گرما و رطوبت بطور محسوسی در کوتاه کردن زمان گرفتن مؤثر می‌باشد. بهمین جهت است که خمیر قالب‌گیری دردهان سریع‌تر سخت می‌شود. قابلیت هدایت حرارت مواد قالب‌گیری لاستیکی کم می‌باشد بنابراین لایه‌ای از ماده قالب‌گیری که در مجاورت مخاط قرار دارد زودتر و سایر قسمت‌ها دیرتر پلیمریزه می‌شوند. به این جهت لازم است که ضخامت ماده قالب‌گیری در تمام قسمت‌ها یکنواخت و در حدود ۲ تا ۳ میلیمتر باشد. البته با تغییر در نسبت خمیر کاتالیست به خمیر اصلی می‌توان زمان گرفتن را تغییر داد ولی این عمل باعث می‌گردد که خواص فیزیکی ماده قالب‌گیری نیز دستخوش اختلال شود. برای طولانی کردن زمان گرفتن بهتر است ۲ تا ۳ قطره اسید اولئیک بمخلوط افزوده شود. بطور معمول زمان گرفتن بین ۵ تا ۸ دقیقه می‌باشد که بر حسب نوع کارخانه سازنده متفاوت است. بهر حال در تمام مدت ذکر شده tray محتوی ماده قالب‌گیری بایستی با فشار زیست و بدون حرکت دردهان باقی بماند.

مواد قالب‌گیری پلی سولفاید بعداز پلیمریزاسیون بحالت لاستیک نسبتاً سفت درآمده و بخصوص در مواردی که اندرکات‌های زیاد موجود نباشد احتیاج به فشار نسبتاً زیادی برای خارج کردن ازدهان دارد. چون ماده قالب‌گیری لاستیکی به tray چسبندگی ندارد بایستی بوسیله چسب مخصوصی که برای این منظور ساخته شده است تمام سطح tray را آغشته کرد تاباعث جدائی نگردد. قالب‌های تهیه شده از این ماده مانند آلتینات‌ها بایستی بایک حرکت سریع ازدهان خارج گردد تا تغییر فرم بحداقل برسد.

تغییرات حجمی ۱۱

بعداز بیرون آوردن قالب‌لاستیکی ازدهان در چند ساعت اولیه قالب

مقداری انقباض پیدا می‌کند که مربوط به ادامه پلیمریزاسیون و از دست رفتن آب ایجاد شده می‌باشد. ولی این مقدار از انقباض آنقدر ناچیز است که از نظر کلینیکی حتی در مرور قالب‌گیری برای اینله‌ها نیز قابل گذشت می‌باشد. تغییرات حجمی قالب مربوط به اختلاف نامتناسب ضخامت ماده قالب‌گیری و عدم چسبندگی کامل آن به tray است. انقباض ماده قالب‌گیری در صورتی که ضخامت آن در قسمت‌های مختلف tray زیاد داشته و ضمناً اتصال آن به tray کامل نباشد زیاد بوده و عملاً مدل بدست آمده دقیق نمی‌باشد. به این جهت بهتر است علاوه بر مصرف چسب از سو راخ دار استفاده کرد.

قالب‌های تهیه شده از مواد لاستیکی رامی توان با stone ریخت و سطح مدل بدست آمده بسیار محکم و شفاف می‌باشد. البته می‌توان آن‌ها را با روش electroplating ابتدا با یک ورقه نقره پوشانده و سپس بقیه آنرا با stone و یا مواد آکریلیک پر کرد. بنابراین مدل‌های بدست آمده دارای سطح فازی بسیار صیقلی و محکم خواهد بود.

مواد قالب‌گیری پایی سولفاید را بر حسب انواع مختلفی که بازار عرضه می‌شود بطور متوسط می‌توان ۲ سال در جای خنک و خشک نگهداری کرد. خمیر کاتالیست زودتر از خمیر اصلی خواص خود را از دست می‌دهد. البته این زمان به مقدار رطوبت موجود در هوا و مواد مشکله ماده قالب‌گیری نیز بستگی دارد.

مواد قالب‌گیری لاستیکی سیلیکون (SILICON RUBBER)

این مواد پلیمر dimethyl siloxane به فرمول $(\text{CH}_3)_2 \text{SiOn}$ با وزن ملکولی زیاد می‌باشد.

این مواد در دندانپزشکی بصورت خمیر اصلی برنگ سفید و یا سبز

و یک accelerator بصورت مایع و یا خمیر عرضه می‌شود. غلظت این مواد بستگی بوزن ملکولی و مقدار filler که به آن اضافه شده است دارد. بنابراین بعضی از انواع آن را می‌توان بكمک سرنگ مخصوص مورد استفاده قرارداد و بعضی مستقیماً بواسیله tray استعمال می‌شود.

اطرز اختلاط شبیه طرز اختلاط و کاربرد مواد قالب گیری پایی - سولفاید می‌باشد. معمولاً ماده مؤثر accelerator کاپریلات قلع می‌باشد که بصورت مایع رنگی عرضه می‌شود. برای تهیه ماده قالب گیری طول معینی از خمیر اصلی را با مقدار لازم مایع مخلوط می‌کنند. بهمین منظور کاغذهای مخصوص که در جعبه محتوی قالب گیری تعبیه شده است دارای خط کشی مدرج می‌باشد که به اندازه لازم می‌توان از خمیر اصلی برداشت و مطابق دستور کارخانه تعدادی قطره مناسب با آن از accelerator اضافه کرد. باید داشت که مصرف کمتر از حد لازم accelerator باعث طولانی شدن زمان گرفتن می‌شود ولی عملاً در ایجادیک حالت لاستیکی مناسب اختلال حاصل می‌گردد. و از کیفیت لاستیکی آن کاسته می‌شود. این مواد برای اتصال به احتیاج به چسب دارد و در صورتی که tray سوراخ دار استفاده شود اتصال کامل تر خواهد بود.

زمان گرفتن

به محض اختلاط خمیر base و قطره accelerator عمل پلیمریزاسیون آغاز می‌شود. بنابراین اگر نوع رقیق که با سرنگ بکار می‌رود مورد نظر باشد سعی شود که اختلاط سریع انجام گیرد و قبل از اینکه خمیر سفت شود داخل سرنگ شده و آماده مصرف گردد. بطور کلی خاصیت لاستیکی سیایکون‌ها بیشتر از خمیرهای لاستیکی پلی سولفاید می‌باشد و چون کمی حالت روغنی دارد کار کردن با آن آسان‌تر است.

تفییرات حجمی ۱۲

انقباض این مواد بعداز بیرون آوردن ازدهان بیش از مواد قالب‌گیری پلی‌سولفاید می‌باشد. ولی اصولاً تفییرات حجمی بستگی به ضخامت یکنواخت‌ماده قالب‌گیری در قسمتهای مختلف tray چسبندگی کامل باشد دارد. بعداز گذشت ۲۴ ساعت تفییرات حجمی قابل ملاحظه‌ای ایجاد می‌شود و بهر حال برای بدست آوردن مدل دقیق و با ابعاد صحیح بهتر است هر چه زودتر قالب را ریخت. ترجیح دارد قالب از گچی ریخته شود که سریع سخت گردد، ضمناً قالب‌های بدست آمده از این سری مواد رامی‌توان بوسیله رسوب نقره متالیزه کرد.

۱۳ مواد قالب‌گیری POLYETHER POLYMER

اخيراً مواد قالب‌گیری لاستیکی جدیدی بازار عرضه شده است که محتوی polyether polymer می‌باشد.

مواد متشکله این خمیر قالب‌گیری بقرار زیر است:

خمیر اصلی benzen sulfonic acid ester	XMIR ASLAI polyether polymer
سیلیکا plasticizer	سیلیکا (بعنوان filler بکار می‌رود) plasticizer

در اثر اختلاط دو خمیر پلیمر با اتصالات مضاعف تشکیل می‌شود که در حین سخت شدن هیچ‌گونه تفییرات حجمی پیدا نمی‌کند. درنتیجه قالب بدست آمده دقیق است. تنها عیب این نوع ماده قالب‌گیری سخت بودن آن است که بیرون آوردن آنرا از روی دندان‌ها مشکل می‌سازد.

در بسته‌بندی‌های این مواد ماده‌ای برای رقیق کردن موجود است که کربرد خمیر را بوسیله تزریق تسهیل می‌سازد.

REFERENCES

- 1— Peyton, F. A.: Restorative Deneal Materials, St. Louis, 1960, The C. V. Mosby Co., pp. 146-147.
- 2— Earnshaw, R., and Marks, B.I.: The Measurement of Setting Time of Gypsum Products, Aust. Dent. J. 9 :17-26, 1964 .
- 3— Peyton, F.A., Liebold, J. P.: Surface Hardness, Compressive Strength and Abrasion Resistance of Indirect Die Stones, J. Prosth. Dent. 2 :381, 1952.
- 4— Bevan, E.M., and Smith, D.C.: Properties of Impression Compound, Brit. Dent. J. 114 : 181, 1963 .
- 5— Smith, D. C. : The Setting of Zinc Oxide-Eugenol Mixtures, Brit. Dent. J. 105 : 315-321, 1958 .
- 6— Skinner, E. W., Phillips, R. W.: The Science of Dental Materials, ed. 6, Philadelphia, 1965, W.B. Saunders Company, p.104.
- 7— Anderson, J. N.: Applied Dental Materials, ed.3, Oxford, 1976, Blackwell Scientific Publication, p. 206 .
- 8— Osborne, J., and Lammie, G. A.: The Manipulotion of Alginate Impression Materials, Brit. Dent. J. 96 : 51, 1954 .
- 9— Phillips, R. W.: Factors Influencing the Accuracy of Reversible Hydrocolloid Immpressins, J. Am. Dent. Assoc. 43 : 1-17, 1951 .

- 10-- Smith, D. C., and Fairhurst, C. W.: Effect of Hydrocolloid Impression Materials on the Surface of Dental Stone, *J. Dent. Res.* 41 : 1103, 1962 .
- 11-- Schnell, R. J., and Phillips, R. W.: Dimensional Stability of Rubber Base Impression and Certain Other Factors Affecting Accuracy, *J. Am. Dent. Assoc.* 57 : 39-48, 1958 .
- 12— McLean, J. W.: Physical Properties Influencing the Accuracy of Silicone and Thiokol Impression Materials, *Brit. Dent. J.* 110 : 85-91, 1961 .
- 13— Greener, E. H., Harcourt, J. K., and Lautenschlager, E. P.: Materials Science in Dentistry. ed. 1, 1972, Williams Co. pp 325-326 .

بخش چهارم

موم و مواد ترمومیلانستیک مشابه

موم‌ها از موادی هستند که در دندان‌پزشکی دارای موارد استعمال زیادی می‌باشند، بطور یکه در تهیه پروتزهای متحرک کامل، پارسیل و پروتزهای ثابت، اینله، سرپوش برای نقش اساسی و مهمی دارند. علاوه بر آن انواعی از موم‌ها حتی در قالب گیری مورد استفاده قرار می‌گیرند که در فصل مواد قالب گیری درباره آن صحبت شده است.

موم‌های مورد مصرف در دندان‌پزشکی از ترکیبات مختلف آلی و معدنی بصورت مواد ترمومیلانستیک با وزن ملکولی کم تشکیل گردیده‌اید.

موم‌ها مخلوطی هستند از مواد اورگانیک و بر حسب نوع و مقدار مورد مصرف خواص فیزیکی مناسب را ایجاد می‌کنند و بطور کلی از سه نوع موم نامی بنام‌های هیدروکربن، استرهای طبیعی و موم‌های سنتتیک ساخته می‌شوند.

گروه هیدروکربن بدودسته کوچکتر به اسمی موم‌های میکروکریستالین و پارافین تقسیم می‌گردد.

موم پارافین

موم پارافین از سری هیدروکربن‌های متان می‌باشد که از تقطیر نفت خام حاصل می‌شود. این موم در حرارت ۳۷ تا ۵۵ درجه‌سانتی‌گراد نرم شده و در حرارت ۴۸ تا ۷۰ درجه سانتی‌گراد ذوب می‌شود.

موم میکروکریستالین

این موم دارای وزن ملکولی زیاد و ساختمان کریستالی بسیار ریز می‌باشد. در حرارت ۶۰ تا ۹۰ درجه سانتی‌گراد ذوب می‌شود و در صورتیکه بساخیر موم‌ها اضافه شود نقطه ذوب آنها را افزایش می‌دهد. ولی بر عکس درجه نرم شدن موم را کاهش می‌دهد بنابراین کار کردن با آن را آسان می‌سازد.

موم استرهای طبیعی

این موم‌ها بر حسب منشأشان دارای خواص متفاوتی هستند و معمولاً توسط حشرات و گیاهان ترشح می‌شوند. مهمترین آنها موم زنبور عسل، موم کارنوبا و موم کاندلیلامی باشد.

موم زنبور عسل – نقطه ذوب آن بین ۷۰ تا ۶۲ درجه سانتی‌گراد می‌باشد. در ۳۷ درجه بحالت پلاستیکی در می‌آید. مومی است که در حرارت عادی شکننده بوده و در محل شگستگی مشاهده می‌شود که ساختمان کریستالی ندارد. بصورت یکی از مواد متشکله اغلب موم‌های مورد مصرف دردندانپزشکی بکاربرده می‌شود.

موم کارنوبا – این موم از ترشحات برگ‌گیاه مخصوصی که در مناطق حاره می‌روید بدست می‌آید. مومی است سخت و با نقطه ذوب زیاد و برای تقلیل *flow* و همچنین کمک به شفافیت و جلا به سایر موم‌ها اضافه می‌شود.

موم کاندلیلا - دارای تمام خواص موم کارنوبای می باشد و فقط نقطه ذوب و سختی آن کمتر است و می تواند جایگزین تمام و یا قسمتی از موم کارنوبای شود.

موم های صنعتی

این نوع موم ها چون دارای خواص فیزیکی ثابتی هستند بیشتر در ساختمان موم های دندانپزشکی مورد استفاده قرار می گیرد. ۲ نوع موم صنعتی که بیشتر مصرف می شود عبارتنداز (۱) ترکیبات از ته مشتق از اسید های چرب (۲) استرهای اسید مشتق از موم مونتان که خود از تقطیر نفت خام حاصل می گردد.

موم مورد مصرف برای ساختن دندان مصنوعی (DENTURE WAXES)

این موم از اختلاط موم پارافین، موم زنبور عسل تهیه شده و دارای درجه ذوب بین ۴۹ تا ۵۸ درجه سانتی گراد است. کارخانه های سازنده برای کم و زیاد کردن نقطه ذوب با ان بمقدار کم موم های سنتتیک و موم های طبیعی اضافه می کنند. این نوع موم ها معمولاً بصورت ورق و برنگ های صورتی و قرمز عرضه می شوند. این موم ها باستثنی در درجه حرارت متعارفی شکننده نبوده و دارای استحکام کافی باشند^۲. درجه انقباض آن در موقع سخت شدن بسیار ناچیز بوده و با آب جوش بکلی حل شده و از بین می رود و هیچگونه اثر چربی از خود باقی نمی گذارد. برای نرم کردن آن باستثنی ورقه موم را از هردو رو بطور یکنواخت حرارت داد و قبل از اینکه شروع به سخت شدن نماید بروی مدل خوابانیده و فرم داد زیرا اگر موم نیمه سخت تحت فشار قرار گیرد پس از سخت شدن مقداری از استرهای آزاد شده و سبب تغییر فرم آن می شود.

موم‌های ورق مورد استفاده در کارهای ریختگی

نوع دیگری از موم‌ها که بصورت ورق عرضه می‌شود برای ساختن پروتزهای پارسیل متحرک فازی بکار می‌رود. برای اینکه بتوان بر حسب مورد استعمال ضخامت دلخواه را انتخاب نمود در ضخامت‌های مختلف عرضه می‌شود. معمولاً از ضخامت ۴/۰ میلی‌متر تا چند میلی‌متر وجود دارد و بنابراین می‌توان حد سردگاه تأمین یکنواختی ضخامت آن در تمام نقاط بر روی مدل کار نسبتاً مشکلی می‌باشد. معمولاً بهترین روش برای نرم کردن، قراردادن آن در داخل آب نیم گرم می‌باشد و خواباندن آن با استفاده از اسپاتول سرلاستیکی و یا غلطک پنبه انجام گیرد. چنین موم‌هائی با استفاده در درجه حرارت معینی بکلی تغییر شده و اثری از آن باقی نماند.

موم چسبنده

این موم معمولاً برنگ زرد بوده در درجه حرارت ۶۰-۶۵ سانتی‌گراد ذوب می‌شود و محتوی موم زنبور عسل و رزین‌های مختلف است. رزین سبب سختی موم شده و همچنین آنرا شکننده می‌سازد. این موم برای چسبانیدن وقت قسمت‌های مختلف پروتز بکار می‌رود و بطور کلی این موم به فازات و گچ و پلاستیک نیز چسبندگی دارد.

موم اینله

این نوع موم برای تهیه مدل‌های مومی جهت ساختن پروتزهای ثابت مانند اینله و سرپوش‌های ریختگی طلا بکاربرده می‌شود.

ترکیب موم اینله

این موم معمولاً برنگ آبی تیره بود و دارای فرمول بسیار پیچیده‌ای می‌باشد ولی عملاً برای تأمین خواص داخواه و مناسب اغلب از موم‌های پارافین، کارنوبا، کاندلیلا و رزین^{damar} به نسبت‌های مختلف تشکیل شده است. رزین دامار یک نوع صمغ طبیعی است که از بعضی انواع درختان کاج بدست می‌آید. افزودن این صمغ به موم اینله باعث می‌شود که در هنگام شکل دادن سطحی صاف و برآق ایجاد شود و ضمناً مقاومت آن این‌ها را در برابر ترک‌خوردگی و تفلس افزایش می‌دهد.

خواص مناسب موم اینله^۳

موم اینله بایستی دارای خواص مناسبی باشد تا بتوان کار ریختگی بدست آمده از آن دقیق و کامل باشد. البته تأمین کلیه خواص اینده آل میسر نیست ولی بطور کلی بایستی دارای خواص زیر باشد

- ۱- در روش مستقیم (فرم دادن موم در داخل دهان) بایستی موم در درجه حرارتی کمی بیشتر از ۳۷ درجه حالت خمیری پیدا کند تا بتواند جزئیات حفره آماده شده را بخوبی منعکس سازد. اگر درجه حرارت نرم شدن موم بالا باشد ممکن است باعث ناراحتی بیمار و یا ایجاد صدمه به دندان نگردد.

۲- سختی واستقامت کافی

در روش مستقیم بایستی موم در حرارت دهان دارای سختی کافی باشد که بتوان بدون تخریب و تغییر شکل آنرا از روی حفره تراش، خورد و برداشت. هنگامی که روش غیر مستقیم بکار می‌رود می‌توان مومی با درجه انجماد پائین‌تر انتخاب نمود زیرا درجه حرارت اطباق کمتر از حرارت دهان

است و پائین بودن درجه انجماد نقایص حاصله در موم را که در اثر تغییرات درجه حرارت ایجاد می شود تقلیل می دهد.

۳- قابلیت شکل پذیری

براحتی شکل پذیر بوده و پس از سخت شدن در روی die یادنداز فرم خود را از دست ندهد، چنان در نقاط کم ضخامت و نازک مانند لبه های دون ترک و تفلس موقعیت صحیح را حفظ کند.

۴- صیقل پذیر بوده و سطح صاف و یکنواختی بوجود آورد.

۵- رنگ آن بارگاه دندان یا die متفاوت باشد. تادر هنگام فرم دادن براحتی بتوان حدود آن را تشخیص داد.

۶- در حرارت کوره بطور کامل سوخته و تغییر شود واز خود اثری باقی نگذارد. در غیر این صورت رسوبات حاصله از سوختن ناکامل موم در منافذ و خلل و فرج investment باقی مانده در نتیجه این منافذ مسدود شده و راه خروج هوای موجود در قضای خالی حاصله از سوختن موم mould را در هنگام ورود طلای مذاب مسدود نمی سازد. لذا هوا و گازهای حاصله از سوختن موم در قضای mould باقی مانده و در طلای ریخته شده ایجاد تخلخل نو اقصی می کند.

۷- دارای flow کافی و مناسب باشد، بطوری که بتواند در تمام قسمتهای دندان تراش خورده جریان پیدا کرده و مدل موئی دقیقی بدلست آید.

از نظر flow برابر مشخصات جامعه دندانپزشکی آمریکا دونوع موم موجود است.

نوع اول: یانو عی که برای روش مستقیم فرم دادن دردهان مورد استفاده قرار می گیرد.

نوع دوم: یانو عی که برای سایر مصارف مانند ساختن مدل موئی

ایناله، سرپوش و یا بريج مورد استفاده دارد.

موسم های اينله نوع اول در حرارت 37° درجه سانتی گراد نباید از يك درصد بيشتر باشد. اين وضعیت باعث می شود بتوان بر احتی آنرا فرم داد و ضمناً بعد از خارج کردن ازدهان تغیير فرم پيدانکند.

حداقل flow موسم نوع اول و دوم در حرارت 45° درجه سانتی گراد بايستی 70 درصد باشد که بتواند وارد تمام نقاط باريک و کوچک شده و موقعیت آنها را ضبط کند.

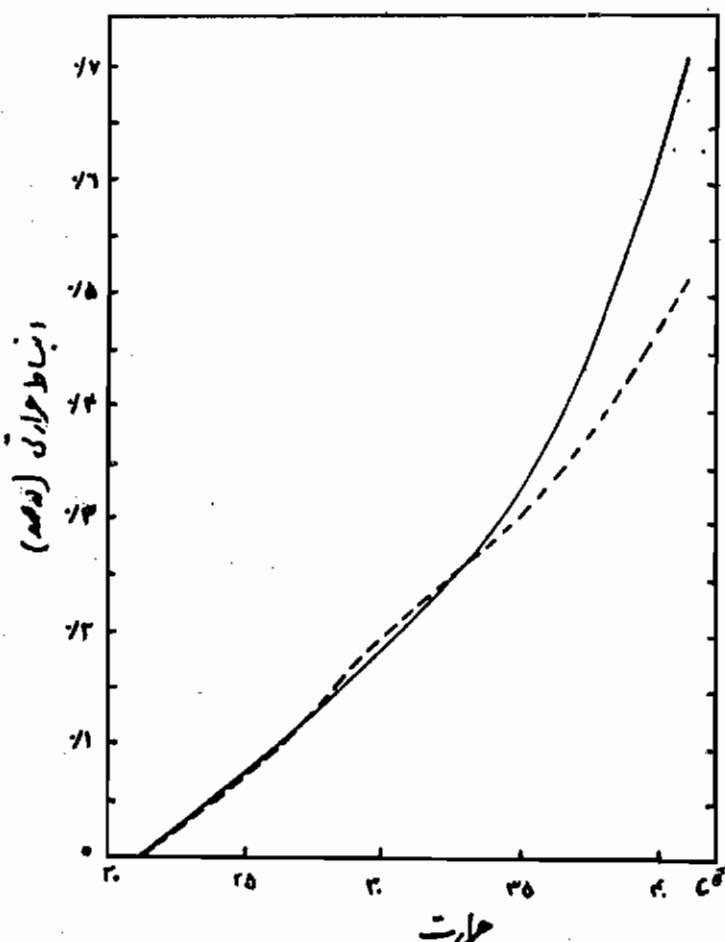
خواص حرارتی موسم ايناله

قابلیت انتقال حرارت موسم اينله ضعیف می باشد و مدت زمانی لازم است تمام موسم بطور كامل گرم یاسرد شود. دیگر از خصوصیات حرارتی موسم ها بالا بودن ضریب انبساط حرارتی آن می باشد بطوری که برابر شکل (20) با افزایش درجه حرارت از 20 درجه سانتی گراد ببالا انبساط حرارتی موسم برابر $7/0$. درصد است و انقباض زمان سردشدن آن از 37 درجه سانتی گراد به 25 درجه سانتی گراد حدود $35/0$. درصد است. ضریب انبساط حرارتی موسم برابر با 10×10^{-6} به ازاء افزایش يك درجه سانتی گراد است.

ضریب انبساط و انقباض موسم اينله برای يك درجه تغیير حرارت بيشتر از سایر مواد موردمصرف در دندانپزشکی می باشد.

ميزان انقباض و انبساط حرارتی موسم اينله بعوامل مختلفي بستگی دارد. مثلا اگر موسم ايناله قبل از دیده و تحت فشار سردشده باشد در حرارت دادن مجدد انبساط حرارتی آن افزایش پیدا می کند. همچنين گرم بودن *die* یا محیط کار ضریب انبساط حرارتی را زیاد می کند.

به رسمیت در مورد تهیه مدل موئی بطریقه غیر مستقیم چون اختلاف درجه حرارت در هنگام تهیه آن و بعد از برداشتن از روی *die* وجود نداردو



شکل ۲۰- منحنی انبساط حرارتی مو م اینله

منحنی a — نهاینده انبساط حرارتی مو م در تحت فشار .

منحنی b — نهاینده انبساط حرارتی مو م در شرایط عادی .

در مقایسه با روش مستقیم که تغییرات درجه حرارت در هنگام تهیه مدل مو می دردھان و محیط خارج از دھان قابل توجه است تغییر فرم شدید نخواهد بود.

تغییر شکل مو م اینله ^۴.

مهمنترین اشکالی که در فرم دادن مو م و برداشتن آن از دھان (بروش مستقیم) و یا از روی die ایجاد می شود تغییر فرم و شکل مو می باشد. این تغییرات بعلل زیر ایجاد می شود :

۱- تغییرات حرارتی و آزادشدن stress های موجود در موم فرم داده شده، باین معنی که در هنگام فرم دادن چون موم تحت فشار قرار می گیرد و این مقدار فشار در تمام قسمت ها یکنواخت نمی باشد پس از سرد شدن فشار های وارد بتدريج آزاد شده و باعث تغيير شكل مدل موئی می گردد. بنابراین نحوه فرم دادن و دست کاری کردن مدل موئی، درجه حرارت و طول زمانی که نگهداری می شود تا در سيلندر گذاشته شود در ايجاد اين نوع تغيير شكل ها بسیار مؤثر است.

اگر قطعه موم اينها لوله ای شکل راروی شعله نرم نموده و بشکل نعل اسب آنرا خم کنيم و سپس در ظرف محتوى آب که درجه حرارت آن مطابق حرارت متعارف باشد قرار دهيم پس از گذشت چند ساعت بشکل مستقيم در می آيد (شکل ۲۱) که ابته بعلت آزاد شدن استرس هائی می باشد که در هنگام خم کردن در آن ذخیره شده اند. در اینجا در قسمت خارجی لوله موم خم شده مولکول ها تحت کشش قرار گرفته و فاصله بين مولکول ها افزایش پیدا می کند در حالی که در قسمت داخلی موم خم شده مولکول ها تحت فشار



شکل ۲۱- A—لوله موم به شکل نعل اسب در آب دارای درجه حرارت متعارف

—B بعد از ۲۴ ساعت لوله موم باز شده است.

نوده و فاصله بین آنها کم می‌شود بنابراین یک عدم تشابه مولکولی و انرژی داخلی غیریکنواخت در اوله پدیدار شده است که تمایل موکول‌ها به برگشت به حال اول و ایجاد انرژی یکنواخت باعث می‌شود که موم تمایل براستشدن پیدا کند.

۲- روش گرم کردن موم نیز ممکنست یکی از عوامل تغییر شکل دهنده مدل مومی باشد. بطوری که اگر یک لوله موم اینله را روی شعله نرم کنیم بندرت ممکن است تمام نقاط موم حرارت یکنواخت و درنتیجه پلاستیسیته یکنواخت پیدا کند. از آنجائی که موم حرارت را بکندی هدایت می‌کند اگر وقت کافی برای گرم نمودن یکنواخت آن در نظر گرفته نشود حرارت بطور نامتناسب در موم نفوذ کرده و ناهماهنگی در ساختمان آن باعث تغییر شکل مدل مومی می‌شود. این وضعیت در اثر اضافه کردن موم مذاب و دست کاری آن بعلت ایجاد تغییر در انرژی داخلی تشیدید می‌گردد.

۳- از عوامل مؤثر دیگر در تغییر شکل مدل مومی زیادشدن flow آن در حالت جامد بعات قرار گرفتن در محیط گرم می‌باشد. این موضوع مخصوصاً در فصل تابستان حائز اهمیت است. برای مثال اگر لوله موم اینله که کاملاً صاف و مستقیم است در دوانتها ثابت شود و برای چند روز آنرا در هوای گرم قرار دهیم ملاحظه می‌شود که موم متناسب با ذنش خمیده شده است. بنظر می‌رسد که قراردادن مدل مومی روی die تاحدی مانع از این نوع تغییر شکل باشد. ولی صیدر صیدنیست و بهتر است که از قراردادن مدل مومی در محیط گرم، کنار شعله و یا کوره خودداری شود.

بهترین راه برای جاوگیری از تغییر حجم موم قراردادن آن بلا فاصله پس از اتمام فرم دادن در investment می‌باشد و اگر این کار عملی نباشد بهتر است موم را در محل سردی مانند یخچال نگهداری نمود و در این مورد قبل از سیلندر گذاری دوباره ناحیه margin را کنترل کرد.

۴- طولانی بودن زمان relaxation نیز در تحریب مدل مومن دخالت دارد. هر قدر مومن بعد از فرم دادن مدت زمان بیشتری خارج از دندان تراش خورده یا die و یا بیرون از باقی بماند کار ریخته شده حاصل از آن انطباق و دقیقت کمتری خواهد داشت. حداکثر زمانی که مومن فرم داده شده را می‌توان در درجه حرارت معمولی اطاق بدون تغییر شکل قابل توجه نگهداشی کرد ۴۵ دقیقه است. البته شکل حفره و نوع تراش در میزان تغییر شکل مؤثر می‌باشد. بطوری که جزئی تغییر در مدل مومن در انطباق و اندازه یک اینله دو سطحی چندان مؤثر نیست در حالی که اختلال در انطباق یک اینله سه سطحی با دیواره‌های بلند و موازی بیشتر مشهود خواهد بود.

به رسمیت بعنوان یک اصل مهم باید خاطر نشان کرد که بدون توجه به نوع کار ترمیمی مدل مومن را بایستی بلا فاصله پس از خارج کردن از دهان و یا برداشتن از روی die در داخل investment قرار داد.

REFERENCES

- 1— Anderson, J. N.: Applied Dental Materials, ed. 3, Oxford, 1967,
Blackwell Scientific Publication, p. 141.
- 2— Smith, D.C., Earnshaw, R. and McCrorie, J. W.: Some Properties of Modelling and Baseplate Waxes, Brit. Dent. J. 118 : 437, 1965 .
- 3— Skinner, E. W., Phillips, R. W.: The Science of Dental Materials, ed. 6, Philadelphia, 1965, W.B. Saunders Company, pp . 394-396 .
- 4— Phillips, R. W., and Biggs, D. H.: distortion of Wax Pattern as Influenced by Storage Time, Storage Temperature, and Temperature of Wax Manipulation, J. Am. Dent. Assoc. 41 :28 37, 1950 .

بخش پنجم

مواد ریختگی

برای تبدیل مدل موئی به طلا و یا آلبیاژهای کرم کبالت باستی آنرا در داخل ماده‌ای که در مقابل درجات حرارت زیاد مقاوم باشد قرار داده و بعد از ذوب کردن مدل موئی بجای آن فلزات مذاب جایگزین کرد. این عمل بنام ریختن (casting) نامیده می‌شود. چون لازم است که ابعاد فلز ریخته شده عیناً شبیه موئ فرم داده شده باشد لذا باستی ماده ریختگی و فلز دارای حداقل تغییرات حجمی باشد.

خواص مناسب ماده ریختگی بشرح زیر است^۱ :

- ۱- پس از مخلوط کردن بصورت خمیر یکنواخت و هموزن درآید.
- ۲- مواد متنشکله آن نرم باشد تا سطح کار ریخته شده صاف و بدون خشنوت گردد.
- ۳- در ضمن حرارت دادن تجزیه نشده و ترک برندارد.
- ۴- دارای انبساط کافی در حین سخت شدن باشد تا جبران انقباض فلز ریخته شده را بنماید.
- ۵- دارای compressive strength کافی باشد تا در موقع ریختن فشار فلز مذاب در حین دخول در محفظه خالی باعث متلاشی شدن آن نگردد.
- ۶- ترکیب آن به هنگام مخلوط کردن و در حین حرارت دادن تغییر

نکند.

۷- به سطح آلیاژ ریخته شده چسبندگی نداشته باشد، زیرا در هنگام جدا کردن آن از سطح فلز ممکن است به لبه های ظرف آن آسیب وارد شود .

۸- تاحدی دارای خال و فرج باشد. بطوری که همزمان با ریختن آلیاژ هوا و گاز های منتج از سوختن مو م موجود در فضای خالی (mould) بتواند از راه خلل و فرج بخارج رانده شود . در صورتی که گاز موجود بطور کامل خارج نشود مانع از پرشدن کامل فضای mould توسط آلیاژ می گردد، در نتیجه کار ریخته شده نواقصی خواهد داشت.

۹- کار کردن با آن آسان بوده ، مدل مو می بر احتی در آن قرار گرفته در مدت زمان مناسب سخت گردد و استحکام کافی بدست آورد. زمان گرفتن نباید کمتر از ۵ دقیقه و بیشتر از ۲۵ دقیقه باشد.

انقباض ریختگی

تمام آلیاژ های ریختگی وقتی از درجه حرارت ذوب به درجه حرارت عادی بر می گردند. انقباض پیدا می کنند. این انقباض را می توان به سه قسمت جدا تقسیم کرد :

۱- انقباض فاز مذاب در درجه حرارت که شروع به جامد شدن می کند و همان درجه حرارت liquidus می باشد.

۲- انقباض در هنگام انجماد.

۳- انقباض حرارتی آلیاژ از درجه انجماد به درجه حرارت عادی . انقباض اول چون با اضافه شدن فلز مذاب بداخل mould جبران می شود عملاً اشکالی ایجاد نمی نماید. اگر ابعاد mould در درجه حرارت ریختن فلز برابر با ابعاد مو م فرم داده شده باشد دومین و سومین نوع انقباض باعث

می‌گردد که کار ریخته شده بتدریج که به حرارت عادی می‌رسد کوچکتر از اندازه اصلی شود. برای جلوگیری از این حالت بایستی در درجه حرارت ریختن ماده ریختگی قادر باشد که به اندازه مقدار انقباض فلز انبساط پیدا کند تا بعد از کار ریخته شده بدون تغییر باقی بماند.

انقباض خطی آلیاژهای طلا از درجه ذوب تا درجه حرارت عادی $1/5$ تا $1/1$ درصد می‌باشد و برای آلیاژهای کرم کبالت بین $1/8$ تا $2/3$ درصد می‌باشد که می‌بایستی بترتیبی آنرا جبران کرد. این ارقام در مورد آلیاژهایی که بصورت آزاد سرد می‌گردند بدست آمد است و عملاً در محفظه بسته میزان انقباض کمتر از این مقادیر می‌باشد.

موادر ریختگی برای آلیاژهای طلا

ترکیب این مواد عبارتست از مخلوط سیلیکا (SiO_2) گچ سفید باضافه مقدار کمی کاربورسیدیم، اسیدبوریک و پودر گرافیت یا ذرات بسیار ریز مس. سیلیکا مهمترین قسمت ماده ریختگی را تشکیل می‌دهد. زیرا باعث استقامت ریختگی در مقابل حرارت بوده و ضمناً باعث انبساط ماده ریختگی در حین حرارت دادن می‌گردد. سیلیکا بصورت کوارتز، کریستال بالایت و آرییدیومیت که دارای space lattice های مختلفی هستند بکاربرده می‌شود. معمولاً در موادر ریختگی موردمصرف در دندانپزشکی نوع کوارتز و کریستال بالایت بکار می‌رود. گچ بعنوان واسطه‌ای بکاررفته باعث چسبندگی ذرات سیلیکا به یکدیگر شده و کار کردن با آن را آسان می‌سازد سایر مواد بعنوان تسریع کننده و تعویق اندازنه بکار برده می‌شود.

انبساط وزمان گرفتن

زمان گرفتن ماده ریختگی بستگی بمقدار گچ موجود در آن دارد. گچ در

حدود ۲۵ درصد کل ماده ریختگی را تشکیل می‌دهد و احتلاط آن با سیلیکا انبساط را نیز کم می‌کند. بنظر می‌رسد که انبساط حاصل در ماده ریختگی به عوامل دیگری بستگی دارد.

سیلیکای موجود در مخلوط باعث تضعیف ساختمان کریستالی گیج شده و تشکیل آنها را به تعویق می‌اندازد و در نتیجه مقدار انبساط را افزایش می‌دهد.

همانطور که ذکر شد درجه حرارت آب در کوتاه کردن زمان گرفتن مؤثر است ولی نبایستی از این کیفیت برای تنظیم زمان گرفتن استفاده کرد. زیرا ممکن است گرم بودن مخلوط باعث ایجاد تغییراتی در مدل مو می‌گردد. هر قدر ماده ریختگی سفت‌تر تهیه شود زمان گرفتن کوتاه‌تر و مقدار انبساط آن بیشتر می‌شود. در صورتی که اگر مخلوط رقیق تهیه شود زمان گرفتن طولانی و مقدار انبساط کم می‌گردد^۲. غلظت بیش از حد مخلوط نیز مانع از نفوذ آن در قسمت‌های مختلف مدل شده و امکان محبوس شدن حباب هوا را افزایش می‌دهد. بطور کلی انبساط زمان سخت شدن این نوع مواد ریختگی در حدود ۴٪ درصد می‌باشد.

انبساط هیگروسکوپیک

اگر ماده ریختگی در هنگام سخت شدن در داخل آب قرار گیرد انبساط سخت شدن آن بمیزان $1/2$ تا $2/1$ در صد افزایش می‌یابد. این نوع انبساط را هیگروسکوپیک نامند. برای توجیه این کیفیت دو شوری پیشنهاد شده است^۳.

- ۱- آب اضافی محیط باعث کم شدن کشش سطحی موجود در داخل ماده ریختگی در حال سخت شدن می‌گردد. در نتیجه به کریستالها فرصت داده می‌شود که بطور آزادانه رشد کنند و انبساط بیشتری بوجود آورند.
- ۲- در این نظریه افزایش انبساط را بعلت تشکیل کریستالهای اضافی

dihydrate ذکر کرده‌اند. باین ترتیب که در انبساط عادی کمی از قبل از سخت شدن او لیه گچ، کریستالهای dihydrate تشکیل شده باشد یکدیگر در تماس بوده مخلوط حالت نیمه جامد دارد و همینطور که کریستال‌ها رشد می‌کنند یکدیگر فشار آورده و از هم جدا می‌شوند و انبساط عادی ایجاد می‌شود. حال اگر مقدار آب در محیط بیشتر باشد که کریستال‌های dihydrate جدیدی تشکیل می‌گردد که کریستال‌های تشکیل شده او لیه را زیکدیگر جدا ساخته و در نتیجه انبساط افزایش می‌یابد.

سیلیکای موجود در ماده ریختگی چون باعث تضعیف ساختمان کریستالی گچ می‌شود غیر مستقیم منجر به ازدیاد رشد کریستال‌ها شده و انبساط بیشتر می‌شود. از طرف دیگر سیلیکا به نفوذ آب در ضخامت توده ماده ریختگی کمک کرده و باعث می‌شود که انبساط بطور یکنواخت در تمام توده ایجاد شود. برای اینکه آب اضافی در سطح وسیعی باما ماده ریختگی مجاور باشد معمولاً یک ورقه کاغذ نسوز مرطوب در داخل سیلندر قرار می‌دهند.

برای تأمین حداقل انبساط هیگروسکوپیک باستی ماده ریختگی قبل از گرفتن و سخت شدن او لیه در داخل آب قرار گیرد زیرا اگر از این مرحله پیشتر مقدار انبساط بمراتب کاهش می‌یابد.

عوامل مؤثر در ازدیاد انبساط هیگروسکوپیک^۴

- ۱- انبساط در investment های محتوی silica بیشتر است و ضمناً ریزبودن ذرات این انبساط را افزایش می‌دهد.
- ۲- اگر ماده واسطه‌ای (گچ) از نوع hemihydrate - «انتخاب شود انبساط بیشتری می‌گردد.
- ۳- هر قدر زمان قرار گرفتن investment در آب طولانی تر باشد انبساط

بیشتر است.

۴- اگر investment قبل از مرحله سخت شدن اولیه در آب قرار گیرد مقدار انبساط خیلی زیاد می شود.

۵- درجه حرارت آبی که در آن investmenet قرار می گیرد در ازدیاد انبساط مؤثر است.

۶- قراردادن مقوا نسوز در داخل سیلندر.

۷- بکار بردن سیلندرهای شکاف دار و یا سیلندرهای لاستیکی قابل انبساط

۸- نسبت پودر به آب اگر بیشتر باشد (مخلوط غلیظ تر تهیه شود) انبساط هیگرو سکپیک بیشتر خواهد شد.

روش معمول برای تأمین انبساط هیگرو سکپیک مناسب، آن است که سیلندر محتوی ماده ریختگی را مدت نیم ساعت در آب ۳۸ درجه سانتی- گراد قرار داده و یا با قراردادن یک ورقه مقوا نسوز مرطوب در جدار داخلی سیلندر آب کافی برای ایجاد انبساط هیگرو سکپیک را تأمین کرد. در روشن دیگر بجای غوطه ور ساختن سیلندر محتوی ماده ریختگی در آب مقدار معینی آب (برابر دستور کارخانه سازنده) در روی سطح فوچانی سیلندر قرار می دهند تا جذب ماد ریختگی شود^۰. در این روش بعلت مشخص بودن آب اضافه درجه انبساط قابل کنترل می باشد. باید در نظر داشت که برای ایجاد انبساط یکنواخت در تمام قسمت های ماده ریختگی لازم است که از سیلندرهای شکاف دار و یا لاستیکی که قابلیت اتساع دارند استفاده شود.

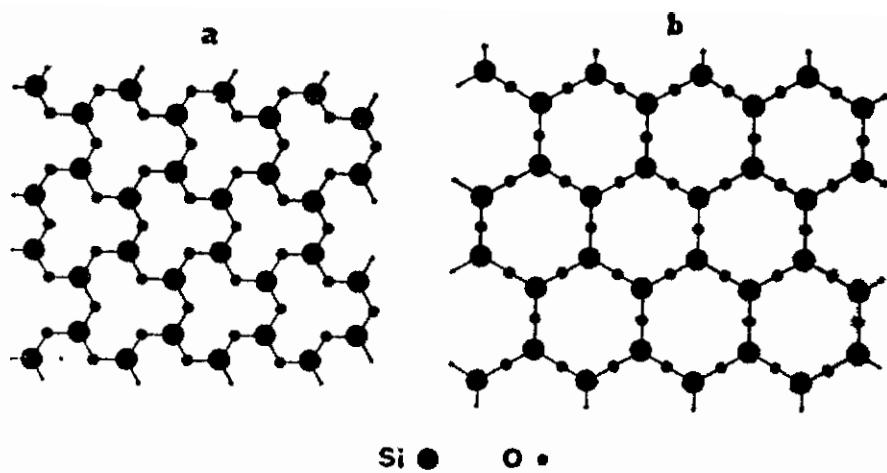
انبساط حرارتی - منظور از انبساط حرارتی تغییر ارت. حرارتی است که در گچ و سیلیکای محتوی ماده ریختگی ایجاد می شود. بنابراین هر یک جداگانه مورد مطالعه قرارداده می شود.

تفییرات حرارتی گچ

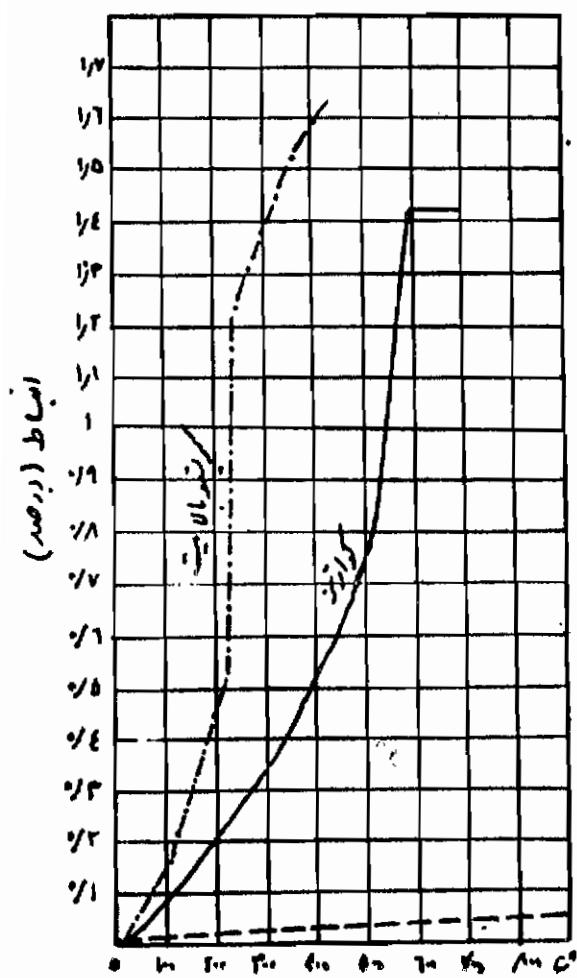
وقتی یک توده گچ حرارت داده شود بتدريج انبساط پیدا می‌کند. اين انبساط تا درجه حرارت ۱۲۵ درجه سانتي گراد در حدود ۱۲٪ درصد می‌باشد.^۶ حال اگر درجه حرارت بالارود بتدريج انقباض حاصل می‌شود بطوری که توده گچ در درجه حرارت ۵۰ درجه سانتي گراد حدود ۹٪ درصد انقباض پیدا می‌کند و بعد از اين درجه نيز انقباض بكندي انجام می‌پذيرد. علت اين انقباض مربوط به ازدست دادن آب می‌باشد. بطوری که در درجات حرارت بالاي ۵۰۰ تقربياً گچ بصورت anhydrate (بددن آب) درمی‌آيد. خوشبختانه اين انقباض را می‌توان با اضافه کردن درصد كمی كلور-سدیم و يا اسيدبوريلك كاملاً از بين برداشت. اين عامل باعث می‌شود که بتوان درصد مقدار گچ را در ماده ریختگی بالابرد و درنتیجه مقاومت ماده ریختگی را در مقابل خردشدن افزایش داد ولي افزودن بيش از حد gypsum باعث می‌شود كه مقاومت ماده ریختگی در مقابل حرارت کم شده و در درجات بالاتر که بردارد.

اثر حرارت بر روی سيليكا

کوارتز و کریستال بالايت در حين حرارت دادن انبساط پیدا می‌کند.^۷ حداقل انبساط کوارتز در درجه ۵۷۳ سانتي گراد و در مورد کریستال بالايت در ۲۱ درجه سانتي گراد ايجاد می‌گردد. در هر دونوع علت انبساط تغيير وضعیت کريستالها از فرم α به β می‌باشد. باين صورت كه اتصال بين اتم‌های سيليسیوم و اکسیژن مستقيمه شده و مطابق (شکل ۲۲) انبساط می‌پذيرد. بطور کلي انبساط خطی کوارتز در ۷۰ درجه سانتي گراد ۱/۲ درصد می‌باشد و انبساط خطی کريستال بالايت در ۵۰ درجه سانتي گراد ۱/۵ درصد است. انبساط کوارتز در درجات بالاتر از ۷۰۰ متوقف شده در صورتی که کريستال بالايت با ازدياد درجه حرارت انبساط پیدا می‌کند (شکل ۲۳).



شکل ۲۲— اتصالات خمیده آنها در تبدیل کوارتز a به b مستقیم می‌شود.
 — a درجه حرارت ذیر ۵۷۳.
 — b درجه حرارت بالای ۵۷۳ درجه سانتیگراد.



شکل ۲۳
 منحنی انبساط حرارتی
 اشکال مختلف سیلیکا

مقدار انبساط حرارتی و انبساط مربوط به تغییر فرم از α به β به عوامل زیربستگی دارد:

۱- نسبت پودر به آب - هر قدر نسبت آب مخلوط شده به پودر بیشتر باشد انبساط حرارتی حاصله کمتر خواهد شد. بنابراین توصیه می‌شود که حتماً مقدار پودر و آب مطابق دستور کارخانه سازنده بکار رود تا بدقت بتوان انقباضات حاصله را کنترل و جبران نمود و انبساط دلخواه را بدمت آورد. بطور معمول باید ۵۰ گرم پودر را با ۱۴ تا ۱۷ سانتی‌متر مکعب آب مخلوط شود و درجه حرارت آب بایستی زیاد باشد.

۲- اثر مواد اضافی - همانطور که قبل گفته شد بمنظور جبران انقباض حرارتی گچ بایستی مقدار کافی کوارتز در ماده ریختگی موجود باشد ولی از آن چائیکه بالابودن مقدار کوارتز استحکام آنرا کاهش می‌دهد، می‌توان با افزودن موادی مانند کلرورسدیم، کلرور پتاسیم مقداری از انقباض را جبران کرد. اسیدبوریک خاصیت مشابه داشته و در سختی ماده ریختگی مؤثر می‌باشد. عیب آن این است که در درجات حرارت بالا تجزیه شده و سبب ناهمواری سطح آلیاژ ریخته شده می‌گردد.

انقباض حرارتی ماده ریختگی

وقتی آلیاژ مذاب بداخل محفظه موجود در ماده ریختگی وارد شد همراه با ماده ریختگی بتدریج سرد می‌شود. در این حالت ماده ریختگی انقباض پیدا می‌کند. این انقباض خیلی بیشتر از انبساط اولیه ایجاد شده می‌باشد. منتهی این انقباض قادر نیست که در اندازه کار ریخته شده اثر گذارد، چون آلیاژ ریخته شده منجمد شده و مقامات کافی در مقابل اثر انقباض

ماده ریختگی پیدامی کند. اگر سیلندر محتوی ماده ریختگی در کوره گرم شده و آماده ریختن شود و بدیلی از ریختن فلز منصرف شویم واجباراً سیلندر دوباره سرد شود، برای بار دوم اگر سیلندر حرارت داده شود مقدار انبساط آن از بار اول کمتر بوده و کار ریخته شده کوچکتر خواهد بود. بنابراین گرم کردن سیلندر باید یک بار و بطور متواالی انجام پذیرد زیرا سرد و گرم کردن متناوب علاوه بر تغییر در مقدار انبساط باعث ایجاد ترک و شکاف در داخل ماده ریختگی شده و کار ریخته شده نواقصی در برخواهد داشت.

استحکام ماده ریختگی^۸

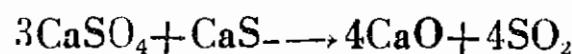
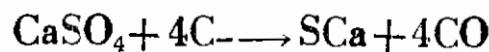
همان طور که قبلاً اشاره شد وجود مقدار کمی کلرورسدیم و یا اسید بوریک باعث می شود که بتوان مقدار درصد گچ را در ترکیب ماده ریختگی بالا برد. هر قدر این مقدار بیشتر باشد استحکام مقاومت investment افزایش می یابد. استحکام از این نظر مورد احتیاج است که در بعضی روش ها که سیلندر های لاستیکی استفاده می شود، پس از این که ماده ریختگی سخت شد سیلندر را جدا کرده و ماده ریختگی بدون پوشش در داخل کوره قرار می گیرد و در این حالت اگر استحکام investment کافی نباشد ترک برداشته و خرد می شود. ضمناً وقتی فلز مذاب با فشار زیاد وارد mould می شود اگر ماده ریختگی استحکام کافی نداشته باشد ممکن است بخصوص در نقاط ولبه های باریک و ظریف خرد شده و تقاضایی در کار ریخته شده ایجاد نماید. مقاومت ماده ریختگی در مقابل خرد شدن در درجات حرارت بالا بسیار کم است. این کمی مقاومت و استحکام در درجه مرحله بیشتر بچشم می خورد. در مورد مواد ریختگی محتوی کوارتز مرحله اول بین درجات ۱۰۰ تا ۱۲۵ سانتی گراد است و دیگری بین ۵۰۰ تا ۶۰۰ درجه سانتی گراد است که اولی مربوط به از دست رفتن کلیه آب گچ و دومی مربوط به تغییر

فرم سیاپیکا از فرم α به β می‌باشد.

در مورد کریستالیت فاز دوم بین ۲۱۰ تا ۲۶۰ درجه‌سانتی‌گراد است بنابراین باید سعی شود که ماده ریختگی بی‌حرکت باشد تاباعث خرد-شدن قسمت‌هایی از آن نشود. بطور کلی compressive strength مواد ریختگی دو ساعت بعد از سخت شدن باید از ۲۵ کیلوگرم برسانیمتر مربع کمتر باشد. هر قدر نسبت پودر به آب بیشتر باشد استحکام افزایش می‌یابد. برای اینکه سطح کار ریخته شده کاملاً صاف و بدون خشونت باشد بایستی ذرات سیلیکا و گچ محتوی ماده ریختگی بسیار ریز و نرم باشد. بنابراین بنظر می‌رسد که هر قدر ذرات پودر ریزتر باشد کار ریخته شده دارای تخلخل و ناصافی‌های کمتری خواهد بود. ولی باید دانست برای اینکه گاز‌های موجود در محفظه بهنگامی که فان مذاب بافشار وارد mould می‌شود بتواند از آن خارج شود، بایستی ماده ریختگی دارای خلل و فرج کافی باشد در غیر این صورت ممکن است مقداری گاز و هوای محبوس‌مانده و نواقصی در کار ریخته شده ایجاد گردد. باین جهت معمولاً ذرات سیلیکا نسبتاً درشت‌تر از گچ است تا منافذ لازم ایجاد شود.

تجزیه ماده ریختگی

اصولاً گچ تا درجه ۱۴۰۰ سانتی‌گراد تجزیه نمی‌شود ولی با حضور کربن در حدود ۷۰۰ درجه سانتی‌گراد سریعاً مطابق فرمول زیر تجزیه می‌شود.



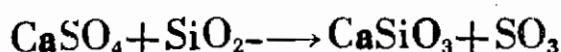
کربن بر اثر سوختن مدل مومنی داخل محفظه در محیط عمل موجود

می‌باشد و نیز ممکن است بصورت گرافیت در ماده ریختگی موجود باشد. SO_2 ممکن است از تجزیه ناخالصی‌های موجود در سیلیکا بین ۰۰۰ تا ۸۰ درجه سانتی‌گراد ایجاد شود. این گاز ممکن است با گازهای موجود از منافذ خارج شود و یا بصورت هیدروژن سولفوره و یا سولفورهای ارگانیک درآمده و بشکل یک ورقه رنگی بر روی کار ریخته شده باقی بماند. علاوه بر آن بعلت ایجاد سولفورهای نقره و پالادیوم در فوائل ذرات آلیاژ از استحکام آن می‌کاهد.

اگر عمل ریختن فاز کامل انجام گیرد آلیاژهای طلای زرد دارای سطح زرد کدر و همین‌طور آلیاژهای طلای سفید دارای رنگ خاکستری می‌گردند. وجود اسیدبوریک در مخاوط علاوه بر اینکه در جلوگیری از انقباض اولیه مؤثر است بعنوان یک عامل کمکی در ازبین‌بردن اکسیدهای سطح کار ریخته شده به صورت flux نیز عمل می‌نماید.

مواد ریختگی برای آلیاژهای کرم‌کبالت

مواد ریختگی باماده واسطه‌ای گچ برای ریختن انواع آلیاژهای کرم-کبالت مناسب نیستند زیرا در درجات بالا تجزیه شده و بر روی سطح کار ریختگی بصورت ورقه‌ای باقی می‌ماند. البته این اشکال در مرور آلیاژهای طلاکه دارای نقطه ذوب بالا هستند نیز وجود دارد. در حرارت بالای ۱۲۰۰ درجه سانتی‌گراد گچ وسیلیکا مطابق فرمول زیر ترکیب می‌شوند.



گاز ایجاد شده باعث تخلخل و corrosion کار ریختگی می‌گردد. در این گونه موارد از مواد ریختگی که دارای ماده واسطه‌ای سیلیکا یا فسفات که در مقابل حرارت بسیار مقاومت می‌کنند استفاده می‌شود.

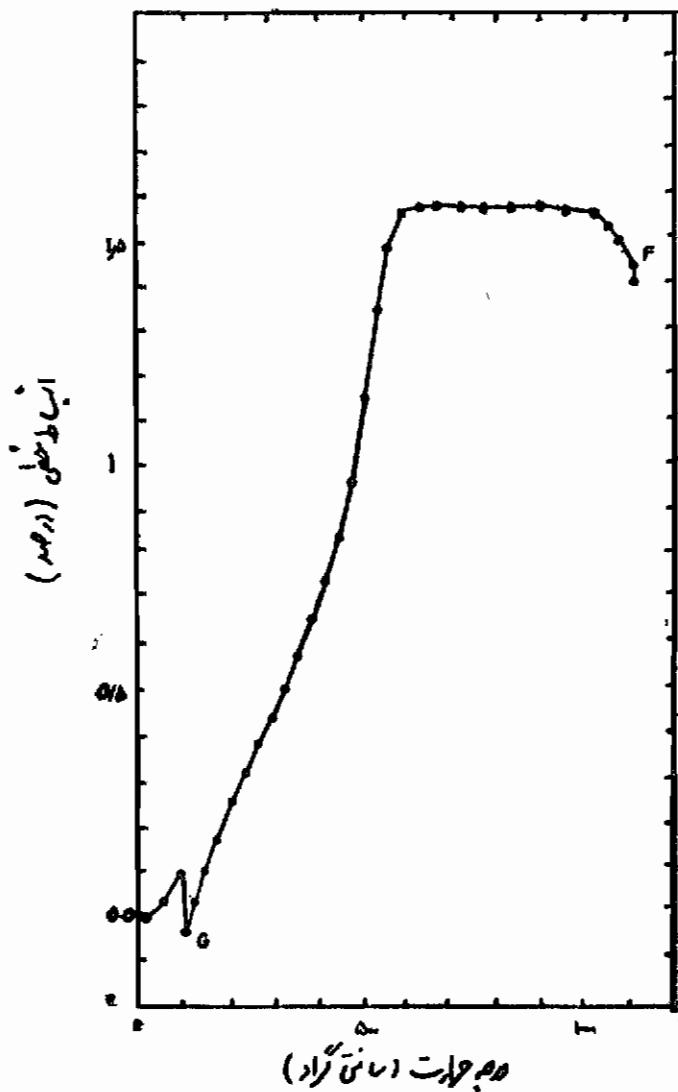
SILICA BONDING ماده ریختگی

این نوع ماده ریختگی از سیلیکا که ممکن است بصورت کوارتز و یا کریستال باشد تشکیل شده که بوسیله ژل سیلیکا بیکدیگر متصل شده‌اند. ذرات پودر سیلیکا دارای اندازه‌های مختلفی است بطوری که ذرات درشت را پرمی‌کنند. اگر اندازه ذرات یکنواخت باشد فضای موجود بین آنها زیاد بوده و این فضاهای ممکن است بوسیله ژل سیلیکا پر نشود. ضمناً بایستی مقدار ماده واسطه‌ای بحداقل مورد استفاده قرار گیرد و بصورت خمیر سفت تهیه شود تا باعث ایجاد ترک در ماده ریختگی نگردد.

اتیل سیلیکا (binder) بصورت مایع روغنی زرد رنگی می‌باشد که در حضور آب و PH مناسب بصورت ژل سیلیکا درآمده و الكل اتیلیک آزاد می‌کند این محلول بایستی درجای خنک دور از نور نگهداری شود. با افزودن محلول binder به پودر سیلیکا و PH قلیائی مناسب (بعثت وجود اکسید منیزیم در پودر) ژل که بالاقباض کمی همراه است بتدریج تشکیل می‌گردد. برای آنکه ماده ریختگی بصورت توده متراکم و سختی درآید آن را در کوره خشک کن حرارت داده آب و الكل آن خارج می‌شود که درنتیجه کمی انقباض بیند می‌کند.

برای آن که تشکیل ژل بلا فاصله بعداز مخلوط کردن انجام پذیرد آمین‌های مختلف به محاول اتیل سیلیکا افزوده می‌شود که عمل هیدرولیز و تشکیل ژل توأم انجام شود متأسفانه این کیفیت نیز بالاقباض بیشتری همراه می‌باشد.

انبساط حرارتی این نوع مواد ریختگی بعلت اینکه ماده اصلی و واسطه‌ای آن سیلیکا می‌باشد نسبتاً زیاد است (شکل ۲۴).

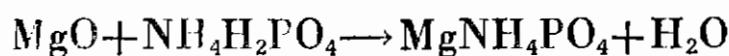


شکل ۲۴-
انبساط حرارتی ماده ریختگی
حاوی سیلیکا.

همانطور که در شکل دیده می‌شود در حرارت بالای ۱۰۰۰ درجه‌سانتی گراد بعلت تبدیل ژل به سیلیکا ماده ریختگی شروع باقابض می‌کند نابراین نبایستی سیلندر را بالاتر از ۶۰۰ تا ۷۰۰ درجه‌سانتی گراد حرارت داد زیرا در این درجات حد اکثر انبساط تولیدمی‌گردد.

ماده ریختگی PHOSPHATE BINDING

اتصال دهنده(binder) این نوع مواد ریختگی عبارت است از یک اکسید فلزی و یک فسفات که با اختلاط با سیلیکا مطابق فرمول زیر ترکیب می شود.



این راکسیون باعث می شود که ماده ریختگی سفت شده و ذرات سیلیکا بیکدیگر اتصال پیدا کند. در حین حرارت دادن ماده سیلیکو فسفات تشکیل می گردد که باعث استحکام بیشتر ماده ریختگی می شود. این مواد دارای مقداری انبساط در حین سخت شدن هستند که انقباض ریختگی آلیاژ کرم کبالت را جبران می کنند. البته دارای مقدار کمی انبساط حرارتی نیز می باشند.^{۱۰}

REFERENCES

- 1— Anderson, J.N. : Applied Dental Materials, ed. 3, Oxford, 1967, Blackwell Scientific Publication, p. 150 .
- 2— Martin, K.H. : An Investigation of the Effect of the Water Powder Ratio on the Accuracy of the Fit of Gold Alloy Castings, Aust. Dent. J. 1 :202-203, 1956 .
- 3— Mahler, D. B. and Ady, A. B. : An Explanation for the Hygroscopic Expansion of Dental Gypsum Products, J. Dent. Res. 39 : 578, 1960 .
- 4— Mahler, D. B., and Ady, A. B. : The Influence of Various factors on the Effective Setting Expansion of Casting Investments J. Prosth. Dent. 13 : 363, 1963 .
- 5— Peyton, F. A., Mahler, D. B., Asgar, K. Controlled Water Addition Technic for Hygroscopic Expansion of dental Casting Investment, J. Am. Dent. Assoc. 52 : 155, 1956.
- 6— Glasson, G. F., sweeney, W. T. : The Effect of Preheating on the Thermal Expansion of Silica-Gypsoum Investments, J. Am. Dent. Assoc. 48 : 433, 1954 .
- 7— Mumford, G. M., and Phillips, R. W. : Measurement of Thermal Expansion of Cristobalite Type Investments in the Inlay Ring - Preliminary Report, J. Prosth. Dent. 8 : 860-864, 1958.
- 8— Osborn, J., and Skinner, E. W. : Physical Properties of Gypsum

- Model Investments, J. Am. Dent. Assoc. 59 : 708, 1959 .
- 9— O'Brien, W.J. and Skinner, E. W.: Decomposition of Gypsum Investment in the Presence of Carbon, J. Dent. Res. 38 : 541 , 1959 .
- 10— Schnell, R. J., Mumford, G., and Phillips, R. W.: An Evaluation of Phosphate Bonded Investments used with High Fusing Gold Alloy, J. Prosth. Dent. 13 : 324, 1963 .

بخش ششم

موادی که در ساختن پروتزهای متحرک بکار می‌رود

این مواد بدو دسته فلزی و غیر فلزی تقسیم می‌شوند. در مورد دسته اول قبل از در بخش فازات بتفصیل بحث شده است.

دسته دوم بامواد غیر فلزی که بنام آکریلیک نامیده می‌شوند، امروزه قسمت اعظم ساختمان پروتزهای کامل و پارسیل را تشکیل می‌دهند. رنگ و ساختمان این مواد بنحوی است که بخوبی می‌توان رنگ و فرم طبیعی انساج نرم دهان را تقلید و ایجاد نمود و از این نظر بسیار بالارزش می‌باشند.

خواص مناسب برای مواد غیر فلزی^۱

۱- داشتن ضریب الاستیسیته بالا همراه با proportional limit زیاد که پروتز بتواند در مقابل فشارهای جویدن مقاومت نماید و ضمناً بتوان پروتز را در ضخامت و حجم کمتری تهیه نمود، بدون آنکه از استقامت و آنکاسته شود. rigidity

۲- داشتن fatigue strength زیاد.

۳- دارابودن impact strength کافی. این عامل با این جهت اهمیت دارد

که حتی دقیق‌ترین افراد که از پروتز استفاده می‌کنند ممکن است در بعضی مواقع پروتز از دست و بادهانشان بیفتد. بنابراین باید در مقابل شکستن مقاومت داشته باشد.

- ۴- دارای سطح مقاومی بوده که پس از پرداخت وصیقای کردن با آسانی خش برندار دکه خود باعث تغییر رنگ و تکدر شدن آن می‌گردد.
- ۵- در درجه حرارت‌های قابل تحمل دردهان تغییر فرم ندهد. آیده‌آل آن است که بتوان آنرا با جوشانیدن استریل کرد.
- ۶- کار کردن با آن آسان بوده و براحتی بتوان آنرا ترمیم کرد.
- ۷- در محیط دهان آب و مواد دیگر را بخود جذب نکند.
- ۸- داشتن حداقل وزن و قابلیت انتقال حرارت بحد کافی و مناسب.
- ۹- برای انساج دهان محرک نبوده، غیرسمی، بدون بو و مزه باشد.
- ۱۰- دارابودن قدرت رنگ پذیری مشابه انساج طبیعی مخاط دهان و عدم تغییر آن پس از گذشت زمان.

هنوز ماده‌ای که شامل تمام خصوصیاتی که در بالا ذکر گردید، باشد تناخته نشده است. البته آزمایش‌های زیادی بر روی مواد مختلف انجام گردیده و هر یک بعلتی ب مرحله مصرف عمومی نرسیده است. مواد غیرفلزی که امروز مورد مصرف می‌باشد با اینکه نهایت کار و تحقیق بر روی آن‌ها بعمل آمده قادر به داشتن تمام خواص مناسب نمی‌باشد.

مواد غیرفلزی که برای ساختن پروتز هابکار می‌رود بد و صورت (۱) از فراورده‌های طبیعی مانند لاستیک و سلولز، (۲) از مواد شیمیائی مانند پلیمرها بدست می‌آید. فرآورده‌های طبیعی که سابقاً از آنها در صنعت و دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گرفت امروزه نیز در صد قابل ملاحظه‌ای

از صنعت پلاستیک‌سازی را تشکیل می‌دهد ولی بعلت کمبود و گرانی مواد طبیعی بتدریج جای خود را به پلیمرهای سنتیک و مصنوعی داده است. پلیمرها دارای خواص بسیار وسیع و حتی غیر مشابه هستند. طوری که بعضی سخت و شکننده و برخی دیگر نرم و لاستیکی می‌باشند. پلیمرها از اجزاء ساده که بیکدیگر اتصال دارند ساخته شده‌اند. این ملکول‌های بزرگ ممکن است از ۵۰ عدد تا ۵ میلیون ملکول ساده تشکیل شوند. تعداد اجزاء ساده و سیستم اتصال آنها بیکدیگر در ایجاد انواع مختلف پلیمر و خواص متفاوت آن‌ها دخالت تام دارد. اجزاء کوچک تشکیل دهنده ماکروملکول‌ها را مونومر می‌گویند.

عمل تبدیل مونومرهای پلیمر را پلیمریزاسیون گویند که به دو صورت انجام می‌شود:

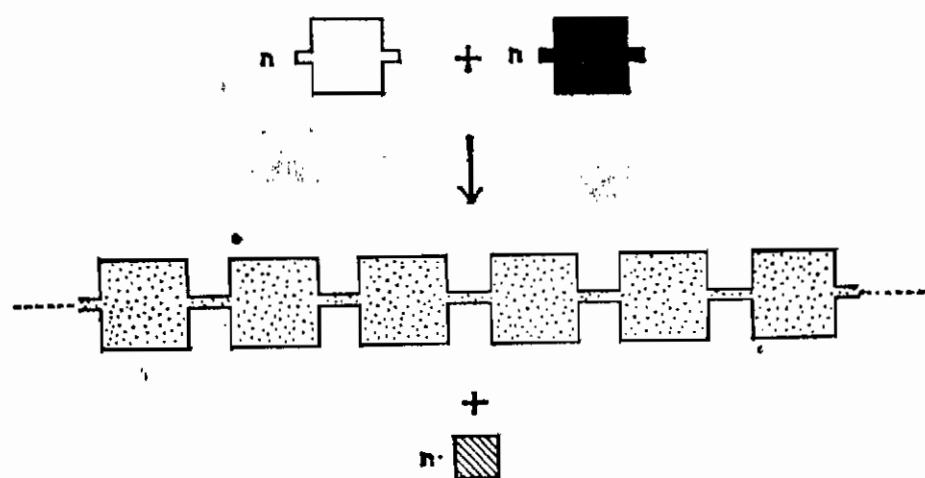
- | | |
|-------------------------------|-------------------------|
| (Condensation Polymerization) | ۱ - پلیمریزاسیون تراکمی |
| (Additional Polymerization) | ۲ - پلیمریزاسیون الحاقی |

نوع یک عبارت است از اتصال شیمیائی ملکول‌های غیر هم جنس و تشکیل ملکول بزرگ که در نتیجه معمولاً را دیکالهائی مانند آب و اسیدهای هالوژن آزاد می‌گردد. این کیفیت ممکن است چندین بار تکرار شده و ملکوهای بسیار بزرگی حاصل شود (شکل ۲۵).

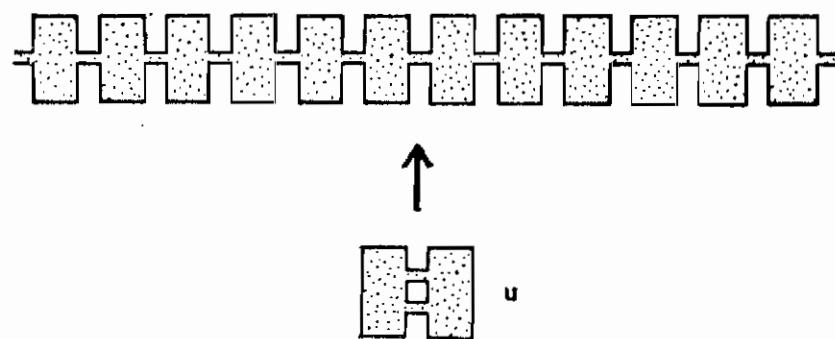
نمونه این سیستم پلیمریزاسیون در موادی مانند ناخن‌های نایلون و تریلین دیده می‌شود.

رزین‌هائی که با این طریق پلیمریزه می‌شوند سابقاً در ساختمان پروتزهای دندانی کاربرد زیادی داشت. بهترین مثال این نوع پلیمرها پلاستیک‌های bakelite می‌باشد که امروزه در دندانپزشکی مورد استفاده قرار نمی‌گیرد، زیرا از نظر شیمیائی بی ثبات بوده و بسرعت در دهان تغییر رنگ می‌دهد.

دسته دوم پلیمرهای هستند که از اتصال ملکول‌های هم‌جنس ایجاد می‌شوند و در واقع تمام اجزاء آن مشابه یکدیگر بوده و پلیمر بدست آمده دارای وزن ملکولی بسیار زیاد می‌باشد (شکل ۲۶).



شکل ۲۵ - پلیمریزاسیون تراکمی



شکل ۲۶ - پلیمریزاسیون الحاقی

در این نوع پلیمر ممکن است ملکول‌ها بصورت زنجیره خطی، مجزا و با دارای اتصالات عرضی بوده و فرم انشعابی ایجاد کنند. نمونه این دسته رادر پلیمریزاسیون اتیلن می‌توان دید که بصورت پلی اتیلن در می‌آید.



این نوع پلیمریزاسیون قابل برگشت بوده یعنی پلیمر را می‌توان به صورت مونومرهای سازنده آن برگرداند.

طول زنجیر

همانطور که در مثال‌های بالادیده می‌شود می‌توان نتیجه گرفت که طول زنجیر حد مشخصی ندارد بلکه انتهای زنجیر و ختم آن به عواملی مانند حرارت که سبب سرعت عمل پلیمریزاسیون می‌شود و همچنین وجود ناخالصی و مقدار مواد filler بستگی دارد. هر قدر عمل پلیمریزاسیون با دقت انجام شود باز هم طول زنجیرهای حاصل بایکدیگر برابر نخواهد بود. در واقع در بسیاری از مواد بعضی ملکول‌های مونومر بصورت آزاد در پلیمر باقی مانده در حالیکه بقیه به مدیگر متصل شده وزنجیرهای چندین هزار ملکولی تشکیل می‌دهند.

ساختمان و خواص پلیمر

قسمت اعظم خواص پلیمر بستگی به طول زنجیرها (وزن ملکولی) و قابلیت جذب بین زنجیرهای دارد.

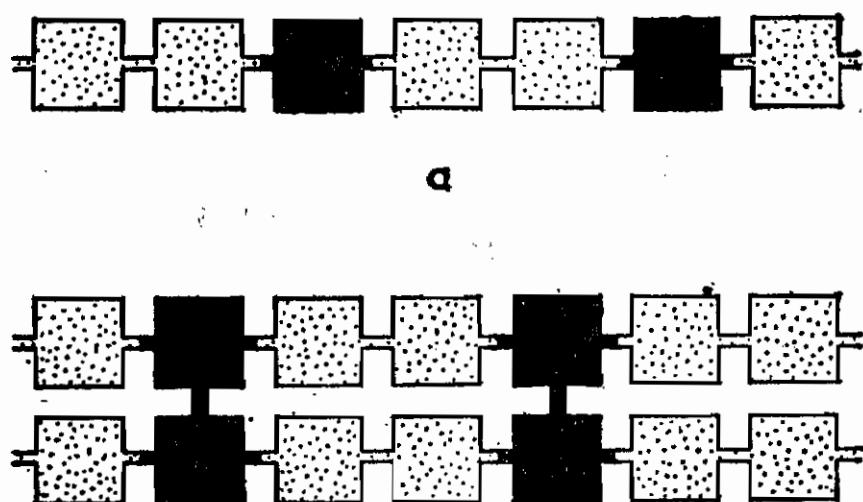
در پلیمرهای خطی زنجیرها یکدیگر را بواسیله اتصال‌های ثانویه (bonds)

(Vander Waals, نگاه‌داری ملکول‌های بیشتر باشد قدرت نگهداری ملکول‌های خطي با وزن ملکولی پائین این قدرت جذب بوسیله ارتعاش در ملکول که بعلت حرارت ایجاد می‌گردد از هم گسیخته می‌شود و با عوامل stress زنجیرهای روی یکدیگر لفڑش پیدا کرده و ماده حالت نرمی و پلاستیکی بخود می‌گیرد. بنابراین پلیمرهای خطي-thermo-plastic بوده و با بکار بردن حرارت نرم شده و به فرم‌های مختلف در می‌آیند. در بعضی پلیمرهای خطي زنجیرهای بطور نامنظم بر روی یکدیگر قرار گرفته‌اند و در اثر کوچکترین فشاری تغییر فرم پیدا می‌کنند. بعلاوه آب و مواد حلal قادر هستند که در لابلای زنجیرهای نفوذ پیدا کرده وزنجیرهای را از یکدیگر جدا سازند. بر عکس در برخی دیگر از پلیمرهای خطي زنجیرهای خيلي نزدیک و فشرده قرار گرفته و بهمین دلیل در مقابل تغییر فرم وجذب مواد مقاومت بیشتری دارند. طرز قرار گرفتن زنجیرهای پلیمر مستقیم نبوده بلکه به صورت نامشخصی درهم تنیده شده‌اند. چون زنجیرهای بلند قدرت بهم-پیچیدگی بیشتری دارند لذا در مقابل تغییر فرم دارای مقاومت بیشتری هستند.

COPOLYMERIZATION

برای بدست آوردن خواص فیزیکی مناسب می‌توان دو یا چند نوع مونومر را که دارای خواص شیمیائی مختلف هستند با یکدیگر پلیمریزه کرد. این نوع پلیمریزاسیون را کوپلیمریزاسیون گویند. اگر این عمل بصورت اتصال خطی باشد copolymerization انجام شده تغییرات مختصراً در خواص پلیمر ایجاد می‌کند. ولی با انتخاب مونومرهای مناسب می‌توان اتصال‌های عرضی (cross-linked) بدست آورد که دارای خواص بسیار

مناسب‌تری از اتصال‌های خطی است (شکل ۲۷). هر قدر مقدار اتصال‌های عرضی بیشتر باشد پلیمر بدست آمده در مقابل مواد حل‌کننده مقاوم‌تر می‌گردد.^۲



شکل ۲۷

Copolymerization

a—کوبیلیمر ساده

b—کوبیلیمر با اتصالات مضاعف

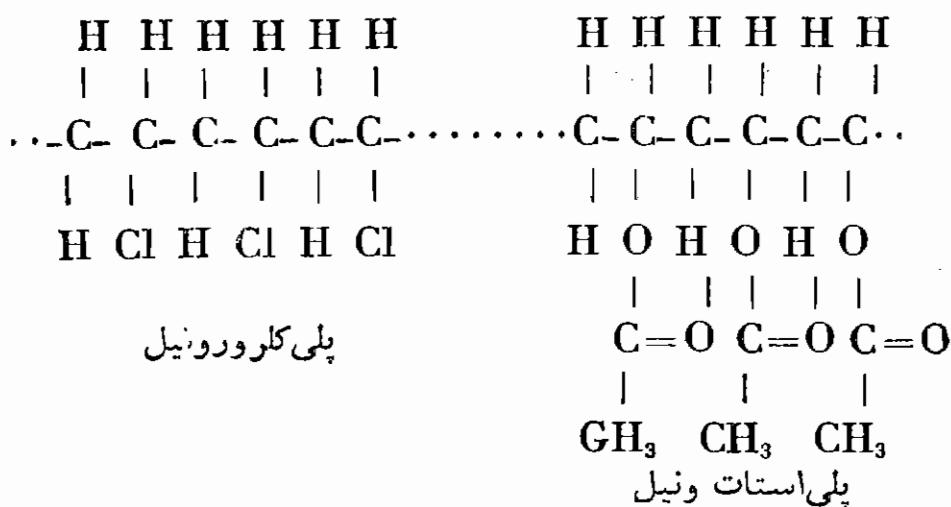
أنواع پلیمرهای مورد استفاده در ساختن پروتز

پلیمرهایی که در ساختمان پروتزهای دندانپزشکی بکار می‌رود بایستی دارای خواص مناسبی که قبل اذکر شده، باشند. امروزه تعدادی رزین‌های صنعتی عرضه شده است که دارای بیشتر خواص موردنظر می‌باشند و از

این نظر در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. در زیر مشخصات مهم‌ترین آن‌ها ذکر شده‌است.

VINYL RESINS

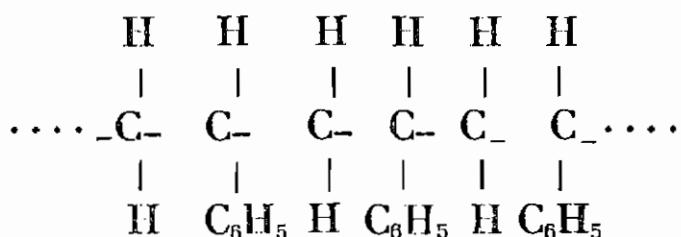
این نوع رزین مانند اغلب پلیمرهای صنعتی از اتیلن مشتق می‌گردد و نوع آن که بیشتر مصرف می‌شود عبارتنداز کلوروونیل و استات ونیل که در اثر پلیمریزاسیون تشکیل پلی‌استات ونیل و پلی‌کلوروونیل بفرمول‌های زیر می‌دهند.



یکی از موادی که سابقاً در دندانپزشکی مورد استفاده زیادی داشته کوپلیمر ۲۰ درصد استات ونیل و ۸۰ درصد کلورو ونیل بود. این رزین با وجود اینکه دارای خواص نسبتاً مناسبی می‌باشد بعلت این که وزن ملکولی آن در قسمت‌های مختلف قابل کنترل نیست، نمی‌توان آنرا در اثر حرارت بطور یکنواخت نرم نمود. درنتیجه استرس‌های ایجاد شده پس از مدتی استفاده از پرتوز، اغلب شکستگی‌هایی در قسمت‌های مختلف آن اتفاق می‌افتد.

POLYSTYRENE

این رزین از اتصال رادیکال بنزن به گروه ونیل تهیه می‌شود و پس از پلیمریزاسیون به ای ونیل بنزن (پلی‌استر) بفرمول زیر تبدیل می‌گردد:



این رزین‌ها شفاف و ترموپلاستیک هستند و در مقابل نور و مواد شیمیائی باثبات می‌باشند. بعضی از انواع آن برای ساختن پروتز بطریقه نازدیق و بعضی در ساختن tray اختصاصی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

EPOXY RESINS

این نوع رزین‌ها اخیراً به دندانپزشکی عرضه شده و از خصوصیات آن این است که به فلز، چوب و شیشه چسبندگی دارند. از نقطه نظر شیمیائی باثبات بوده و دارای استحکام قابل توجهی هستند. اجزاء ساختمان این رزین‌ها از مونومرهای تشکیل شده که حداقل دارای دو گروه epoxy فعال به فرمول زیر می‌باشد :

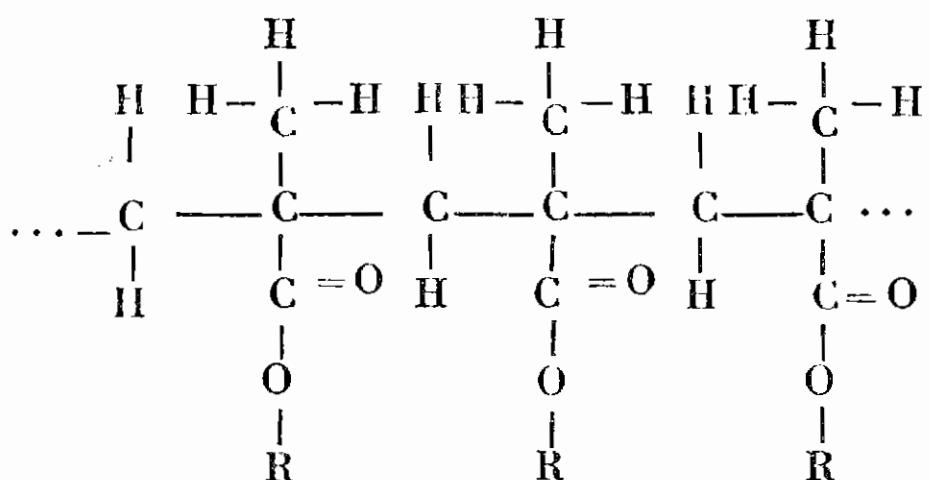


ملکولهای مونومر ممکن است در اثر یک کاتالیزور پلیمریزه شوند و یا بكمک موادی مانند پلی‌آمین کوپلیمریزه گردند. در نوع اخیر چون زنجیرهای بدست آمده سه بعدی و دارای اتصالهای عرضی هستند اغلب epoxy بدست آمده شکننده می‌باشد.

چندین نوع رزین epoxy برای ساختمان پروتزهای دندانی موجود می‌باشد. با وجود اینکه این رزین‌ها دارای مزایائی هستند ولی ثابت شده است که دارای معایبی مانند عدم ثبات رنگ، جذب آب و ایجاد حساسیت در مخاط می‌باشد بعلاوه به رزین‌های اکریلیک چسبندگی نداشته و نمی‌تواند آن‌ها را در ساختن دندانهایی که در پروتز کامل بکار می‌رود مورد استفاده

ACRYLIC RESINS

این رزین‌ها نیز از اتیان مشتق می‌شوند و در فرمول آن هارادیکال و نیل موجود می‌باشد. دوسری از این رزین‌ها که بیشتر در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند از اسید آکریلیک ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$) و یا اسید متاکریلیک به فرمول $\text{CH}_2=2\text{C}(\text{CH}_2)\text{COOH}$ مشتق می‌گردند. باید دانست پلی اسیدهای ذکر شده بصورت استر بکاربرده می‌شوند. اگر R نماینده رادیکال استر باشد فرمول يك پلی متاکريلات تقریباً زیرا است:



بعجای R نوع رادیکال اور گانیک وغیر اور گانیک نیز می توان جایگزین شود. بنابراین می توان انواع مختلف رزین های آکریلیک تهیه کرد.

رژین‌های آکریلیک که در اثر حرارت پالیمریزه می‌شوند.

اوین رزین های آکریلیک که مورد استفاده قرار می گرفت بصورت صفحاتی بود که در اثر حرارت نرم شده و بواسیله تزریق در داخل mould قرار می گرفت . در سال ۱۹۳۵ Kulzer آلمانی برای جاوگیری از مشکلاتی که در روش تزریق وجود داشت طریقه ای پیشنهاد کرد که تحولی در کاربرد رزین وجود آورد . باین ترتیب که با مخلوط کردن مونومر و پلیمر خمیری تهیه کرد

و آن را داخل mould هائی که از گچ تهیه شده بود قرارداده در تحت تاثیر حرارت آنرا تبدیل نمود. این مواد امروزه بصورت پودر (پلیمر) و مایع (مونومر) عرضه می‌شوندو چون در اثر حرارت پلیمریزه می‌گردند بنام رزین‌های heat-cured نامیده شده‌اند.

ساختهای مونومر

مونومر آکریلیک مایع بدون رنگ می‌باشد که قسمت اعظم و اصلی آن از متیل متاکریلات تشکیل یافته است. این ماده تحت تأثیر نور ماوراء بنشش و همین طور حرارت پلیمریزه می‌شود. باین جهت موادی بعنوان بازدارنده (inhibitor) برای جلوگیری از پلیمریزاسیون با آن اضافه می‌شود. عمل پلیمریزاسیون مونومر با این ترتیب انجام می‌شود که اتصال‌های مضاعف ملکول‌های مونومر بازشده و با اتصال به ملکول‌های مجاور ایجاد یک زنجیر می‌کند. بازدارنده در واقع از ایجاد چنین زنجیری بطور عادی جلوگیری بعمل می‌آورد. hydroquinone بعنوان بازدارنده به مونومرهای مورد استفاده در دندانپزشکی بمقدار ناچیزی (۹٪ درصد) اضافه می‌شود. شیشه‌های محتوی مونومر تیره بوده و از اثر ماوراء بنشش جلوگیری می‌کند و برای احتیاط بهتر است آنرا در محل خنک نگهداری کرد.

ساختهای پلیمر

پلیمر از پلیمریزه شدن تعداد زیادی ملکوهای متیل متاکریلات تشکیل می‌گردد که از نظر اندازه و شکل متفاوت هستند. پلیمرهای مختلف در زیر میکروسکپ بدوصورت کروی و نامشخص دیده می‌شوند. بعضی از پلیمرها محتوی کوپلیمرهای مانند اتیل اکریلات هستند. Plasticizer این مواد به بعضی از پلیمرها و مونومرهای که در ساختن base ہروتزا استعمال می‌شود

اضافه می‌گردد. این ماده با وجود اینکه در عمل پلیمریزاسیون نقشی ندارد ولی باعث می‌شود که زنجیرهای پلیمر باسانی روی هم حرکت کرده و کمی حالت flexibility به پلیمر بدهد. اضافه کردن plasticizer بمقدار زیاد باعث می‌گردد که مقاومت آكريلیک کم شده و قدرت جذب آب آن زیاد شود. مهم ترین اثری که این ماده در مخلوط دارد این است که عمل نرم شدن پلیمر در داخل هونومر را تسريع کند. ماده‌ای که با این عنوان مصرف می‌شود اگاب dibutyl phthalate می‌باشد.

initiator یا آغاز کننده benzoyl peroxide می‌باشد که معمولاً به پودر پلیمر اضافه می‌شود مقدار آن از ۲٪ تا ۵٪ درصد متغیر می‌باشد. این ماده عمل پلیمریزاسیون را آغاز کرده و ضمناً اثر بازدارنده را خنثی می‌کند.

رنگ آمیزی

رزین‌ها بطور کلی رنگ پذیر بوده و می‌توان آن‌ها را بر رنگ‌های مختلف در آورده بطوری که می‌توان برای مصرف در base پرتوزهای کامل آن را بر رنگ صورتی و در دندانهای مصنوعی بر رنگ دندان طبیعی درآورد. معمولاً برای رنگ آمیزی بهتر است از رنگ دانه‌های غیر اورگانیک مانند سولفور مرکوریک سولفور کادمیوم، اکسید آهن و ذغال استفاده شود. گاهی اوقات پیگمان‌ها را در حین پلیمریزاسیون به پلیمر اضافه می‌کنند مانند فیبرهای قرمز نایلون که نمای مویرگ‌های بسیار ریز به base پرتوز می‌دهد و ضمناً بعات پخش غیریکنواخت ماده رنگی در داخل خمیر طبیعی تر بنظر می‌آید. علاوه بر پیگمان‌ها برای کدر نمودن رزین‌ها از دی‌اکسید تیتانیوم استفاده می‌شود.

اختلاط هونومر و پلیمر

برای استفاده از مواد آكريلیک بایستی پودر و مایع را با یکدیگر مخلوط

نمود تا بصورت خمیر درآید . هر قدر مقدار مونومر کمتر باشد انقباض پلیمر یزاسیون کمتر خواهد بود. باید در نظر داشت که مقدار آن بایستی بحدی باشد که بتوان تمام ذرات پلیمر (پودر) را بکدیگر متصل کند. عوامل انسیت حجمی پودر به مایع سه به یک و نسبت وزنی آنها دو به یک می باشد.

ابتدا مسونومر را در فلتر در دار تمیز و خشک ریخته و سپس پلیمر با آرامی به آن اضافه می شود تا تمام مونومر با ذرات پودر مجاور گردد و مسونومر اضافی در سطح مخلوط باقی نماند. برای آنکه مسونومر اضافی بسطح بیاید بهتر است که ظرف محتوى مخلوط رادر روی ویراتور قرار داده و مقدار اضافه را با کاغذ خشک کن برداشت و یا مجدداً پودر با آن اضافه کرد، بطوری که عملاً مسونومر آزاد و اضافی دیده نشود. سپس برای آنکه مخلوط بصورتی درآید که قابل قراردادن در داخل mould شود مراحل چهار گانه زیر را طی می کند.

مرحله شنی شکل - این مرحله که بلا فاصله بعداز اختلاط پودر و مایع انجام می گیرد مخلوط حالت شنی داشته و ذرات آن بیکدیگر چسبندگی ندارد.

مرحله نخی شکل - در این مرحله مونومربه داخل ذرات پودر حمله کرده و در آن نفوذ می کند و لایه خارجی پلیمر را حل می نماید. درنتیجه حالت چسبنده پیدا کرده و در اثر بهم زدن نخ نخ می شود.

مرحله خمیری - بعداز مدت کوتاهی مونومر در پلیمر بیشتر نفوذ کرده و مخلوط به حالت اشباع از مسونومر در می آید . در این مرحله است که خمیر بدست وجدار ظرف چسبندگی نداشته و آماده برای قراردادن در داخل mould می باشد .

مرحله لاستیکی - در این مرحله مسونومر بصورت آزاد وجود نداشته و کاملاً در پلیمر جذب می شود و مقداری از آن نیز خارج می شود و مخلوط

سفت و حالت لاستیکی بخود می‌گیرد.

عواملی مانند نوع پلیمر، وزن ملکولی، اندازه و شکل ذرات پلیمر، مقدار و جنس پیگمان که تحت کنترل عمل کننده نمی‌باشد می‌توانند در سرعت رسیدن مخلوط بهالت خمیری مؤثر باشند. بطور کلی سرما این زمان را طولانی تر می‌کند بطوری که اگر ظرف محتوی مخلوط در یخچال نگهداری شود مخلوط فرصت بیشتری دارد تا بهالت خمیری شکل نرسد. در صورتی که اگر ظرف مخلوط گرم شده باشد و یا هوای محل کار گرم باشد این زمان خیلی کوتاه می‌گردد. در واقع گرما باعث می‌شود که مخلوط بسرعت مراحل مختلف را طی کرده و حالت خمیری ایجاد می‌شود. برای اینکه تمام حجم ذرات پودر بامونومر مجاور شده و عمل پلیمریزاسیون کامل انجام شود بهتر است پس از اختلاط مونومر و پلیمر ظرف رادرداخл یخچال قرارداده این مراحل بکنندی طی گردد. در صورتی که برای انجام پلیمریزاسیون از یخچال استفاده می‌شود بایستی سهی کرد که بهیچ وجه با مخلوط مجاور نگردد زیرا اضافه شدن آب به مخلوط باعث تغییرات تحریبی در ساختمان آکریلیک می‌شود.

دیگر از عواملی که این زمان را کوتاه می‌کند افزایش بیش از حد پلیمر به مونومر می‌باشد که البته عکس آن در زیاد شدن این زمان نیز صادق است.

قراردادن خمیر در داخل FLASK

مخلوط بایستی در مرحله خمیری شکل در داخل mould قرار گیرد. غاظت خمیر در این مرحله طوری است که برای حفظ خمیر در داخل flask بدون احتیاج به فشار خیلی زیاد جریان می‌یابد. باید دانست در هیچ یک از مراحل نبایستی مخلوط را دست کاری کرد، زیرا مونومر موجود در آن ممکن است باعث تحریک پوست می‌شود و ضمیناً مواد خارجی و چربی موجود در پوست در آن حل شده

باءت تغییرنگ می‌گردد. بهم زدن و برداشتن خمیر بایستی بواسیله اسپاتول زنگ نزن انجام شود و در صورتی که لازم باشد ازانگستان استفاده شود بهتر است دستکش‌های مخصوص بکار گرفته شود. اگر مخاوط زودتر از مرحله خمیری کامل در داخل flask قرارداده شود مونومر کاملاً جذب پلیمر نشده و ممکن است مقداری از آن تبخیر گردد و پروتز حاصله حباب‌دار شود اگر مخلوط دیرتر (مرحــه لاستیکی) در داخل flask قرارداده شود بعلت این که mould کم می‌باشد ممکن است نتواند به نقاط باریک و گوشی‌های flow وارد شود و درنتیجه نواقصی در پروتز ایجاد می‌گردد.

لازم به یادآوری است که حداقل انقباض پلیمریزاسیون موقعی ایجاد می‌گردد که مخلوط در مرحله خمیری کامل در داخل mould فرارداده شود. سطح گچ mould را باید بامداده جدا کننده پوشانید که آکریلیک با آن نچسبد. مقدار خمیر را باید کمی بیش از حد لزوم در داخل mould قرارداد و بعد از قراردادن کاغذ سلووان بین دو قسمت flask آن را تحت فشار قرارداد. مقدار اضافه آکریلیک را بعد از جدا کردن دو قسمت flask باوسیله تیزی باید برداشت. در موقع بستن بمنظور آزمایش، فشار باید متعادل و کم باشد تامقدار آکریلیک اضافی از اطراف برای خارج شود. این عمل را ۲ تا ۳ بار تکرار کرده و در مرحله آخر رورقه ساووان را برداشته و flask را بسته و تحت فشار قرار می‌دهیم بطوری که لبه‌های آن باهم تماس حاصل کنند. برای اطمینان از این که تمام قسمت‌های mould پرشده است فشاری بین ۱۸۰ تا ۲۵۰ کیلوگرم لازم می‌باشد البته بکار بردن فشار بیش از این حد بستگی به مقاومت mould دارد، بطوری که گچ سخت قادر است تا ۸۰۰ کیلوگرم را تحمل نماید. پرس‌هایی که مورد استفاده قرار می‌گیرد بهتر است دارای پیچ‌های با فاصله کم باشد که بتواند مقدار فشار را کنترل کرده و آسان‌تر آنرا اپیچاند. در موقع پختن بهمان اندازه که flask زیر پرس تحت فشار بوده است باید فشرده

گردد زیرا اگر فشار کمتر باشد دونیمه flask از هم فاصله پیدا کرده و در نتیجه vertical dimension پروتز افزایش می‌یابد.

بکار بردن خمیر بوسیله تزریق

در این روش بوسیله ایجاد sprue مناسب در داخل flask خمیر در داخل آن تزریق می‌گردد و چون دونیمه flask کاملاً بیکدیگر اتصال دارند بنابراین تغییرات حجمی مانند افزایش vertical dimension ایجاد نمی‌شود. ضمناً بعلت وجود مقدار کافی خمیر در محل sprue همیشه ذخیره‌ای از خمیر برای جبران انقباض پلیمریزاسیون وجود دارد. از نظر تئوریک این روش ایده‌آل می‌باشد ولی عملاً کاربرد آن بسیار محدود است.

پلیمریزاسیون

بعد از قراردادن خمیر در داخل flask رزین بسخت شدن خود ادامه می‌دهد و اگر بهمین صورت برای مدتی باقی بماند در درجه حرارت عادی پلیمریزه می‌گردد. با بکار بردن انرژی حرارتی می‌توان پلیمریزاسیون را تسريع کرد. گرم کردن رزین در حالت خمیری باعث می‌شود آغاز کننده (initiator) تجزیه شده و رادیکال‌های آن آزاد گردد. این رادیکال‌های فعال باعث اتصال مونومرهای شده وزنجیرهای سریعاً تشکیل می‌شوند. این راکسیون تا حرارت ۶۰-۶۵ درجه سانتی گراد بتدريج افزایش می‌يابد ولی بعداز اين درجه بنزوئيل پراکساید (آغاز کننده) بسرعت تجزیه شده درجه پلیمریزاسیون افزایش می‌يابد.^۵

تغییرات حجمی در حین پلیمریزاسیون

خمیر آکریلیک تحت تأثیر حرارت انبساط پیدامی کند. انبساط خطی متیل

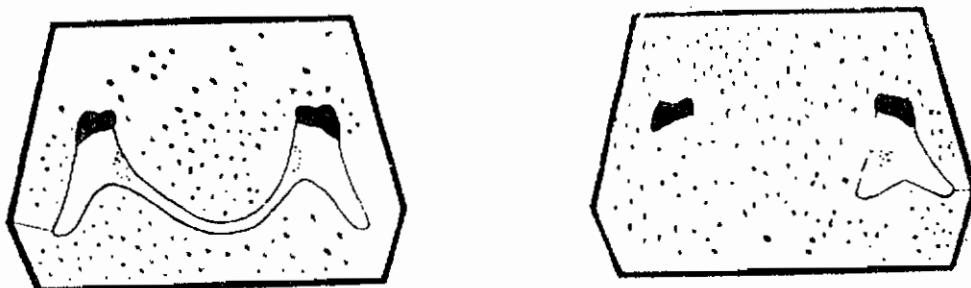
متاکریلات نسبتاً زیاد بوده و مقدار آن به ازاء هر درجه سانتی گراد 10×10^{-8} می باشد. بنابراین در حرارت 60°C درجه سانتی گراد مقدار انبساط قابل ملاحظه می باشد. این انبساط احتمالاً عامل اصلی جبران انقباض پلیمریزاسیون است. اگر flask در داخل گیره ای که دارای فنر می باشد قرار گیرد در موقع انبساط آکریل کمی باز شده و وقتی انقباض پلیمریزاسیون انجام می گیرد دوباره بوضع اول بر می گردد. بنابراین اگر گیره قابلیت فنری نداشته باشد در شروع پلیمریزاسیون انبساط خمیر ممکن است ترکه ای در mould و یا در دندان های واقع در گچ ایجاد نماید. اگر ترکه ای که در دندان های چینی ایجاد می شود باین دلیل می باشد.

مقدار انقباض پلیمریزاسیون خمیر آکریلیک در حدود ۷ درصد می باشد. در صورتی که پلیمریزاسیون در تحت فشار انجام پذیرد این انقباض اثر خیلی کمی در تغییرات حجمی پروتز پخته شده خواهد داشت زیرا این انقباض بوسیله flow آکریل در حین پلیمریزاسیون جبران می گردد.

تخلخل گازی

پلیمریزاسیون یک واکنش حرارت زامی باشد، بنابراین اگر توده نسبتاً ضخیمی از خمیر در داخل flask تحت تاثیر حرارت قرار گیرد درجه حرارت قسمتهای مرکزی mould از و گچ داخل آن بالاتر می رود. همانطور که ذکر شد زین و گچ هیچ کدام هادی خوبی برای حرارت نیستند، بنابراین حرارت خیلی بتد ریج در تمام قسمتهای flask انتشار می یابد. نقطه جوش مونومر در حدود 103°C درجه سانتی گراد می باشد. حال اگر پروتز دارای قسمتهای ضخیم باشد و بسرعت حرارت داده شود درجه حرارت داخل رزین بالاتر از این درجه حرارت خواهد بود و مونومر قبل از این که فرصت پلیمریزاسیون پیدا کند تبخیر می شود و یک ساختمان متخلخل و حباب دار بر جای می ماند.

چون flask از طرف خارج تحت حرارت قرار می‌گیرد، قسمت‌هایی از خمیر که نزدیکتر به دیواره flask هستند شروع به پلیمریزاسیون می‌کند. این حرارت بهبیج وجه ایجاد تخلخل گازی نمی‌نماید بلکه اگر این حرارت به قسمت‌های ضخیم داخلی برسد بعثت عدم قابلیت هدایت حرارت درجه حرارت افزایش یافته و تخلخل ایجاد می‌گردد. بعبارت دیگر تخلخل اغلب در نقاطی که دورتر از منبع حرارت هستند ایجاد می‌گردد. در پرتوز فک پائین معمولاً تخلخل در قسمت زبانی دندان‌های پرموار فک پائین قسمت‌های شبیدار سطح کامپرتوز بالا دیده می‌شود (شکل ۲۸).



شکل ۲۸ - محل تخلخل گازی در دندانهای مصنوعی فک بالا و پائین

انواع دیگر تخلخل

یکی از انواع تخلخل تخلخل های انقباضی است نسبتاً شایع می‌باشد بعثت وجود مونومر بیش از حد در خمیر و یاناکافی بودن فشار به آکریل داخل mould ایجاد می‌گردد. این تخلخل‌ها بر عکس تخلخل انقباضی پلیمریزاسیون در محل خاصی متوجه نمی‌باشد بلکه بیشتر در قسمت‌هایی که به اندازه کافی تحت فشار قرار نگرفته است ایجاد می‌شود. بعضی مواقع هنگامی که دو قسمت flask را برای برداشتن قسمت‌های اضافی باز می‌کنند ممکن است مقداری مونومراز سطح خمیر تبخیر شود و درنتیجه سطح پرتوز متخلخل می‌گردد. و چون این تبخیر معمولاً در لبه‌های انجام می‌شود تخلخل در

قسمت‌های نازک و لبه‌های تیز دیده می‌شود.

روش پختن رزین‌های آکریلیک

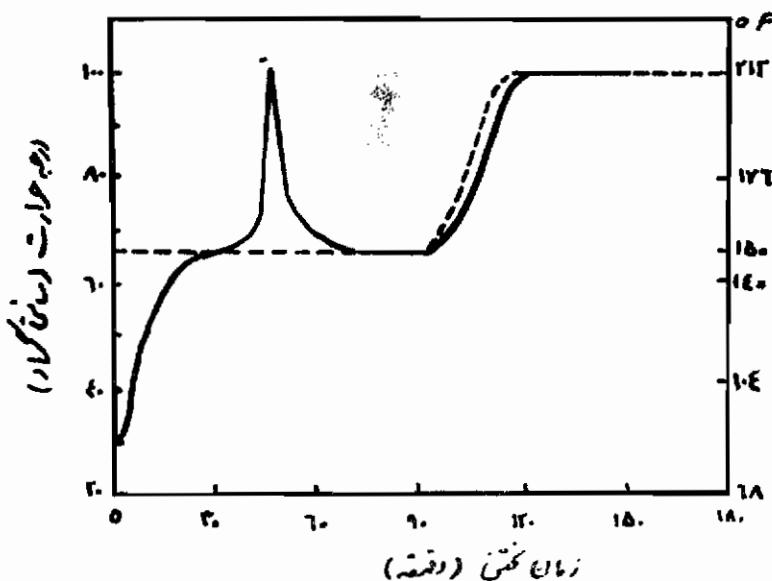
برای پختن رزین‌ها می‌توان از حرارت مرطوب بصورت قراردادن flask در ظرف محتوی آب و یا حرارت خشک استفاده کرد. در هر دوروش عمل پایمیریزاسیون انجام می‌گیرد ولی حسن روش حرارت مرطوب این است که درجه حرارت آب را آسان‌تر از حرارت خشک می‌توان کنترل کرد. روشی که برای جلوگیری از ایجاد تخلخل‌های گازی مناسب می‌باشد عبارت از قراردادن flask سرد در آب ۶۸ تا ۷۲ درجه سانتی‌گراد بمدت حداقل ۵/۱ ساعت می‌باشد. معمولاً بعد از نیم ساعت اولیه درجه حرارت به درجه حرارت آب خواهد رسید و دریک ساعت بعدی با توالید حرارت ایجاد شده در اثر پایمیریزاسیون، درجه حرارت رزین نزدیک بدرجه جوش مونومر خواهد رسید. بتدریج که پلیمیریزاسیون پیشرفت می‌کند حرارت به‌سایر نقاط منتقل شده و درجه حرارت خمیر همان ۶۸ تا ۷۲ درجه نزول خواهد یافت. در این موقعیت که می‌توان ساعتها flask را در همین درجه حرارت نگهداشت تا پلیمیریزاسیون کامل گردد. اگر از دستگاه مخصوص processing استفاده شود می‌توان آنرا ۱۲ تا ۴۸ ساعت در این درجه نگهداشت.

روش دیگر بین ترتیب است که flask سرد رادر داخل ظرف بتدریج حرارت داد بطوری که گرمای آب پس از سه ساعت بدرجه ۱۰۰ سانتی‌گراد برسد. البته این روش برای پروتزهایی که دارای قسمت‌های ضخیم می‌باشد کاملاً قابل اطمینان نیست.

روش‌های دیگری نیز پیشنهاد شده‌است که اساس اغلب آنها بردو نوع ذکر شده استوار است، به حال اصلی که بایستی همیشه در نظر گرفته

شود این است که در پروتزهای نازک تشکیل شده است احتیاج به پختن آهسته و طولانی نیست، گرچه در این گونه موارد هم در صورت امکان ترجیح دارد از روش آهسته و طولانی استفاده شود.^۶

شکل (۲۹) *



شکل ۲۹

منحنی حرارت لازم برای پخت آکریلیک

جهت اجتناب از ایجاد تخلخل

روش دیگری که می‌توان از ایجاد تخلخل گازی جلوگیری کرد بکاربردن هوای فشرده در حین پختن می‌باشد. با این ترتیب که flask را در داخل دیگ فشار قرارداده و در آنرا بسته و ۱۰۰ پوند فشار به آن وارد می‌کنند. در این حالت درجه حرارت رامی‌توان در عرض ۱۰ دقیقه به ۱۰۰ درجه سانتی‌گراد رساند بدون آنکه خطر وجود تخلخل گازی ایجاد شود.

تفییرات حجمی بعد از پختن رزین آکریلیک^۷

بعد از اینکه رزین پلیمریزه شد بایستی بتدريج حرارت خود را

ازدست داده به درجه حرارت عادی برسد. اگر گرم درداخل آب با درجه حرارت عادی سردشود ازدست دادن سریع حرارت انقباض باعث انقباض آکریلیک می‌شود. باید دانست که انبساط حرارتی و انقباض حرارتی (درین سردشدن) رزین بیشتر از گچ داخل flask می‌باشد. بنابراین درین حرارت دادن مقداری ازانبساط رزین توسط خاصیت پلاستیسیته گچ جبران می‌شود و درموقع انقباض نیز از گچ داخل flask جدامی‌شود. بهر حال استرس‌هائی که درین سردکردن سریع flask دررزین آزاد می‌شود باعث می‌گردد که درقسمت‌هائی که آکریل به فلز ویاچینی چسبندگی دارد باعث اختلاف ضریب انبساط حرارتی عدم اتصال کامل دیده شود. درصورتی که اگر این سردشدن بتدریج انجام پذیرد این وضع خیلی تخفیف خواهدیافت.

دربعضی مواقع بعداز مدتی که پروتز استعمال گردید دیده می‌شود که درسطح آن بخصوص درنقاطی که فلز و یا ذندان چینی مصرف شده ترکهای بسیار ریز(crazing) ایجاد گردیده است. این حالت ممکن است در لابراتوار باعث مجاورت باحلال‌های رزین مانند مونومر و کلروفرم ایجاد شده باشد و یا دراثر مکیدن بعضی از قرص‌های ضد سرفه که دارای اتیل الكل می‌باشد ایجاد گردد. این ترکها موقعی که پروتز در دهان ومحیط مرطوب می‌باشد قابل رویت نمی‌باشد و درصورتی که در محیط خشک قرار گیرد با از دستدادن آب ظاهر می‌شوند. این کیفیت ممکن است در مورد پروتز‌هائی که بعلای ترمیم شده‌اند دیده شود زیرا مونومر موجود دررزین جدید استرس‌های نهفته در رزین قدیمی را آزاد می‌کند.

درین پرداخت کردن پروتز‌های آکریلیک باید از گرم شدن آنها جلوگیری و در تمام مدت پرداخت سطح آنرا مرطوب نگهداشت و ضمناً پس از پرداخت نیز آنرا درظرف محتوی آب نگهداری کرد تا از دهیدرانتاسیون و انقباض

جلوگیری بعمل آید . باید متذکر گردید که پروتز را نباید با آب بالاتر از ۷۰ درجه شستشو داد زیرا باعث می شود مقداری از استرس ها آزاد گردد .
بطور خلاصه نقاوصی که در رزین های آکریلیک دیده می شود بشرح زیر می باشند :

- ۱- ایجاد تخلخل بعلت سریع حرارت دادن flask در نقاطی که دورتر از منبع حرارت قرار گرفته اند .
- ۲- تخلخل انقباضی بعات ناکافی بودن مقدار خمیر در داخل mould که ممکن است در تمام قسمت های پروتز ایجاد گردد .
- ۳- وجود حباب های نسبتاً بزرگ که بعلت تبخیر مونومر ایجاد می گردند .

اشکالات اکلوژن که ایجاد می شود ممکن است بعلل زیر باشد :

سست بودن mould و فشار بیش از حد در موقع پرس کردن flask . ناکافی بودن فشار موقعی که flask در داخل رکاب قرار گرفته است ، وجود فاصله بین دونیمه flask و انبساط حرارتی خمیر رزین در داخل flask که بوسیله رکاب بدون فتر تحت فشار قرار گرفته است . استرس های داخلی را می توان به ترتیب زیر کم نمود :

اعمال فشار کافی و متناسب در موقع پرس کردن flask و سرد کردن تدریجی آن بعد از پختن ، پختن آکریلیک بمدت زمان طولانی در درجه حرارت ۶۵ تا ۷۲ درجه سانتی گراد .

خواص فیزیکی رزین های آکریلیک

خواص فیزیکی بسه دسته مکانیکی ، حرارتی و خواص فرعی تقسیم می شوند .

مشخصات مکانیکی

کافی بوده و قادر به تحمل کشش و فشارهای tensile and compressive strength آکریلیک دارای استحکام پارسیل به آنها وارد می‌شوند هستند. معمولاً علت شکستن دندان‌های مصنوعی نقص در روش ساختن آن می‌باشد.

tensile strength رزین‌ها در حدود ۶۰۰ و compressive strength آن حدود ۵۲۰ کیلوگرم بر سانتی‌متر مربع می‌باشد.

Transverse Strength — این خاصیت بوسیله وارد کردن فشار بر وسط نواری از رزین (نمونه استاندارد) که در دو انتهای بطریقی نگهداری می‌شود انداز گیری می‌شود. با زیاد کردن فشار مقدار تاب برداشتن و بالاخره شکستن نوار رزینی را اندازه گیری می‌کنند. هر قدر وزن ملکولی رزین بالاتر باشد رزین کمتر تاب بر می‌دارد. خاصیت جذب آب رزین نیز چون باعث می‌شود رطوبت در بین مولکول‌های رنجیرها قرار گیرد از استحکام آن می‌کاهد. مواد plasticizer قدرت الاستیکی را بالا برده و rigidity آنرا کم می‌کند. هر قدر رزین rigid باشد پروتز در مقابل فشارهای زیاد بدون تاب برداشتن مقاومت می‌کند و اگر فشار قابل تحمل نباشد می‌شکند. اما اگر رزین خاصیت الاستیکی داشته باشد در اثر فشارهای متوجه نیز خم می‌شود و با وجود این که از اثر فشار کاسته می‌گردد ولی ممکن است بر روی نقاط خاصی از انساج نرم زیر پروتز فشار بیش از حد وارد شود. باین جهت است که خاصیت الاستیکی رزین در عین حال که یک مزیت بشمار می‌رود می‌تواند یک عیب بزرگ نیز محسوب شود، زیرا این حالت می‌تواند سلامت انساج پوشیده شده بوسیله این نوع پروتزها را بخاطر اندازد.

IMPACT STRENGTH

این خاصیت باستی در رزین‌ها نسبتاً بالا باشد تا در مقابل ضربه‌های ناگهانی مانند زمین خوردن و یا قرار گرفتن جسم سختی بین دندانها در هنگام جویدن مقاومت کرده و نشکند. این خاصیت تاندازه‌ای بابالابودن وزن ملکولی رزین متناسب می‌باشد و اغلب با اضافه کردن مقدار متناسبی از مواد *filler* مانند الیاف شیشه می‌توان این خاصیت را افزایش داد.

سختی و مقاومت در مقابل سائیدگی

عدد سختی Knoop مواد آکریلیک بین ۱۸ تا ۲۲ می‌باشد. هر قدر سختی مواد رزینی بیشتر باشد مقاومت آن در مقابل سائیدگی و خط برداشتن بیشتر می‌گردد. اگر آکریلیک با سطح خشنی در تماس باشد بسرعت سائیده می‌شود. در صورتی که سطح صیقلای شده آکریلیک با سطح نرم و صافی در تماس باشد و بوسیله لایه‌ای از بزاق پوشیده باشد مقدار سائیدگی و خراش برداشتن تقریباً بصفر می‌رسد.

خواص حرارتی رزین‌های آکریلیک

از آن جائی که افتاب رزین‌های مورد استفاده در پرتوز تحت تأثیر حرارت پلیمریزه می‌شوند و در دهان متناوب با درجات مختلف تماس دارند، آشنائی به خواص حرارتی آنها لازم می‌باشد.

۱- قابلیت هدایت حرارت

این قابلیت در رزین‌ها بسیار کم است بدین جهت در حین پختن باید از بالاردن حرارت بطور ناگهانی اجتناب کرد زیرا حرارت بهمان سرعت در

تمام قسمت‌ها پخش و منتقل نمی‌شود و در نقاط سطحی مونومر تبخیر شده تخلخل ایجاد می‌گردد.

۲- ضریب انبساط حرارتی

ضریب انبساط حرارتی رزین‌ها در حدود $10^{-6} \times 10^{-6}$ تا 90×10^{-6} می‌باشد. این مقدار با مقایسه با ضریب انبساط حرارتی طلا، آمالگام و انساج دندان بسیار زیاد می‌باشد. ضریب انبساط حرارتی مسالمای دردقت پروتز اثر عمده دارد و در مورد رزین‌های پرکننده بعثت اختلاف زیاد ضریب انبساط آن با دندان همیشه درزهای باریکی بین ماده پرکننده و دندان بوجود می‌آید.

۳- تغییر شکل و تاب برداشت در مقابل حرارت

این کیفیت در مورد ترمیم پروتزهای شکسته و آستر کردن مجدد آنها ایجاد می‌گردد.

بطور کلی اگر رزین‌های آکریلیک بعد از یکبار پختن مجدداً در درجات حرارت بالا قرار گیرند تغییر شکل پیدا کرده و در بعضی مواقع تاب بر می‌دارند. با این جهت بهتر است که ترمیم این گونه پروتزها با رزین‌های فوری انجام گیرد.

خواص فرعی

۱- انقباض پلیمریزاسیون

پلیمریزاسیون مونومر خالص با بیش از ۲۰ درصد انقباض حجمی همراه است و چون در حدود یک‌سوم مخلوط رامونومر تشکیل می‌دهد بنابراین انقباض رزین‌ها در حدود ۷ درصد است با وجودی که این مقدار قابل توجه می‌باشد ولی بعثت عواملی که قبل ذکر گردید تغییرات حجمی مهمی در ساختمان پروتز ایجاد نمی‌کند.

۲- جنب آب^۸

رزین‌ها در محیط مرطوب مقداری آب جذب کرده و انساط پیدا می‌کنند. البته این کیفیت پذیر می‌باشد بطوری که اگر در مجاورت هوای خشک قرار گیرند آب خود را از دست داده و منقبص می‌شوند. قابلیت جذب آب رزین‌ها بین $4/0$ تا $4/3$ درصد است که در ۲۴ ساعت اول انجام می‌گیرد و سپس متوقف می‌گردد با این جهت برای جلوگیری از انقباض و انساط مداوم باید پروتزهای آکریلیک رادر موقعی که در دهان نیست در ظرف محتوی آب نگهداری نمود.

۳- قابلیت انحلال

رزین‌ها در آب، مایعات دهانی، اسید و بازهای ضعیف غیر مجاور می‌باشد در حالی که در هیدروکربورهای آروماتیک مانند استن و کلروفرم حل می‌شوند. بنابراین با استن از تماس رزین‌ها با این گونه مواد خودداری کرد.

۴- خاصیت چسبندگی

بطورکلی خاصیت التصاق و چسبندگی رزین‌ها به فلزات و چینی نسبتاً کم است. البته نوع epoxy بخوبی بفلزات چسبندگی دارد، بدین جهت برای اتصال این ماده به چینی و فلزات با استن از گیرهای مکانیکی استفاده کرد.

۵- رنگ پذیری و تأمین زیبائی

رزین‌ها از نظر رنگ پذیری و ثبات رنگ بسیار مناسب هستند. بطوری که می‌توان رنگ و مشخصات انساج مختلف دهان را باسانی ایجاد کرد. باید دانست که ثبات و مقاومت رنگ دانه‌های غیرآلی بمراتب بیشتر از رنگ دانه‌های آلی می‌باشد.

۶- تحمل انساج دهان

تحقیقات نشان داده است که آریل‌ها اگر کاملاً پلیمریزه شده باشند هیچگونه تحریک و آرژی ایجاد نمی‌کند. البته مونومر از راه تماس می‌تواند آرژی ایجاد کند و بدین جهت رزین‌های فوری که دارای مقدار بیشتری مونومر آزاد می‌باشند ممکن است حساسیت ایجاد کنند.^{۱۰} بنظر می‌رسد زخم‌هایی که در انساج زیر پروتز ایجاد می‌شود بیشتر بعلت فشارهای نامتعادل و عدم انتظامی لبه‌های پروتز با انساج مجاور آن می‌باشد نه یک واکنش آرژیک. گزارش‌های نادری که از حساسیت مخاط دهان به رزین‌ها داده شده است ثابت نموده که این نوع واکنش‌های تحریکی اغلب مربوط به رنگدانه‌های موجود در مواد آکریلیک می‌باشد.

RADIOPACITY - ۷

بطور کلی رزین‌های آکریلیک رادیو لو سنت می‌باشند ولی می‌توان با اضافه کردن ۸ درصد سولفات باریم به پلیمر آن‌ها را به نسبت کافی رادیواپیک کرد. این قابلیت بیشتر در تشخیص موقعیت پروتز‌های شکسته که بلعیده و یا در برونش وارد شده است بسیار اهمیت دارد. البته وجود فلزات بکاررفته در پروتز می‌تواند موقعیت آن‌ها را نیز تاحدی روشن نماید. مخاط کردن یک درصد آلیاژ آمالگام و یا ذرات ریز فلزات می‌تواند کافی ایجاد نماید. opacity

رزین‌های آکریلیک که بدون حرارت پلیمریزه می‌شوند

این نوع مواد دارای فعال کننده شیمیائی بوده و بدون بکار بردن حرارت خارجی پلیمریزه می‌شوند و بنام رزین‌های cold - cure , self - cure و یا فوری تامیده می‌شوند. ماده فعال کننده شیمیائی معمولاً بصورت یک آمین سه‌تاپی مانند دی‌متیل پساراتولوئیدین می‌باشد که به مونومر اضافه می‌گردد.

مجاورت این ماده با بنزوئیل پراکسید موجود در پلیمر پایپرایز اسیون را آغاز می‌کند. درجه سرعت پلیمریز اسیون بستگی به مقدار آمین موجود دارد. پلیمریز اسیون این مواد باندازه نوع heat-cure کامل نیست، زیرا در نوع فوری بعد از سخت شدن حدود ۵ درصد مونومر آزاد در آن باقی می‌ماند. در صورتی که این مقدار در نوع غیر فوری حدود ۲٪ تا ۵٪ درصد است که با مقایسه با نوع قبلی بسیار ناچیز می‌باشد. البته اگاب موقع مونومر آزاد در نوع فوری بیشتر از این مقدار می‌باشد زیرا معمولاً نسبت اختلاط کاملاً رعایت نمی‌گردد.

خواص رزین‌های فوری

بطورکای طول زنجیرهای این مواد کوتاه‌تر از نوع قبلی بوده و وزن ملکولی آن کمتر می‌باشد. درنتیجه تمام خواص فیزیکی آن ضعیفتر از نوع غیر فوری است.

این نوع رزین‌ها چون در درجه حرارت متعارفی پایپرایزه می‌شوند تغییرات حجمی آن بسیار ناچیز بوده و انطباق آن بالансاج کامل می‌باشد. نعلت اکسید اسیون آمین موجود در رزین رنگ آن ثابت نبوده و بتدریج تغییر می‌کند با این جهت برای جلوگیری از این نقص در بسیاری از موارد بجای فعال کننده آمین از پاراتولوئیدین سولفونیک اسید استفاده می‌گردد.^۹

روش کاربرد

طریقه استفاده این مواد کاملاً مشابه روش قبلی می‌باشد. چون اندازه ذرات پودر پایپر در نوع فوری بسیار ریز است طول زمانی که مخاط طحالت خمیری شکل درمی‌آید کوتاه می‌باشد و درنتیجه فرصت کافی برای چند بار باز کردن flask موجود نیست. البته می‌توان با نگهداری ظرف

محتوی مخلوط دریخچال این زمان راتا حدی افزایش داد. روش تزریق در داخل flask درمورد مصرف این مواد ترجیح دارد. بطور عادی درعرض ۳۰ تا ۳۰ دقیقه پلیمریزاسیون انجام می‌شود. قراردادن flask در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد پلیمریزاسیون راتسریع می‌کند. پلیمریزاسیون در قسمت‌های ضخیم بعلت ایجاد حرارت داخلی کامل‌تر از نقاط نازک انجام می‌شود. این حرارت بین ۶۰ تا ۴۰ درجه سانتی‌گرادبود و هبچگاه به حدی بسیار رسد که ایجاد تخاکل نماید.

توضیح پروتزهای آکریلیک

پروتزهای آکریلیک رامی‌توان درصورت شکستن ترمیم نمود. برای این منظور هر دو نوع رزین آکریلیک فوری و غیر فوری رامی‌توان مورد استفاده قرارداد. درصورتی که نوع heat-cure بکار رود باید در حین پختن درجه حرارت آب از ۷۰ درجه سانتی‌گراد بالاتر نرود زیرا حرارت زیاد باعث آزادشدن استرس‌های داخلی شده و ایجاد پیچیدگی و تغییر فرم در پروتز می‌نماید. بمنظور تکمیل پلیمریزاسیون واستحکام بیشتر بهتر است که پروتز مدت ۸ تا ۹ ساعت در این درجه حرارت نگهداری شود.

از آنجائی که بکار بردن رزین‌های فوری احتیاج به حرارت ندارد نوع غیر فوری ترجیح دارد. البته در این حالت استحکام در محل اتصال کمتر می‌باشد.

روشی که برای آماده کردن لبه‌های پروتز شکسته باید در نظر گرفت در استحکام آن بسیار اهمیت دارد. این لبه‌ها باید گرد باشد تا سطح تماس با آکریل جدید وسیع گردد. اگر لبه بصورت زاویه دار و تیز تراشیده شود استرس‌های موجود در آکریلیک قدیمی و جدید در همان نقاط متوجه شده

و دوباره پروتز از همان محل خواهد شد که لبه‌های گرد و صاف و پرداخت شده اتصال شیمیائی بهتری با آکریلیک جدید بوجود خواهد آورد. وجود چربی و ناپاک بودن لبه‌ها قدرت اتصال ویکی شدن دو رزین را کاهش می‌دهد. بنابراین قبل از ترمیم باید تمام قسمت‌های آکریلیک قدیمی را بوسیله حلال‌های چربی از وجود مووم و سایر آلزدگی‌ها پاک کرد و سپس لبه‌هارا به مونومر آغشته کرد تا در سطح آکریلیک قدیمی نفوذ پیدا کند. معمولاً مخلوط را در حالت نخی شکل مورداً استفاده قرار می‌دهند تا علاوه بر وجود مونومر بیشتر فرست کافی برای دست کاری وجود داشته باشد. البته باید در نظر داشت که وجود مونومر زیاد باعث ایجاد ترک‌های بسیار در نقاط ترمیم شده می‌گردد.

در صورتی که از رزین‌های فوری استفاده شود بهتر است پس از قرار دادن خمیر جدید برای تأمین استحکام کافی پلیمریزاسیون تحت هوای فشرده انجام شود. در مواقعي که امکان بکار بردن هوای فشرده موجود نباشد چون انقباض پلیمریزاسیون شدید می‌باشد بایستی مقدار رزین بیشتری در محل قرار داد که جبران انقباض را بنماید. برای اینکه مونومر از سطح محل ترمیم شده تبخیر نشود و تخلخل ایجاد نگردد می‌توان سطح آنرا با روغن سیلیکون پوشانید.

REBASING - RELINING

چون انساج نرم و سخت زیر پروتز بمروز زمان تغییر پیدا می‌کند اگاب لازم می‌شود که سطح تماس پروتز با این تغییرات نسجی هماهنگ گردد تا انطباق بهتر و کامل شود. ایجاد سطح تماس جدید را relining و rebasing پروتز گویند. برای این کار ابتدا بایستی بوسیله پروتز قدیمی از بیمار قالب‌گیری شود. معمولاً بهترین ماده برای این منظور خمیر اوژنل

اکسید دوزنگ می‌باشد و چون این ماده محتوی اوژن است پاک کردن کامل آن از روی آکریلیک قدیمی بسیار مشکل است. اگر مقداری چربی از اوژن بر جای بماند مانع از اتصال شیمیائی بین آکریلیک قدیمی و جدید خواهد شد. بهتر است یک ورقه از آکریلیک قدیمی تراشیده شود و باین ترتیب مطمئن شویم که آلوده به چربی نیست.

این مواد بدون نوع نرم و سخت تقسیم می‌شوند:

نوع سخت همان رزین‌های آکریلیک می‌باشد که ممکن است بصورت فوری و یا غیرفوری بکاربرده شود. اگر نوع heat cure مورد استفاده قرار می‌گیرد باید توجه نمود که حرارت آب از ۷۰ درجه سانتی‌گراد تجاوز نکند زیرا باعث پیچیدگی و تاب برداشتن پروتز می‌گردد. بطور کلی ترجیح دارد که از آکریلهای فوری (self cure) بکاربرده شود.

نوع نرم که بنام resilient liner نامیده می‌شود در سال‌های اخیر برای ایجاد یک بستر نرم برای پروتز‌های آکریلیک بکاربرده می‌شود^{۱۱}. این مواد قادر هستند که مقداری از فشارهای وارد بر پروتز را جذب کرده و از انتقال آن بر روی انساج نرم بکاهد. در بعضی مواقع این مواد نرم در قسمتهای از لبه پروتز که باستقیم در ناحیه دارای اندرکات قرار گیرد بکار می‌رود. این مواد بمرور حالت لاستیکی و نرمی خود را از دست می‌دهد و ضمناً ذرات بودار و مواد رنگی را بخود جذب کرده و همچنین چسبندگی و اتصال شیمیائی بین این ماده و آکریلیک زیرآن وجود نداشته و پس از مدتی تمایل بجدا شدن دارد. بطور معمول عمر این مواد طولانی نبوده و باستقیم پس از یک سال تعویض گردند.

از نظر ساختمانی این مواد یک نوع رزین هستند که ماده plasticizer بمقدار زیاد با آن اضافه شده بطوری که پس از پلیمریزاسیون بهمان حالت نرم ولاستیکی باقی می‌ماند.

زینهای آسترگنده موقت

این نوع مواد بنام tissue conditioner و یا treatment resins نامیده می‌شوند.^{۱۲} روش استفاده از این مواد مشابه رزینهای نرم برای آستر کردن می‌باشد ولی مورد تجویز و کاربردان متفاوت می‌باشد.

در مواقعي که بعلت استعمال طولانی پروتز انساج زیر آن تغيير گردد و تطابق آن از بين رفته است ممکن است علاوه بر لق شدن پروتز (عدم انطباق صحیح پروتز با بستر آن) مخاط در بعضی نقاط تحت فشار قرار گرفته دچار تحریک و حتی زخم و زدگی گردد. همچنین در بیماریهای ضعف که آنوس مخاط کم شده و گردش خون دچار اختلال می‌گردد. چنین تحریکاتی از طریق پروتز ممکن است عارض گردد.

البته بهترین روش برای از بین بردن این ناراحتی‌ها خارج کردن پروتز از دهان و بر طرف کردن تقایص و یا حتی تعویض آن از بر طرف شدن ضایعات مخاطی می‌باشد. چون خارج کرن پروتز از دهان برای مدت طولانی ممکن است برای بیمار مشکلاتی ایجاد نماید و در بعضی موارد غیرممکن باشد، می‌توان با قراردادن این نوع رزین‌ها در داخل پروتز این نقص را بر طرف کرد. این مواد به سطح پروتز چسبندگی داشته و در حدود یک هفته تا ده روز خاصیت نرمی خود را حفظ می‌کند و ضمناً ماساز طبیعی و مناسب را برای مخاط ایجاد کرده بطوری که انساج نرم فرصت کافی برای ترمیم پیدا می‌کنند. پس از آنکه این مدت می‌توان آنرا از سطح داخلی پروتز برداشت و در صورت لزوم دوباره لایه جدیدی اضافه کرد و این عمل را آنقدر تکرار کرد که کلیه علائم و ناراحتی‌ها بر طرف گردد.

ساختمان این مواد از یک نوع پلیمر لاستیکی و بصورت پودر حلالی که معمولاً یک نوع الکل مثل اتیلیک است تشکیل شده و پس از اختلاط

بعورت ژل پلاستیکی درمی‌آید. بهمین جهت است که پس از گذشت زمان وخارج شدن الکل بتدریج سخت می‌شود. اخیراً محاولهای جدیدی که دارای وزن ملکوایی زیاده بوده و کمتر فرآرمی باشد عرضه شده که ضمناً در اکریل base پروتز نیز نفوذ نمی‌کند و درنتیجه هیچ گونه تغییرشکای در آن ایجاد نمی‌شود. از خصوصیات این مواد این است که بعداز بهبودی مخاط می‌توان بعنوان ماده قالب‌گیری بوسیله پروتز قدیمی استفاده کرد و پس از آینکه دردهان بصورت ژل درآمد پروتز را خارج کرده اقدام به relining یا rebasing کرد.

دندانهای ساخته شده از رزین‌های آکریلیک

رزین و چینی هر دو بعنوان ماده سازنده دندانهای مورد مصرف در پروتز کامل و پارسیل مورد استفاده قرار می‌گیرند. از نظر ظاهر و رنگ آمیزی امروزه دندانهای آکریلیک نیز بسیار طبیعی ساخته می‌شوند. البته باید داشت که از این نظر دندانهای چینی هنوز برتری خود را حفظ کرده‌اند. بطور کمی مقایسه این دو ماده برای انتخاب می‌تواند با مزایا و معایبی که در زیر شرح داده می‌شود انجام گیرد.^{۱۳}

دندانهای رزینی	دندانهای چینی
----------------	---------------

از نظر زیبائی بسیار مناسب است. اتصال شیمیائی .	زیبائی: بسیار عالی و رضایت‌بخش است. اتصال مکانیکی ایجاد retention یا حفره در داخل دندان .
مقاوم ، حتی در ضخامت کم . ایجاد stress کم در پروتز .	استحکام: در ضخامت کم شکننده . ایجاد stress بعلت اختلاف Stress ضربی انساط حرارتی .
بخوبی می‌توان آنرا پرداخت کرد. تراکم ۱/۱۸ گرم بر سانتی‌متر مکعب .	adjustment - می‌توان به اشکال آن را تراشید و قابل پرداخت کردن نیست. وزن - تراکم ۲/۳۵ گرم در سانتی متر مکعب .
مقاومت در مقابل سائیدگی بسیار کم است . تولید صدا نمی‌کند .	سائیدگی - در مقابل سائیده شدن بسیار مقاوم است. ایجاد صدا - در حین تماس ایجاد صدا می‌کند .

مواد اصلی دندان‌های رزینی را متایل متاکریلات تشکیل می‌دهد. برای ازدیاد استحکام در مقابل سائیدگی و همچنین جلوگیری از ایجاد ترک‌های ریز در حین ساختن پروتز موادی که ایجاد اتصال‌های عرضی در حین پاییریزاسیون می‌کند با آن اضافه گردیده است.

در موقع بکاربردن دندان‌های آکریلیک ممکن است اشکالاتی بشرح زیر ایجاد گردد:

۱- عدم اتصال کامل به base پروتز، همانطور که در ترمیم پروترهای شکسته گفته شد اگر سطح دندان کاملاً تمیز نباشد ممکن است اتصال بطور صحیح انجام نشود. چون معمولاً دندان‌های مصنوعی که عرضه می‌شوند بوسیله موم چسبنده‌ای بر روی نوارهای پلاستیکی متصل شده‌اند و زدودن کامل این موم از سطح دندان‌ها خیلی مشکل می‌باشد. بهتر است قبل از چیدن، آن‌ها را بوسیله آب گرمی که محتوی ماده حل‌کننده چربی می‌باشد پاک کرد.

۲- ایجاد ترک‌های بسیار ریز، تماس مونومر آزاد با سطح دندان‌ها باعث آزادشدن استرس‌های داخل آن‌شده و ترک‌های ریزی ایجاد می‌گردد. همین طور خشکشدن دندان‌ها بعلت قرار نگرفتن در محیط مرطوب و یا حرارت دیدن بیش از حد بوسیله ترجک‌الکلی در حین فرم‌دادن موم از عواملی هستند که ایجاد ترک می‌کنند. البته همانطور که قبل ذکر شد وجود موادی که ایجاد اتصال‌های عرضی می‌کنند در جا اوگیری از این ترک‌ها مؤثر هستند.

۳- سفید شدن دندان‌ها پس از پختن، اغلب دیده می‌شود که در پروتز آماده و پرداخت گردیده رنگ دندان‌ها روشن‌تر از موقع چیدن شده است. این تغییر رنگ ممکن است بعلت اثر بخار آب بر روی دندان‌های رزین در حین

پختن در حرارت بالای صد درجه سانتی گراد ایجاد گردد. همچنین اگر دندان‌هادر موقع چیدن بوسیله ترج الکلی حرارت زیاد ببیند قدرت جذب آب‌آن‌ها زیاد شده و مقداری آب جذب کرده ورنگشان روش ترمی گردد. این کیفیت بیشتر در لبه‌های برنده و نوک کوسپیدها دیده می‌شود.

۴- سائیدگی، دندان‌های آکریلیک پس از مدتی مصرف سائیده می‌شوند. درجه سائیدگی به عوامل مختلف بستگی دارد. اگر دندان مصنوعی در تماس با دندان‌های طبیعی باشد سائیدگی سریع تراافق می‌افتد. همچنین اگر فشارهای جویدن در بعضی افراد خیلی شدید باشد نیز سائیدگی بیشتر از حد معمول خواهد بود. ناهماهنگی در اکوژن دندان‌ها وجود عادات مختلف مانند کشیدن پیپ و دندان قروچه و یا مصرف آغذیه و مشروبات ساینده باعث سائیدگی در قسمت‌های مشخصی از دندان‌ها می‌گردد. البته نوع و جنس دندان‌های مورد مصرف نیز در مقدار سائیدگی مؤثر می‌باشد.

مواد جداکننده

قبل از اینکه خمیر آکریلیک در داخل mould قرار گیرد، بایستی سطح گچ که مجاور خمیر قرار می‌گیرد بوسیله لایه خیلی نازکی پوشیده شود تا خمیر از رطوبت موجود در گچ دور مانده و همچنین از نفوذ مونومر در گچ جلوگیری بعمل آید، زیرا دیده شده که حتی مقداری از عمل پلیمریزاسیون آکریلیک در تداخل‌های موجود در گچ انجام شده و بعد از خارج کردن پر و تر از داخل flask مقداری گچ با ن چسبیده بطوری که بسختی می‌توان آن‌ها را جدا کرد. برای این منظور مدت‌ها از ورقه‌های بسیار نازک قلع که بر روی سطح گچ خوابانده می‌شد استفاده می‌کردند. امروزه محلول‌هایی عرضه گردیده

که بمراتب کاربرد آن‌ها آسان‌تر و نتیجه آن نیز دقیق و بهتر از خوابانیدن ورقه قلع می‌باشد. این مواد که بنام mould seal نامیده می‌شوند نمک‌های محلول آلزینات مانند آلتزینات سدیم، پتاسیم و یا آلومینیوم همراه با سیترات سدیم، فسفات تری‌سدیک هستند که در موقع مصرف آلتزینات محلول تجزیه شده در اثر تماس با گچ آلتزینات کلسیم غیر محلول بصورت ورقه نازکی رسوب می‌کند.

بهر حال در هردو فرم نتیجه ایجاد ورقه‌ای است که از نفوذ مونومر به گچ جلوگیری بعمل آورده و باعث می‌شود که رزین پس از پلیمریزاسیون باسانی از گچ جدا شود. البته این محاول‌ها قادر نیستند مانند ورقه‌های قلع مانع از نفوذ رطوبت و آب بداخل رزین شوند.

باید بخاطر داشت که نبایستی بیش از یک ورقه نازک از سطح گچ را با mould seal پوشانید بلکه یکبار مالیدن محاول بسطح گچ کافی می‌باشد و برای اطمینان، حداقل می‌توان دوبار این کار را انجام داد. ضخامت زیاد علاوه بر اینکه در ایجاد عدم دقیقت پروتز مؤثر است بعایت دیرخشک شدن آن ممکن است از سطح گچ جدا شده و بارزین درحال پلیمریزاسیون تداخل کرده و سطح داخلی پروتز بصورت توده‌های سفید ابری شکل درآید.

مواد پاک‌کننده پروتز

برای تمیز نگهداری از پروتز‌های آکریلیک چهار نوع ماده پاک‌کننده بصورت پودر، خمیر، محلول‌های قلیائی و محلول‌های اسیدی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

نوع پودر و خمیر اغلب از مواد ساینده نرمی مانند پودر pumice همراه

بامواد خوشبو کننده و صابون و مواد آنتی سپتیک که دارای ترکیبات فنل باشد تشکیل شده و چون آنتی سپتیک های موجود در این مواد علاوه بر تخریب آکریاک ها ایجاد تحریک مخاط و آثاری می کنند بهتر است که از نکاربردن آن ها اجتناب کرد.

مواد پاک کننده که بصورت پودر عرضه می شود محتوی پربرات سدیم همراه بامواد قلیائی مانند فسفات تری سدیک و مواد خوشبو کننده می باشد. این پودر رادرآب حل کرده و پروتز را مدتی در آن قرار می دهند. مواد ارگانیک موجود در پروتز باعث آزاد شدن اکسیژن شده و با کمک برس باسانی می توان ذرات مواد رنگی و غذائی را از روی پروتز بر طرف کرد.

محلول های هیپوکلریت، موسین و مواد پروتئینی رادر خود حل کرده و همچنین مواد آلی موجود در سوبات روی پروتز را آزاد می کند، در نتیجه باسانی می توان آن ها را بوسیله برس برداشت. این مواد همچنین خاصیت رنگ بری داشته و رنگ های ناشی از توتون، پیپ و سیگار و سایر مواد رنگین را از بین می برند.

محلول اسید کارهیدریک خیلی رفیق بعنوان ماده پاک کننده مورد استفاده قرار می گیرد. این اسید بعلت خاصیت حل کنندگی جرم در تقاطری که جرم های بزرگی بر روی پروتز سوب کرده است بصورت موضعی مصرف می شود.

بطور کلی بعد از اینکه پروتز از مواد پاک کننده خارج گردید بایستی کاملا با آب معمولی شسته شود.

بهترین روش برای تمیز نگهداری شدن پروتزها شستن پروتز بوسیله برس نسبتاً زبر همراه با پودرهای خمیر دندان های عادی و یا صابون و نمک

می‌باشد. پودرهای رختشوئی و یا اظرف شوئی نبایستی بکاربرده شوند.
پروتزهای که دارای soft lining هستند بایستی با آرامی بوسیله برس
نرم همراه با کمی کربنات سدیم که در آب حل شده است تمیز گردد.
در بعضی مواقع لازم است پروتز بوسیله دندان‌پزشک تمیز و پرداخت
شود.

REFERENCES

- 1— Anderson, L.N.: Applied Dental Materials, ed. 3, 1967, Blackwell Scientific Publication, p.224 .
- 2— Wolff, E. M.: The Effect of Cross-Linking Agents On Acrylic Resins, Aust. Dent. J. 7 :439-444, 1962 .
- 3— Kydd, W. L., and Wykhuys, W. A.: A Modified Epoxy Resin as a Denture Base Material, J. Am. Dent. Assoc. 56 : 385-388, 1958.
- 4— Paffenbarger, G. C., Woelfel, J. B., and Sweeney, W. T.: Resin and Technics in Constructing Dentures, Dent. Clin. North Am. 1965, pp. 251-262.
- 5— Harman, I. M.: Effects of Time and Temperature on the Polymerization of a Methacrylate Resin Denture Base, J. Am. Dent. Assoc. 38 : 188-203, 1949.
- 6— Skinner, E. W., Phillips, R. W.: The Science of Dental Materials, ed.6, Philadelphia, 1965, W. B. Saunders Company, pp. 185-187 .
- 7— Skinner, E. W., and Jones, P. M.: Dimensional Stability of Self-Curing Denture Base Acrylic Resin. J. Am. Dent. Assoc. 51 :426, 1955.
- 8— Braden, M.: The Absorption of Water by Acrylic and Other Materials, J. Prosth. Dent. 14 : 307-316, 1964 .
- 9— Brauer, G. M., and Burns, F. R.: Sulfinic Acid Derivatives in

- the Polymerization of Methyl Methacrylate, J. Pol. Sci. 19 : 311-321, 1956 .
- 10— Smith, D. C., and Bains, M. E. D. : Residual Methyl Methacrylate in the Denture Base and Its Relation to Denture Sore Nourth, Brit. Dent. J. 98 : 55-58, 1955 .
- 11— Travaglini, E. A., Gibbons, P. and Graig, R. G. : Resilient Liners for Dentures, J. Prosth. Dent. 10 : 664-672, 1960 .
- 12— Wilson, H. J., Tomlin, H. R., and Osborn, J. : Tissue Conditioner and Functional Impression Materials, Brit. Dent. J. 121 : 9, 1966 .
- 13— Anderson, L. N. : Applied Dental Materials, ed. 3, 1967, Blackwell Scientific Publication, p. 268 .

بخش هفتم

مواد پرکننده

ترمیم و جایگزینی انساج تخریب یافته دندان کار بسیار مشکل می باشد و عات آن بیشتر مربوط به وضعیت اختصاصی محیط دهان و محدودیت هائی است که کار دندانپزشک را مشکل ترمی سازد. برای مثال در بسیاری از موارد دسترسی به بعضی از سطوح دندانها با اشکال مواجه می شود و تأمین حفره مناسب برای نگهداری مواد پرکننده بدون آسیب رساندن به انساج ظریف و حساس پالپ دندان مقدور نیست، علاوه بر این طرح و حجم پر کردگی باید طوری باشد که بتواند در مقابل فشارهای جویدن مقاومت کند. بسیاری از موادی که از نقطه نظر خواص فیزیکی کاملاً مناسب هستند بعلت سمتیّ، عدم تطابق رنگ بادندان، اشکال در کاربرد و یا سایر علل مشابه قابل استفاده در دهان نیستند^۱. تغییرات درجه حرارت دهان در زمان کم بسیار زیاد است بطوریکه دامنه این تغییرات در حدود ۷۰ درجه سانتی گراد می باشد. این تغییرات حرارتی باعث انقباض و انبساط مواد پرکننده و انساج مختلف دندان می گردد و از آنجائیکه ضریب انبساط حرارتی هیچ کدام از مواد پرکننده معادل انساج دندانی نیست پس از مدتی ماده پرکننده از حفره پرشده جدا شده و فاصله پیدا می کند (leakage). علاوه بر این تغییرات ناگهانی و سریع حرارت سبب انبساط فوق العاده می شود بطوری که ممکن است منجر به

ایجاد ترک در انساج دندان گردد.

تفییرات PH نیز بعلت غذاهایی که دارای خاصیت قلیائی و یا اسیدی می‌باشند بسیار زیاد است. علاوه بر این در اثر تجزیه مواد غذائی، بطور مداوم در محیط دهان اسید تشکیل می‌شود. مواد غیر فازی مورد استفاده در دندانپزشکی در مقابل این تفییرات فاصله PH بسیار حساس می‌باشد، حتی مواد فلزی نیز بعلت این تفییرات Corrosion و تخریب پیدا می‌کنند.

در حال حاضر هیچ گونه ترمیمی که بتواند در مقابل عوامل ذکر شده در دهان مقاومت کند و علاوه بر این از نقطه نظر زیبائی نیز ایده‌آل باشد وجود ندارد.

مواد کف‌بندی و عایق‌کننده

بطور کلی مواد کف‌بندی و آستر کننده برای حفاظت پالپ دندان در مقابل تحریکات خارجی مختلف بکار می‌روند و بایستی دارای خواص ایده‌آل زیر باشند^۲:

- ۱- خاصیت باکتریو استاتیک
- ۲- عایق حرارتی بخصوص در زیر پر کردگیهای فازی
- ۳- عدم هدایت جریان الکتریسیته مخصوصاً در مورد پر کردگی‌های فلزی
- ۴- جلوگیری از نفوذ مواد حاصل از تخریب مواد پر کننده بداخل کانال‌های عاجی.
- ۵- جلوگیری از تغییر رنگ دندان بخصوص در مجاورت پر کردگی‌های آمالگام.
- ۶- کمک به انتظام کامل ماده پر کننده.
- ۷- جلوگیری از اثر محرک مواد پر کننده.

از آنجائی که کمیه خواص فوق دریک ماده کفبندی وجود ندارد، در بعضی مواقع لازم است چند نوع از این مواد دریک حفره مورد استفاده قرار گیرد.

^۳CAVITY VARNISH

اساس این مواد رزین های صنعتی یا طبیعی هستند که در حلال های آلی مانند اتر، استن و یا کلرو فرم حل می شوند. باید بخاطر داشت که این نوع با varnish هایی که در زیر پر کردگی های رزینی مورد استفاده قرار می گیرد متفاوت می باشد. برای پی بردن به موارد استفاده varnish ها بایستی خواص آن را مورد بررسی قرار داد.

خاصیت باکتریو استاتیک - چون حلال رزینها دارای خاصیت کوتاه مدت ضد باکتری می باشد بنابراین اثر مهمی در جاوگیری از پیشرفت پوسیدگی ندارد.

عایق حرارتی - ورنی هاییز مانند عاج دندان در مقابل حرارت عایق مناسبی می باشند ولی از آنجائی که ضخامت لایه ورنی از ۱۰ میکرون تجاوز نمی کند و عایق حرارتی باید دارای ضخامت کافی باشد، در این ضخامت ورنی نمی تواند از شوک های حرارتی وارد به پالپ جلو گیری نماید.

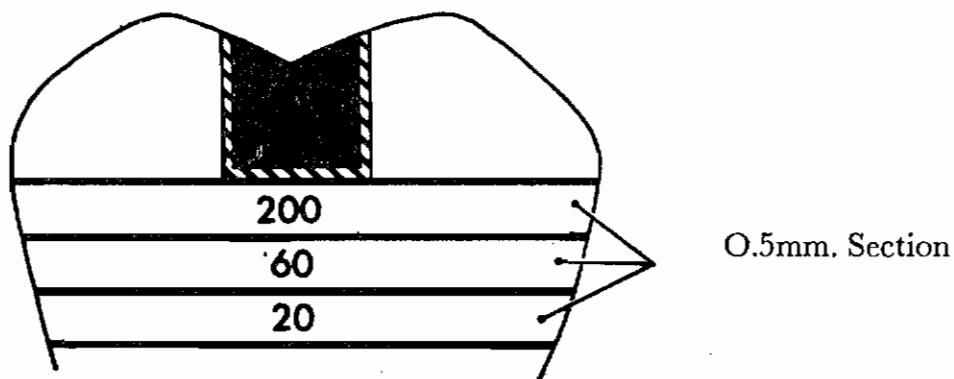
عایق الکتریکی - چون ماده اصلی ورنی ها را رزین تشکیل می دهد و این ماده عایق خوبی برای الکتریسیته است بنظر می آید که پوشانیدن دیواره ها و کف حفره ها باورنی می تواند پالپ دندان رادر مقابل الکتریسیته محافظت کند. ولی عملاً بعلت وجود حباب های کوچک لایه ورنی یک پارچه نبوده و خشونت موجود در سطح دیواره های حفره همانع از ایجاد تماس کامل آن می گردد. البته استفاده از چند لایه ورنی می تواند این نقص را کاهش دهد ولی حتی اگر بتوان لایه یکنواخت و یک پارچه از ورنی در روی سطح حفره ایجاد

نمود در حین مترآکم کردن آمالگام یا قراردادن اینله طلا این لایه زخمی و پاره‌می شود. کوچکترین خراش یا از هم گسیختگی باعث می‌گردد نسج عاج که هادی الکتریکی خوبی می‌باشد جریان الکتریستیه را به پالپ دندان هدایت کند. آغشته کردن سطح خارجی پرکردگی به ورنی برای جلوگیری از ایجاد حساسیت در اثر جریان گالوانیک اقدام مؤثری می‌باشد. تا وقتی که این لایه در اثر سایش گسیخته شود pulp دندان از خدمات ناشی از تراش و پوسیدگی بهبود یافته و حساسیت تخفیف می‌یابد. البته در صورت ادامه حساسیت می‌توان استفاده از ورنی را تکرار نمود.

جوگیری از تغییر رنگ دندان - تغییر رنگ دندان در پرکردگی‌های فلزی در نتیجه ایجاد جریان گالوانیسم و corrosion فلزات می‌باشد. این تغییر رنگ در اطراف پرکردگی‌های آمالگام نیز دیده می‌شود. تغییر رنگ بعاث انتقال یون‌های آزاد شده آمالگام و نفوذ آن به داخل توبول‌های عاج می‌باشد. ورنی‌ها مدخل کanal‌ها را مسدود کرده و از نفوذ یون‌ها و در نتیجه تغییر رنگ دندان جلوگیری می‌نمایند.

حفظاالت پالپ در مقابل محرک‌ها - اساسی ترین عمل ورنی‌ها حفاظت پالپ در مقابل محرک‌های مختلف مخصوصاً اسید‌های حاصل از مواد پرکننده می‌باشد. عاج خود محافظ خوبی برای پالپ است ولی در صورتی که ضخامت آن در کف حفره کمتر از ۵٪ می‌باشد برای تأمین حفاظت کافی نیست. مطالعات متعدد نشان داده است که در مورد حفرات با عمق متوسط نیز در زیر مواد پرکننده محتوی اسید حتماً احتیاج به لایه محافظ می‌باشد. ورنی‌ها در حقیقت غشاء نیمه تراوا ایجاد سیکنند و این غشاء از نفوذ بعضی مواد جلوگیری می‌کند در حالیکه در مقابل انتشار برخی مواد بی‌اثراست^۲. مطالعاتی که بوسیله نفوذ اسید فسفریک موجود در سیمان سیلیکات انجام گرفته نشان داده است که نفوذ اسید در ضخامت‌های مختلف عاج در صورتیکه ورنی بکار رفته باشد (شکل ۳۰) بمراتب

- کمتر از موقعي است که زیر پر کردگی سیمان سیلیکات يك ورقه ورنی مصرف نشده باشد. حفاظت پالپ در مقابل نفوذ اسیدها بستگی به یکپارچگی غشاء ایجاد شده دارد. باید بخاطر داشت که ورنی ها از نفوذ فلوراید آزاد شده توسط سیمان سیلیکات که می تواند از عود پوسیدگی جلوگیری کند به میزان ۵۰٪ می کاهند. این نکته را بایستی در مورد استفاده از ورنی هادر زیر پر کردگی های سیمان سیلیکات در نظر داشت.



شکل ۳۰- نفوذ اسید فسفریک رادیواکتیو سیمان سیلیکات

به داخل عاج . سطح داخلی حفره با ورنی پوشانده شده است

اثر ورنی هادر

ورنی می تواند در مورد انسداد ابھای پر کردگی کمک مؤثری باشد و بخصوص بکار بردن آن در زیر پر کردگی آمالگام اهمیت خاصی دارد زیرا از نفوذ مایعات و باکتری ها در بین دیواره حفره و آمالگام جلوگیری می نماید. در حقیقت علت کاهش حساسیت دندانه ای که بوسیله آمالگام پر شده است و در زیر آن ورنی بکار رفته مربوط بخاصیت عایق حرارتی ورنی نیست بلکه ممانعت از microleakage می باشد. بمنظور جلوگیری از microleakage ورنی نباید خیلی غلیظ باشد زیرا ورنی غلیظ نمی تواند تمام سطح حفره را

آغشته نمود و در فرورفتگی های کوچک نفوذ نماید.

بطور خلاصه ورنی ها برای جلوگیری از *microleakage* تغییر رنگ و نفوذ نسبی مواد محرک بداخل پالپ بکار می روند ولی عابق حرارتی و الکتریکی مؤثری نمی باشند.

روش کاربرد

از آنجائی که غلظت ورنی اهمیت خاص در اثر آن دارد همواره باید

سعی شود که رقیق مورداستفاده قرار گیرد. معمولاً دربسته بندی ورنی ها محلولی بنام thinner موجود است که می توان به کمک آن ورنی را رقیق نمود. در صورتی که حلال در دسترس نباشد می توان از اتروپیاکلروفرم برای رقیق کردن آن استفاده کرد. ورنی بوسیله قلم موه ای ظریف و یا applicator مخصوصی که معمولاً دربسته بندی ها وجود دارد بکاربرده می شود.

برای آغشته نمودن نقاط کوچک مانند عمق pin-hole به ورنی بهترین وسیله پیچیدن قطعه کوچکی از پنبه به انتهای reamer است. از آنجائی که همواره بعات ایجاد حباب هوایی امکان از هم گسیختگی لایه ورنی موجود است بهتر آن است که از دو یاسه لایه ورنی استفاده شود، منتهی هر بار قبل از استفاده لایه جدید لایه قبل باید کاملاً خشک گردد. در صورتی که از هوا برای خشک کردن ورنی استفاده می شود باید توجه کرد که فشار هوا طوری باشد که ورنی از حفره خارج نشود. ورنی در آب دهان حل نمی شود و بررسی پر کردگی های آمالگام قدیمی نشان می دهد که ورنی دست نخورده باقی مانده است. بنابراین دلیلی برای پاک کردن ورنی از لبه های حفره وجود ندارد و بهتر آن است که از این کار اجتناب شود زیرا ممکن است سبب پاره شدن آن گردد. در مورد سیلیکات بهتر است ورنی از روی لبه ها برداشته شود که مانع نفوذ فلوراید به میانگر دد.

آسترکننده‌های حفره (CAVITY LINERS)

هدف استفاده از آسترکننده‌های حفره جلوگیری از نفوذ اسیدیتۀ به پالپ دندان می‌باشد. این مواد عبارتنداز calcium oxide eugenol و یا hydroxide که در رزین یا متیل‌سلولز حل شده‌اند و بعداز تبخیر حلal غشاء باقی‌مانده متخلخل و کم مقاومت بوده در آب دهان حل می‌گردد.

استفاده از این آسترکننده‌ها چندان اثر محافظتی ندارد و بایستی بخصوص از لبه‌های حفره پاکشود زیرا سرعت حل شده leakage ایجاد می‌گردد.

مواد کف‌بندی

مواد کف‌بندی در حفرات عمیق جانشین عاج از دست رفته می‌گردند و می‌توانند ایجاد عاج ثانوی را تشید نموده سبب التیام پالپ گردند. باین منظور این مواد نباید محرک باشد و لازم است در مقابل حرارت والکتریسیته عایق بوده و از نفوذ مواد محرک بداخل پالپ جلوگیری نماید. مواد کف‌بندی دارای انواع مختلفی بشرح زیر می‌باشند.

کلسیم هایدر واکساید

این ماده بصورت پودر و مایع عرضه می‌شود. پودر شامل کلسیم هایدر رو اکساید خالص و مایع آن میتل‌سلولز و یاسرم فیزیولوژی می‌باشد. با اختلاط مناسب آن‌ها بایکدیگر خمیر رقیقی بدست می‌آید که برای تهیی کف حفره قرار می‌گیرد و بعد از تبخیر حلal لایه سست و پودری شکل باقی می‌ماند. این لایه بایستی توسط لایه دیگری از مواد کف‌بندی محافظت و پوشانده شود. انواع جدید کلسیم هایدر واکساید که اخیراً عرضه می‌شوند بعداز

سخت شدن دارای استحکام قابل توجهی می باشدند. در این گونه ترکیبات علاوه بر کلسیم هایدرو اکساید مواد دیگری که اثر آنها بر روی پالپ کاملاً مشخص نشده است وجود دارد. بررسی های هیستو لوژیک نشان داده است که خمیر تسريع کننده بعضی از این مواد ممکن است سبب مرگ پالپ شود. در اینجا باید خاطر نشان کرد که هر نوع خمیر یا سیمان که بدنده اپزشکی عرضه می گردد نبایستی بصرف دارا بودن کلسیم هایدرو اکساید و یا eugenol zinc-oxide غیر محرک و مطمئن شناخته شود زیرا همواره باید خواص سایر مواد اضافه شده باشند را که می توانند مضر و محرک باشد در نظر گرفت.

انواع جدید کلسیم هایدرواکساید بصورت دولوله خمیر عرضه می‌گردد. از اختلاط مقدار مساوی آنها خمیر نسبتاً رقیقی بدست می‌آید که براحتی می‌توان آنرا با نوک ball burnisher در کف حفره قرارداد و بعد از مدت کوتاهی سخت شده و لایه نازک و محکمی را به وجود می‌آورد.

خواص کامپیوٹر و اکساید

کلسیم هایدرو اکساید بعلت دارا بودن رطوبت و همچنین جذب رطوبت از عاج دندان نمی تواند عایق الکتریسیته خوبی برای پالپ باشد ولی در صورتی که ضخامت کافی داشته باشد می تواند عایق حرارتی مناسبی باشد (حداقل ضخامت کف بندی که می تواند مؤثر باشد $5/0$ میلیمتر است).

تجربیات متعدد نشان داده است که کلسیم هایدرو اکساید بخوبی قادر است پالپ را در مقابل اثر اسیدها محافظت نماید^۰ و از آنجائی که در ایجاد عاج ثانوی مؤثر بوده و اثر باکتریو استاتیک ضعیف دارد در حفرات عمیق بخصوص در مواردی که احتمال بازشدن پالپ وجود دارد بهترین ماده انتخابی است . انواع جدید کلسیم هایدرو اکساید از نظر استحکام بسیار مناسب هستند بطوریکه ۷ دقیقه بعداز سخت شدن استحکامی برابر ۶۰-

کیلوگرم برساننتی متر مربع بدست می آورند.

۶ ZINC-OXIDE EUGENOL سیمان

این سیمان مخلوطی است از eugenol و پودر اکسید روی که در مجاورت رطوبت بتدریج سخت شده اوژنولات روی حاصل می شود . سیمان سخت شده شامل ذرات اکسید روی درماتریکس کریستال های اوژنولات می باشد . چنین ترکیبی دردهان بعداز ۱۲ ساعت سخت می گردد و چون این زمان خیلی طولانی است بالافزومن استات روی colophony resin به پودر می توان سیمان سخت شدن را کوتاه کرده و آنرا به ۵ تا ۱۰ دقیقه رساند .

هر قدر نسبت پودر به مایع بیشتر باشد استحکام سیمان افزایش می یابد . به منظور افزایش radio - opacity اکسید بیسموت آن اضافه می شود . اخیراً سیمان جدیدی به بازار آمده است که به مایع آن بمقدار ۵/۶ درصد ethoxy benzoic acid (EBA) افزوده شده و بقیه را اوژنل تشکیل می دهد . سیمان بدست آمده دارای استحکام قابل توجهی بوده بطوریکه حتی می توان آنرا جانشین zinc phosphate کرد . اضافه کردن مواد polystyrene به پودر نیز در بسیاری از ترکیبات عرضه شده و نمایانگر افزایش استحکام سیمان می باشد . اختلاط سیمان با گلسیرین بمقدار قابل توجهی از استحکام آن تهیه شود که عملاً باعث کوتاه شدن زمان گرفتن نیز می گردد .

روش اختلاط

روش اختلاط پودر و مایع اثر مهمی در خواص سیمان ندارد بلکه به منظور تأمین استحکام بیشتر بایستی سیمان با قوام زیاد و شبیه بتونه تهیه شود که عملاً باعث کوتاه شدن زمان گرفتن نیز می گردد .

اثر بر روی پالپ

PH این سیمان بعداز سخت شدن معادل ۶/۸ تا ۱۸ است بطوری که اثر تحریکی آن بر روی پالپ موقتی وزودگذر می باشد. استفاده از آن سبب تسکین حساسیت عاج شده و حتی می توان آنرا در مجاورت بسیار نزدیک پالپ مورد مصرف قرارداد.

اثر بر روی باکتری ها

این سیمان دارای اثر طولانی باکتریسید می باشد و از آنجائیکه حفره را بهتر از سایر سیمانها مسدود می سازد می تواند از پیشرفت پوسیدگی جلوگیری کند.

عایق الکتریسیته و حرارت

این سیمان عایق الکتریکی خوبی نمی باشد ولی در ضخامت کافی عایق حرارتی مناسبی است.

استحکام و قابلیت انحلال

استحکام این سیمان بعداز ۷ دقیقه ۴ کیلوگرم بر سانتی متر مربع می باشد ولی بعداز ۲۴ ساعت این مقدار به ۲۶۰ کیلوگرم بر سانتی متر مربع می رسد و بعوامل مختلف بستگی دارد. افزودن موادی مانند کوارتز و روزین و پلی استیرن باعث افزایش آن شده و بخصوص اضافه کردن EBA استحکام سیمان را تا ۸۰۰ کیلوگرم بر سانتی متر مربع بالا می برد. ریز بودن ذرات پودر و بیشتر بودن نسبت پودر به مایع در زیاد شدن استحکام تأثیر زیادی دارد بطوریکه اگر نسبت پودر به مایع ۳ به ۱ باشد استحکام بعداز ۲۴ ساعت

۵۳ و در نسبت ۶ به ۱ این مقدار به ۲۶۰ کیلوگرم برساننی متر مربع افزایش می یابد.

قابلیت انحلال این سیمان در آب و اسیدها مشابه سیمان zinc phosphate می باشد درجه انحلال بیشتر است و باین جهت می توان با افزودن hydrogenated rosin بمزان دهدرصد از انحلال زیاد آن جلوگیری بعمل آورد.

موارد استعمال

۱ - کفبندی حفرات عمیق و نزدیک به پالپ - چون این سیمان دارای قابلیت انطباق مناسبی می باشد با کف حفره یکی شده و پالپ را از نفوذ باکتری ها و محرک های حفظ می کند و عملابهترین ماده برای کفبندی حفره های عمیق بشمار می آید.

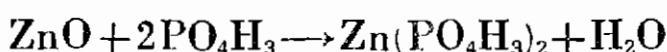
۲ - ماده پرکننده موقت در فواصل جلسات درمان - البته باید بخاطر داشت که مقاومت آن در مقابل سائیدگی کم است .

۳ - ماده سیمان کننده موقت - برای چسبانیدن موقت بریج و پروتزهای ثابت بمدت نسبتاً طولانی و کنترل ناراحتی ناشی از تراش، ماده بسیار مناسبی می باشد.

ZINC PHOSPHATE سیمان

این سیمان نیز از پودر و مایع تشکیل شده است . پودر حاوی اکسید روی، مقدار مختصری اکسید منیزیم و اکسیدهای فلزی دیگر است . مایع این سیمان مخلوطی از اسید اورتو فسفریک، آب و فسفات های فلزی می باشد . فسفات های فلزی باعث کاهش سرعت واکنش بین پودر و مایع می گردند .

پس از اختلاط پودر و مایع ترکیب شیمیائی بفرمول زیر انجام می‌پذیرد و در نتیجه سیمان سخت شده و در ماتریکس کریستال‌های فسفات روی ذرات دست نخورده اکسید روی قرار می‌گیرند.



ماتریکس ایجاد شده در تأمین خواص فیزیکی مناسب رل مهمی بهده دارد. سیمان‌هایی که توسط کارخانجات مختلف عرضه می‌شوند دارای خواص فیزیکی متفاوتی می‌باشند مثلاً با تغییر در اندازه ذرات پودر استحکام و زمان سخت شدن و film thickness ممکن است تغییر کند. روش کاربرد و اختلاط سیمان از عواملی هستند که در تغییر خواص فیزیکی سیمان نقش اساسی دارند.

روش اختلاط و کاربرد

همانطور که ذکر شد روش کاربرد و اختلاط سیمان می‌تواند خواص آنرا تامقدار زیادی تغییر دهد. طرز نگهداری پودر و سیمان و جلوگیری از آلوده شدن آن بر طوبت نیز اهمیت دارد. بطوریکه اگر بعد از اختلاط مقداری پودر اضافه باشد نبایستی آنرا بداخل شیشه برگردانید چون امکان آلودگی و جذب رطوبت وجود دارد.

مایع سیمان را فقط بایستی با پودر همان نوع سیمان مورد استفاده قرار داد و چون مایع سیمان معمولاً ۳۰ تا ۳۵ درصد آب دارد کوچکترین تغییر در مقدار آب می‌تواند خواص سیمان را تغییر دهد. در صورتی که سر شیشه محتوی مایع بازبماند در هوای مرطوب مقداری آب جذب کرده و در هوای خشک نیز آب آن تبخیر می‌شود.

از دیاد آب موجود در مایع سبب کوتاه شدن زمان سخت شدن می‌گردد بدین جهت سر شیشه مایع را همواره باید بسته نگهداشت و حتی از قرار

دادن مایع سیمان بمدت طولانی قبل از اختلاط دز روی slab اجتناب نمود. در صورت کدر شدن و تغییر رنگ و یارسوب کریستال‌ها مایع نبایستی مورد استفاده قرار گیرد و بهتر آن است که همیشه از بکار بردن یک پنجم انتهای شیشه خود داری کرد زیرا احتمال زیاد دارد که تعادل آب محتوی آن بهم خورده باشد.

نسبت پودر و مایع

نسبت پودر و مایع در تأمین خواص فیزیکی سیمان رل عمدہ دارد. سیمانی که با پودر کم مخلوط شده باشد سریعتر در براق تجزیه و حل شده و همچنین دارای اسیدیتیه بیشتری می‌باشد. برای اندازه‌گیری مقدار مایع و پودر وسیله خاصی درسته بندی موجود نیست بلکه باید آنقدر بتدریج به مایع اضافه نمود تا غلظت خمیر به حد کافی برسد. یکی از روش‌های طولانی کردن زمان اختلاط، بکار بردن slab سرد می‌باشد که درنتیجه امکان اختلاط مقدار بیشتری پودر با مایع را ممکن می‌سازد. slab باید کاملاً پاک و عاری از رطوبت باشد.

روش اختلاط

پودر و مایع را در روی slab قرار داده سپس پودر را با جزای کوچک تقسیم می‌کنیم (۶ تا ۸ قسمت) سپس بتدریج هر قسمت را وارد مایع کرده و به کمک حرکات چرخشی اسپاتول آنها را مخلوط می‌کنیم. باید سعی شود که اختلاط در سطح وسیعی انجام گیرد تا حرارت ایجاد شده خنثی گردد. بهمین ترتیب قسمتهای بفرمای مخلوط می‌شود تا غلظت مناسب بدست آید. زمان اختلاط برای هر قسمت در حدود ۱۰ تا ۲۰ ثانیه است. روش دیگر برای طولانی کردن زمان اختلاط اضافه کردن مقدار مختصبه

پودر به مایع چند دقیقه قبل از شروع اختلاط می‌باشد. بنظر می‌آید که این روش سبب کم کردن اثر اسید و درنتیجه طولانی تر شدن زمان اختلاط می‌گردد. از آنجائی که سیمان نمی‌تواند در مجاورت آب سخت گردد باید قبل از مصرف دندان را کاملاً از محیط مرطوب جدا کرد.

ZINC PHOSPHATE خواص سیمان

استحکام - مقاومت این سیمان بستگی به نسبت پودر و مایع دارد، هر قدر نسبت پودر بیشتر باشد درجه استحکام افزایش می‌یابد. در جدول زیر مقدار استحکام سیمان بر حسب گذشت زمان نشان داده شده است.

Compressive strength Kg/Cm ²	زمان
۷۷.	یک ساعت
۹۱.	سه ساعت
۱۰۱.	یک روز
۱۰۸.	یک هفته

همانطور که از جدول بر می‌آید سیمان بعد از یک ساعت ۷۵ درصد استحکام نهائی خود را بدست می‌آورد. باید دانست که با وجود استحکام زیاد سیمان شکننده بوده و دارای tensile strength پائین می‌باشد.

قابلیت اتحلال

تجربه نشان داده است که استحکام سیمان در مجاورت آب بمقدار قابل ملاحظه‌ای کاسته می‌گردد، علت آن تجزیه و اتحلال سیمان در برابر می‌باشد. هر قدر نسبت پودر به مایع بیشتر باشد درجه اتحلال کمتر می‌گردد.

بطور کلی قابلیت انحلال سیمان‌ها نبایستی از ۳٪ در صد تجاوز نماید.

۷ اسیدیته^۷

در مورد PH سیمان Zinc Phosphate و اثرات مضره اسید بر روی پالپ تحقیقات بیشمار انجام شده است. PH سیمان ۳ دقیقه بعداز اختلاط ۵/۳ بوده و مصادف با زمانی است که سیمان رادر حفره قرار می‌گیرد. بعداز یک ساعت PH سیمان ۹/۵ و ۴/۸ ساعت بعد حالت اسیدی خنثی می‌گردد. البته PH ذکر شده در مورد سیمان‌هایی است که با قوام مناسب تهیه شده باشد و اگر رفیق‌تر باشد بمقدار نیم واحد اسیدیته را بالا می‌برد. همانطور که قبل ذکر شد اسیدیته سیمان از ضخامت ۵/۰ می‌ایمتر عاج کف حفرات عمیق عبور کرده و پالپ را تحریک می‌کند. بنابراین آغشته نمودن کف حفره کم عمق به varnish و قرار دادن یک لایه سیمان zinc-oxide eugenol هیچ گونه اثری در تقلیل PH سیمان ندارد.

خاصیت باکتریو استاتیک

تا زمانی که سیمان سخت نشده است بعلت اسیدیته نسبتاً زیاد اثر

باکتریو استاتیک دارد ولی پس از سخت شدن کامل این اثر کاملاً از بین می‌رود. بعضی از سیمان‌های zinc - Phosphate حاوی فلوراید می‌باشند و بمنظور می‌رسد که این سیمان‌ها می‌توانند دندان را در مقابل پوسیدگی محافظت نمایند ولی عملاثابت شده است که چنین کیفیتی امکان پذیر نیست زیرا مینما قادر بجذب فلوراید از این سیمان نمی‌باشد.

انتخاب ماده کف بندی

هیچ یک از مواد آستر کننده و یا کف بندی دارای خصوصیات مناسب وایده‌آل نمی‌باشند، بنا بر این انتخاب آن‌ها در هر مورد بستگی بوضعیت حفره و نوع ماده پرکننده دارد. کلسیم‌هایدرواکساید و zinc-oxide eugenol بصورت سد محافظی برای جلوگیری از نفوذ اسید عمل می‌کنند، بنابراین در صورت کف بندی با این مواد در زیر سیمان‌های سیلیکات احتیاجی به ورنی نمی‌باشد. در مورد مواد کف‌بندی در زیر پرکردگی‌های آمالگام بایستی این مواد در مقابل فشارهای وارده در حین متراکم نمودن آمالگام دارای مقاومت کافی باشند.^۸

بطور کی اگر مواد کف بندی دارای استحکامی بیش از ۱۴ کیلوگرم بر سانتی‌متر مربع در چند دقیقه اول پس از سخت شدن باشند بخوبی قادر به تحمل این فشارها هستند. اکثر مواد موجود همانطور که در جدول زیر مشاهده می‌گردد دارای این استحکام هستند.

COMPRESSIVE STRENGTH (Kg/Cm^۲)

نوع ماده کف بندی	۷ دقیقه	۳۰ دقیقه	۲۴ ساعت
zinc-oxide eugenol	۲۸	۴۵	۵۲
zinc-oxide eugenol + zinc acetate	۴۲	۸۴	۸۸
کلسیم‌هایدرواکساید	۷۷	۶۳	۸۴
zinc phosphate	۷۰	۸۲	۱۲۱۱

نکته دیگری را که در مورد انتخاب ماده کف‌بندی باید مورد توجه قرار داد وضعیت حفره می‌باشد. مسلم است که در حفرات کلاس (۲) لازم است ماده کف‌بندی قویتری از حفرات کلاس (۱) بگار رود. زیرا در حفرات کلاس (۱)

ماده کفبندی توسط پنج دیواره حمایت می‌شود در صورتیکه در سایر حفرات چنین وضعی وجود ندارد. نکته دیگری که باید در نظر گرفت تحمل ماده در مقابل فشارهای جویدن می‌باشد. تجربیات نشان داده است آنکه استحکام zinc phosphate برای این منظور مناسب است و بدین جهت در حفرات عمیق از این سیمان بعنوان لایه حفاظتی در روی یک لایه سیمان zinc-oxide باکسیم هایدرو اکساید استفاده می‌شود.

در مواردی که از مواد کفبندی و ورنی توأم استفاده می‌شود غالباً این سؤال پیش می‌آید که کدام یک ابتداء بایستی مصرف شود. در صورتیکه ماده کفبندی کاسیم هایدرو اکساید یا zinc-oxide eugenol می‌باشد. این مواد باید با کف حفره تماس داشته باشند زیرا دارای اثر التیام بخش برای پاپ هستند. علاوه بر این استفاده از ورنی‌ها در کتف حفرات عمیق بعثت اثر احتمالی تحریکی اتروپیاکاروفرم آن تجویز نمی‌شود. در صورت استفاده در حفرات نیم عمیق کف حفره را باید با ورنی محافظت نمود و سیمان را در روی ورنی قرار داد تا ینکه ورنی بتواند از اثرات محرک اسید جاوه گیری نماید.

بطور کلی در حفرات بسیار عمیق بهترین روش قراردادن سه لایه، کاسیم هایدرو اکساید، ورنی و zinc phosphate می‌باشد.

سیمان‌های مواد استفاده در پروتز ثابت

انتخاب این نوع سیمان‌ها بستگی بخواص فیزیکی، شیمیائی و بیولوژیکی آن‌ها دارد. بطور کلی موادی که بدین منظور بکار می‌رود بشرح زیر می‌باشند:

ZINC PHOSPHATE سیمان

این ماده قدیمی‌ترین سیمانی است که برای چسباندن پروتز‌های ثابت

ونوارهای ارتدنسی بکار می‌رود. با وجود اینکه این سیمان محرک پالپ بوده و در آب دهان نیز حل می‌شود ولی بعلت خواص فیزیکی مناسب هنوز هم مورد استفاده قرار می‌گیرد. از خواص مناسب آن در مقایسه با zinc-oxide compressive strength eugenol بالابودن مقاومت در مقابل تغییر شکل و سائیدگی می‌باشد. همچنین دارای film-thickness بسیار مناسب است.

ملاحظات بیولوژیکی

از آنجائیکه این ماده برای سیمان کردن با غلظت کم مورد استفاده قرار می‌گیرد ممکن است بعلت اسیدیته بیش از حد ($\text{PH}=5/5$) باعث تحریک پالپ دندان گردد. تجربیات متعدد نشان داده است که اسیدیته این نوع سیمان قادر به ببور از ضخامت بیش از $5/0$ میلیمتر عاج نیز می‌باشد. در بعضی ترکیبات عرضه شده ادعا می‌شود که سیمان دارای واکنش خنثی است که البته این گونه تبایفات کاملاً دور از حقیقت می‌باشد.

عامل دیگری که باعث تحریک پالپ می‌شود قابلیت افحلال سیمان در آب دهان و در نتیجه ایجاد leakage می‌باشد. این سیمان هیچگونه خاصیت چسبندگی نداشته و فقط بعلت تقویز در خشونت‌های موجود در دندان و سطح داخلی پروتز بصورت گیر مکانیکی آنرا در محل ثابت نگاه می‌دارد.^۹ این سیمان خاصیت ضد پوسیدگی ندارد و بعد از سخت شدن خاصیت ضد-بakterی خود را نیز از دست می‌دهد. همچنین سیمان‌هایی که بمنظور جلو-گیری از پوسیدگی محتوی مقداری پودر فلوراید سدیم یا قاع هستند اثری در جلو-گیری از پوسیدگی ندارد.

بعلت محرک بودن سیمان باید سطح دندان را قبل از سیمان کردن توسط ورنی محافظت نمود. استفاده از ورنی درد و سوزش در حین سیمان نمودن را تقلیل می‌دهد. با وجود این نظریات مخالفی مبنی بر استفاده از ورنی

وجود دارد. بدین ترتیب که ورنی ناهمواری‌های موجود در سطح دندان را پر کرده و از retention سیمان می‌کاهد در حالی که عددای معتقد هستند که ضخامت ۱۰ میکرون ورنی اثری در کاهش retention نخواهد داشت. همانطور که ذکر شد اضافه کردن یک قطره اوژنول به مایع سیمان اثری در تغییر اسیدیتیه آن ندارد بلکه فقط از درد و سوزش در حین سیمان کردن کاسته می‌گردد.

اختلاط سیمان

برای بدست آوردن غلظت کِرم مانند بایستی سعی شود که حداقل پودر به مقدار مایع مورد لزوم اضافه شود. سیمان بسیار رقیق بسرعت در آب دهان حل می‌شود و سیمان غلیظ نیز از انطباق صحیح پروتز جلوگیری می‌کند. بهترین راه برای افزایش بیشتر پودر در سرد نمودن slab می‌باشد زیرا سرمای slab سبب کند شدن واکنش شیمیائی و امکان افزایش پودر بیشتر به مخاط طمی گردد. باید بخاطر داشت که سطح slab باید کاملاً خشک باشد زیرا مقدار مختصری رطوبت سبب تسریع زمان سخت شدن سیمان می‌گردد.

اختلاط پودر به مایع بمقدار کم در نوبت‌های متعدد و در سطح وسیع باید انجام شود زیرا زمان سخت شدن افزایش یافته و می‌توان پودر بیشتری را با مایع مخاط نمود.

افزودن مقدار بسیار مختصری پودر به مایع چند دقیقه قبل از شروع اختلاط بعلت خنثی نمودن اسید باعث افزایش زمان اختلاط می‌گردد.

سیمان گردن

سیمان zinc phosphate در مجاورت آب سختی کافی پیدا نمی‌کند و

تجربیات نشان داده است، در صورتی که سیمان در مجاورت رطوبت سخت شود قابلیت انجلل آن ده برابر بیشتر می شود. بدین جهت باید دندان را بدقت خشک نمود. از آنجائی که سیمان در حرارت دهان بسرعت سخت می گردد ابتدا بایستی سطح داخلی پروتز با آن آغشته شود و سپس مقداری از سیمان را بر روی سطح دندان تراش خورده که قبل از خشک شده است مالیده و بسرعت پروتز را بر روی دندان گذاشته و تحت فشار قرار داد تا سیمان سخت گردد. بعداز سخت شدن سیمان اضافی برآحتی برداشته می شود. بهتر است بمنظور محافظت موقتی سیمان از حل شدن در آب دهان لبه های طلا را باورنی پوشانید.

ZINC PHOSPHATE خلاصه خواص سیمان

زمان سخت شدن در ۳۷ درجه حرارت	۴-۸ دقیقه
استحکام (compressive strength)	در قوام رقیق ۴۰۰ تا ۸۰۰ کیلو گرم بر سانتی متر مربع
قابلیت انجلل در آب بعداز ۷ روز	۱/۰ تا ۲/۰ درصد
بعداز ۲ ساعت PH	۶ تا ۶/۲ درصد
بعداز ۲۴ ساعت PH	۶/۸ تا ۶/۴ درصد
film thickness	۳۰ تا ۴۰ میکرون

سیمان سیلیکوفسفات

این سیمان مخلوطی از سیمان zinc phosphate و سیلیکات می باشد. در بیشتر موارد برای سیمان کردن jacket crown واينله های چینی مورد استفاده قرار می گیرد. علت استفاده از این سیمان شفافیت مناسب آن می باشد. این سیمان دارای خواص توأم سیمان zinc phosphate و سیلیکات می باشد. قابلیت انجلل آن در آب دهان کمتر از zinc phosphate بوده و بعثت وجود

فاوراً ید در سیمان امکان عود پوسیدگی کاهش می‌یابد . مقاومت آن نیز در مقابل فشار بیش از سیمان zinc phosphate است و بنظر می‌آید که مناسب‌تر از آن می‌باشد ولی عیب عمدۀ کوتاه بودن زمان سخت‌شدن و زیاد بودن آن است . این سیمان باستنی با غلظت کمتری نسبت به سایر سیمان‌ها مورد استفاده قرار گیرد .

pH این ماده اسیدی بوده و باید قبل از سیمان کردن پروتز-سطح دندان، وا
بمنظور حفاظت پالپ به varnish آفشتۀ کرد .

روش کاربرد

روش اختلاط این سیمان مشابه سیمان Zinc phosphate است . بدین ترتیب که اختلاط در روزی slab مرد و با افزودن تدریجی پودر به مایع انجام می‌گیرد .

سیمان‌های مس^{۱۰}

پودر این نوع سیمان‌ها مشابه سیمان zinc phosphate است که به آن اسیدهای مس بمنظور افزایش خاصیت باکتریواستاتیک افزوده شده است . خاصیت باکتریواستاتیک این سیمان‌ها کوتاه مدت است . سیمان محتوی مس کمتر بمنظور سیمان نمودن دائمی پروتزها مورد استفاده قرار می‌گیرد و فقط برای سیمان نمودن نوارهای ارتدنسی بکار می‌رود زیرا دارای retention بیشتری می‌باشد . اسید تیه این سیمان بیشتر از سیمان zinc phosphate بوده و محرك شدید پالپ دندان می‌باشد . pH سیمان در ابتدا ۸/۰ و بعداز ۲۴ ساعت به ۵/۳ می‌رسد .

سیمان‌های آکریلیک

مواد متسلکله و خواص فیزیکی و بیولوژیکی این سیمان‌ها مشابه

رزین‌های آکریلیک است. بمنظور کاهش ضریب انبساط حرارتی، کوارتز یعنوان *filler* با آن افزوده می‌شود. تنها حسن این نوع سیمان عدم انحلال در آب دهان می‌باشد. سیمان‌های آلریلیک بعثت جذب آب قابایت تطابق خوبی بادندان ندارد و بطور کلی چندان مورد توجه قرار نگرفته‌اند زیرا هیچ کدام از خواص آن برتر از سایر سیمان‌ها نیست و علاوه بر این برداشتن سیمان‌های اضافی پس از چسباندن بسیار مشکل است.

ZINC OXIDE EUGENOL سیمان

این سیمان بعثت PH خنثی تطابق کامل با انساج دندان، از نقطه نظر بیولوژیکی ایده‌آل می‌باشد. برای چسباندن دائم و موقت پروتز‌های ثابت مورد استفاده قرار می‌گیرد. در صورتی که جهت سیمان کردن موقت بکار رود بعثت استحکام زیاد بعد از ۲۴ ساعت بیرون آوردن پروتز با اشکال موافق می‌شود که با اضافه کردن واژلین یا سیلیکون می‌توان از استحکام این سیمان بنحو قابل توجهی کاست.

بعثت عدم تحریک پالپ و کمبود درد بعد از چسباندن این سیمان یعنوان سیمان دائم مورد توجه خاص قرار گرفته است. قابایت انحلال آن کمتر از *zinc phosphate* و *film thickness* آن نیز در حدود ۰.۴ میکرون می‌باشد ولی *compressive strength* آن ده برابر کمتر از آن می‌باشد. از آنجائی که عمل سیمان پر کردن ناهمواری‌های سطح طلای ریختگی و دندان می‌باشد در صورتی که استحکام مقاومت آن در مقابل فشارهای وارد کافی نباشد سیمان در این نواحی شکسته و منجر به جدا شدن پروتز از دندان می‌گردد. بدین جهت بمنظور استفاده از این سیمان برای چسباندن دائم باید استحکام و مقاومت آن را در مقابل فشارهای مختلف تقویت نمود. افزودن ماده‌ای بنام (EBA) orthoethoxy benzoic acid اوژنول بدون هیچ گونه تغییر در خواص

مناسب بیولوژیکی استحکام آن را تامیزان ۴۵۰ کیلوگرم بر سانتی متر مربع افزایش می دهد^{۱۱}.

مواد متشکله یکی از سیمان های که محتوی EBA می باشد بقرار زیر است:

پودر	مایع	درصد	درصد
اکسید روی	% ۷۴	EBA	% ۶۲/۵
روزین	% ۶	اوژنل	% ۳۷/۰
کوارتنز	% ۲۰		

قابلیت انحلال سیمان های EBA بیشتر از zinc phosphate بوده و بطور کلی خواص مکانیکی هیچ یک از سیمان ها معادل Zinc phosphate نیست هنوز مطالعات دراز مدت بر روی وضعیت کلینیکی سیمان ها EBA انجام نگردیده است ولی مطالعات کوتاه مدت نتایج رضایت بخشی را عرضه داشته است.

روش اختلاط و کاربرد

چون اوژنول بر روی رزین ها اثر تخریبی داشته و در روی سطح آنها ایجاد ترکهای ریز می کند با سیاستی از تماس سیمان های محتوی اوژنول با آنها اجتناب ورزید.

همچنین بعلت اثر تسکین دهنده استفاده از varnish در زیر آن الزامی نیست. نسبت پودر و مایع اثر چندانی بر روی قابلیت انحلال و استحکام سیمان ندارد.

روش اختلاط مانند سیمان zinc phosphate اثر مهمی در خواص آن نداشته و اهمیت خاص ندارد. این سیمان چون محتوی کوارتنز بوده و دارای غلظت زیادتری می باشد باید بسرعت مورد استفاده قرار گیرد زیرا طول وقت سبب افزایش غلظت واشکال در چسباندن می گردد. بمجرد قراردادن

پروتز باید فشار کافی برآن وارد شود و تا پایان سخت شدن فشار را بطور یکنواخت حفظ نمود.

این سیمان در حدود ۴۰ میکرون سی باشد و در مقایسه با سیمان zinc phosphate بیشتر میباشد.

سیمان پائی کربوکسیلات

این سیمان از انواع جدیدی میباشد که اخیراً ببازار آمده و دارای خواص ممتاز و مناسبی است.

پودر شامل اکسید دوزنگ، اکسیدها و نمک های مختلف و همچنین فلوراید میباشد. مواد اضافی در تغییر زمان سخت شدن مؤثر هستند.

مایع سیمان اسید پائی آکریلیک است. خواص فیزیکی و زمان سخت شدن سیمان بستگی به وزن ملکولی و غلظت اسید دارد. بنابراین میتوان با کنترل کردن عوامل فوق سیمان های پائی کربوکسیلات متفاوت برای تأمین منظورهای مختلف (کف بندی یا سیمان کردن) تهیه نمود. بعضی از سیمان های کربوکسیلات دارای دو نوع مایع و یک پودر در بسته بندی میباشند که یکی برای کف بندی و دیگری که دارای غلظت کمتری است برای سیمان کردن مورد استفاده قرار میگیرد.

روش اختلاط و کاربرد سیمان

روش اختلاط اهمیت خاصی ندارد و باید بسرعت انجام شود. نسبت اختلاط پودر به مایع برابر ۱/۵ به ۱ تا ۲ به ۱ است. پس از اختلاط سیمان حالت چسبنده داشته و قوام آن لاستیکی است و بعداز ۵ تا ۶ دقیقه سخت می گردد. بعداز قراردادن در حفره تا پایان زمان سخت شدن نباید آنرا دستکاری کرد. وجود مختصر رطوبت در حفره بعلت خاصیت جذب آب

اشکالی ایجاد نماید. غلظت سیمان پس از اختلاط بیشتر از zinc phosphate بنظر می‌آید در صورتی که چنین نیست و فلوئی آن بیشتر از سیمان zinc phosphate می‌باشد.

خواص سیمان کربوکسیلات^{۱۲، ۱۳}

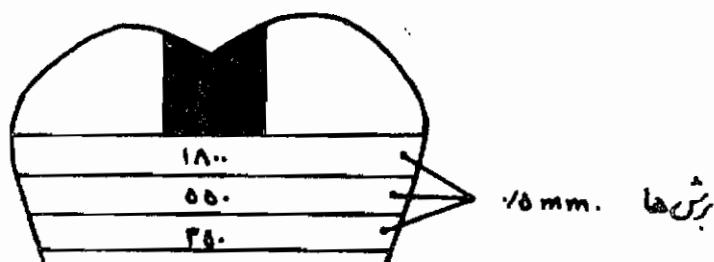
سیمان کاملاً مناسب و بین ۲۲ تا ۲۵ میکرون است. آن مشابه zinc phosphate compressive strength بیشتر می‌باشد. بنظر می‌آید که این کیفیت از نقطه نظر کاربری دارای اهمیت بیشتری می‌باشد.

چسبندگی این سیمان به مینا عاج و فلزات پست بسیار خوب بوده و شاید علت آن داشتن flow مناسب و یا خاصیت chelating اکثر مواد آکریلیک می‌باشد. قابلیت انحلال آن ۱/۰ درصد و working time آن در حدود ۲ دقیقه است. این سیمان به مواد آکریلیک و چینی چسبندگی ندارد.

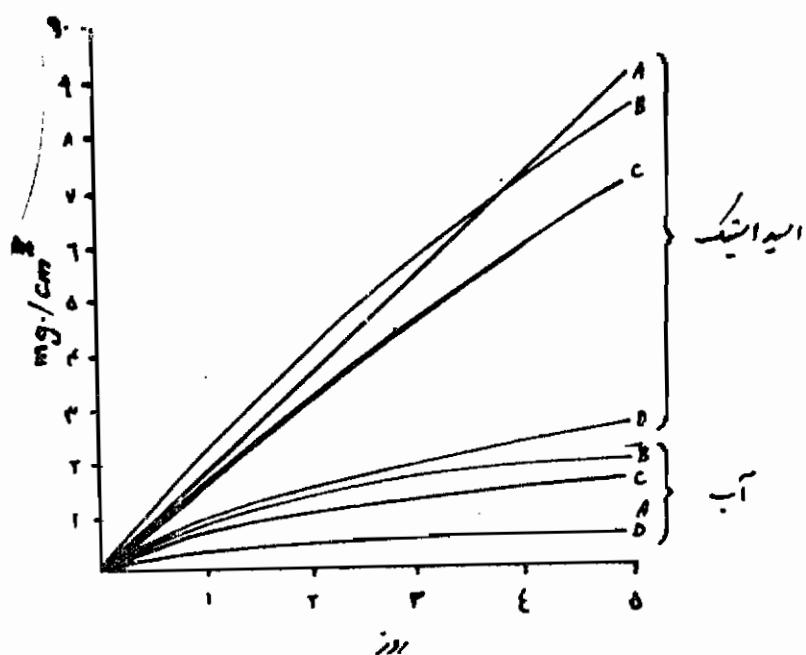
اثر بر روی پالپ

تجربیات و آزمایشات هیستولوژیک نشان داده است که پالپ دندان می‌تواند بخوبی این سیمان را تحمل کند و فقط در بعضی موارد واکنش بسیار مختصری در مجاورت سیمان کربوکسیلات ایجاد شده است.

باقعه به نکات فوق بنظر می‌آید که این سیمان برای چسباندن پروتزهای ثابت بعلت غیر محرک بودن، مقاومت، چسبندگی و قابلیت انحلال کم در آب دهان بسیار مناسب می‌باشد. متأسفانه استفاده از آن بعلت عادت کردن دندان پزشکان به مصرف سیمان zinc phosphate هنوز کاملاً معمول نشده است در حالی که می‌تواند بر احتیاجی سیمان zinc phosphate را شفال نماید.



شکل ۳۱ - نفوذ اسید فسفریک رادیواکتیو سیمان سیلیکات
به داخل عاج - سطح داخلی حفره بدون حفاظت ورتی است.



شکل ۳۲ - مقایسه قابلیت اتحال سمانه‌ها

در زمانهای مختلف در اسید و آب.

—A سیمان زینک فسفات

—B سیلیکات

—C سیمان سیلیکوفسفات

—D سیمان زینک اکساید

GLASS IONOMER CEMENT

این سیمان در سال ۱۹۷۲ بعالم دندانپزشکی معرفی گردید و بنظر می‌رسد که مورد استفاده وسیعی در آینده در دندانپزشکی پیدا نماید. در حقیقت ساختمان سیمان شبیه کمپوزیت‌هاست که آن هم در ساختمان ماتریکس دخالت دارد.

مواد هتشکله و واکنش سخت شدن

پودر سیمان شامل سیلیکات کلسیم و آلومینیوم، مایع آن محلول آبی کوپلیمر اسید آکریلیک می‌باشد. واکنش سخت شدن شبیه سیایکات است با این تفاوت که بجای اسید فسفریک اسید پلی اکریلیک قرار می‌گیرد. یونهای کلسیم و آلومینیوم در اثر اسید جابجا شده و با اسید آکریلیک تشکیل پلی اکریلات کلسیم و آلومینیوم می‌دهد که سبب سخت شدن ماتریکس می‌گردد. زمان سخت شدن ۴-۳ دقیقه است.

خواص فیزیکی و همکاری

مقاومت و استحکام سیمان با افزایش غلظت اسید پلی اکریلیک بالا می‌رود. بدین جهت از پلیمرهای با وزن ملکولی پائین و ویسکوزیته تمتر استفاده می‌شود که بتوان در غلظتهاهای بالا آنرا بکار برد. قابلیت انجام سیمان در ۲۴ ساعت 50 kg/cm^2 compressive strength و آن 1600 cm/Kg tensile strength است. نسبت اختلاط پودر به مایع ۱/۲ برای سیمان کردن و $1/3$ برای مصارف پرکردن است. تجربیات انجام شده بر روی این سیمان نشان می‌دهد که به مینا و

عاج چسبندگی دارد و با وجود این که چسبندگی یکنوع اتصال شیمیائی نامیده شده است در حقیقت بعلت یکنوع واکنش بین ملکولی و تشکیل Hydrogen bond وسیس اتصال یونی انجام می‌گیرد و بهتر است که آنرا اتصال فیزیکی شیمیائی نامید. این اتصال و چسبندگی در مورد فلزات پست تحقیق می‌پذیرد و بدین جهت برای اتصال سیمان به فلزات عالی مثل طلا و پلاتین روشی جهت رسوب یکورقه ۲ میکرونی قلع درسطح داخل Crown پیشنهاد شده است که اتصال کاملی را می‌تواند ایجاد نماید.

اثر برد روی پولپ

اسید پلی‌آکریلیک سیمان glassionomer کمتر از اسید فسفریک محرک می‌باشد و علت بزرگ بودن مولکولهای اسید‌آکریلیک است که نمی‌تواند در توپلهای عاجی نفوذ نماید و این کیفیت مشابه سیمان poly carboxylate است.

موارد استفاده

از آنجائیکه درمورد این سیمان هنوز تجربیات کلینیکی کافی انجام نشده است نمی‌توان بطور قطعی درمورد موارد استفاده آن اظهار نظر نمود بنابراین می‌رسد که در آینده جهت سیمان کردن پروتزهای ثابت و همچنین جهت ترمیم سائیدگی‌های ناحیه طوق دندانها بدون لزوم تراش و تهیه حفرات مورد استفاده قرار گیرند.

مواد پرکننده دندانهای قدامی

موادی که برای پرکردن دندانهای قدامی مورد استفاده قرار می‌گیرند بایستی علاوه بر خواص مورد نظر برای مواد پرکننده دارای رنگی مشابه رنگ دندانهای طبیعی نیز باشند. درگذشته ماده انتخابی دندانپزشکان به

سیلیکات ورزین‌های آکریلیک محدود می‌شد. عرضه شدن کامپوزیت‌ها پاره‌ای از مشکلات ترمیم دندانهای قدامی را حل نموده است ولی هنوز هم هیچ‌یک از مواد موجود، ماده‌ایده‌آل برای ترمیم دندانهای قدامی نیستند. امید است که با تحقیقات و پیشرفت‌های سریع علمی که بطور مداوم انجام می‌گیرد بزودی ماده مناسب وایده‌آل عرضه گردد.

سیلیکات

این ماده یکی از قدیمی‌ترین مواد برای پرکردن دندانهای قدامی بشمار می‌رود که هنوز هم برای ترمیم دندانهای قدامی مورد استفاده قرار می‌گیرد ولی باروی کار آمدن مواد جدید بنظر می‌رسد که استفاده از آن بزودی منسون خواهد شد.

با وجودیکه آن از سیمان‌های دیگر بیشتر است و لی در مقایسه با آمالگام بسیار کم می‌باشد بعلاوه این سیمان شکننده بوده و در مقابل فشارهای ناگهانی مقاومت کافی ندارد، در بزاق حل شده و برای پالپ بسیار محرك می‌باشد. با وجود این معایب بعلت دارا بودن رنگ مناسب و جاگیری از عود پوسیدگی سالهای متعددی توانسته است جای خود را بین مواد ترمیمی بخوبی حفظ نماید. دوام و عمر متوسط سیلیکات‌های قریبأ ۴ سال است ولی این مدت دردهان افراد مختلف متفاوت می‌باشد. معمولاً سیلیکات‌هایی که با استانداردهای بین‌المللی «طابت‌دارنداز نقطه نظر» خواص مشابه بوده، روش کاربرد و وضعیت خاص دهان بیماران است که در دوام

آن مؤثر می‌باشد.

مواد متشکله سیلیکات^{۱۴}

پودر از ذوب کردن اکسید سیلیکا و مقدار مختصری اکسیدهای مختلف مانند کلسیم و سدیم حاصل می‌گردد. نلاکسی که برای سهولت تهیه و ذوب آن بکار می‌رود فلوراید سدیم و آلومینیوم می‌باشد. مایع سیمان شامل اسید فسفریک و آب است که با آن موادی مانند فسفات منیزیم و روی برای کاهش اثر اسید بر پودر اضافه گردیده است. این مواد سرعت واکنش شیمیائی بین پودر و مایع را تعدیل نموده و در افزایش زمان سخت شدن تأثیر دارند. مقدار آب موجود در مایع دارای اهمیت خاصی می‌باشد، بطوری که تبخیر آب سبب طولانی شدن زمان سخت شدن و جذب رطوبت سبب تسریع آن می‌گردد. همچنین بهم خوردن تعادل آب موجود در مایع سبب تغییر خواص فیزیکی وضعیف شدن سیمان می‌شود.

بر اثر مجاورت پودر و مایع ذرات پودر تحت اثر اسید قرار گرفته و واکنش شیمیائی اسید فسفریک و سطح پودر ایجاد می‌شود که در نتیجه از اسید سیلیسیک تولید می‌گردد که بعنوان ماتریکس عمل نموده و بقیه ذرات پودر را در برابر می‌گیرد. اغلب خواص نهائی سیلیکات را وابسته به کیفیت از ل تشکیل شده می‌دانند.

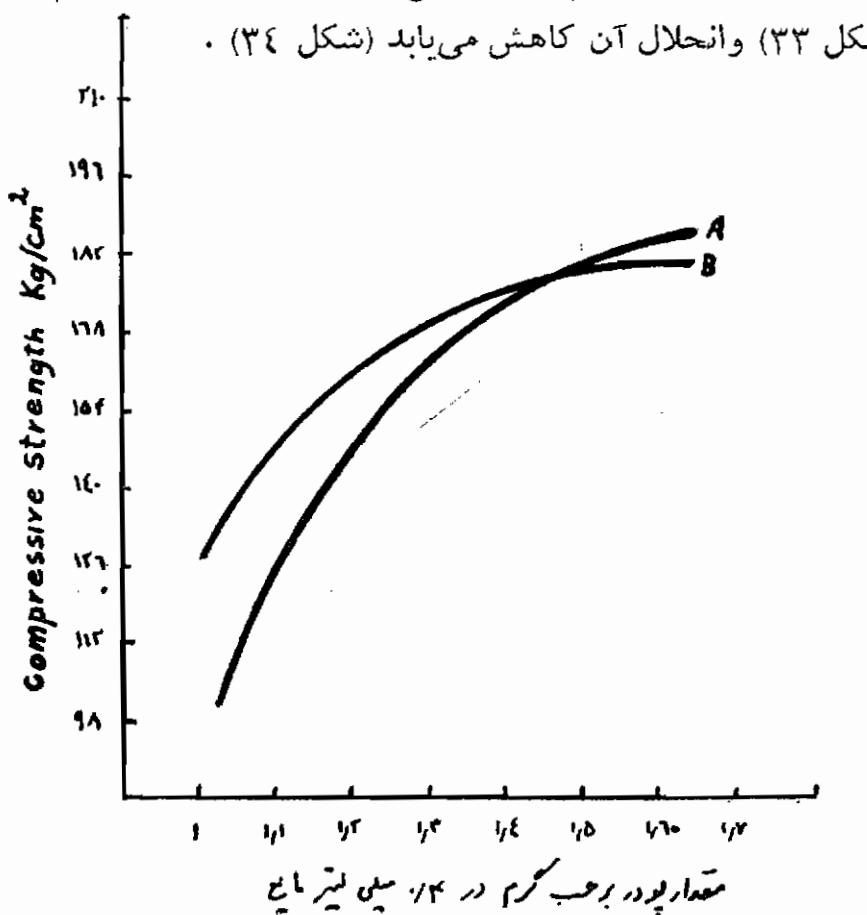
Wilson در سال ۱۹۶۷ ثابت کرده است^{۱۵} که سیلیکات سخت شده مشتمل است بر ذرات سیلیس که بواسیله لایه نازکی از ژل اسید سیلیسیک احاطه شده و در ماتریکسی از فسفات‌های مختلف (فسفات سدیم - آلومینیوم و غیره) قرار دارند. در حقیقت عمل ژل اتصال این ذرات به فسفات‌هایی است که حجم اصلی سیمان را تشکیل می‌دهند. این فسفات‌ها در برابر و بخصوص اسیدهای ضعیف باسانی حل می‌شوند و در حقیقت قسمت ضعیف ساختمان سیلیکات را تشکیل می‌دهند.

روش گاربرد

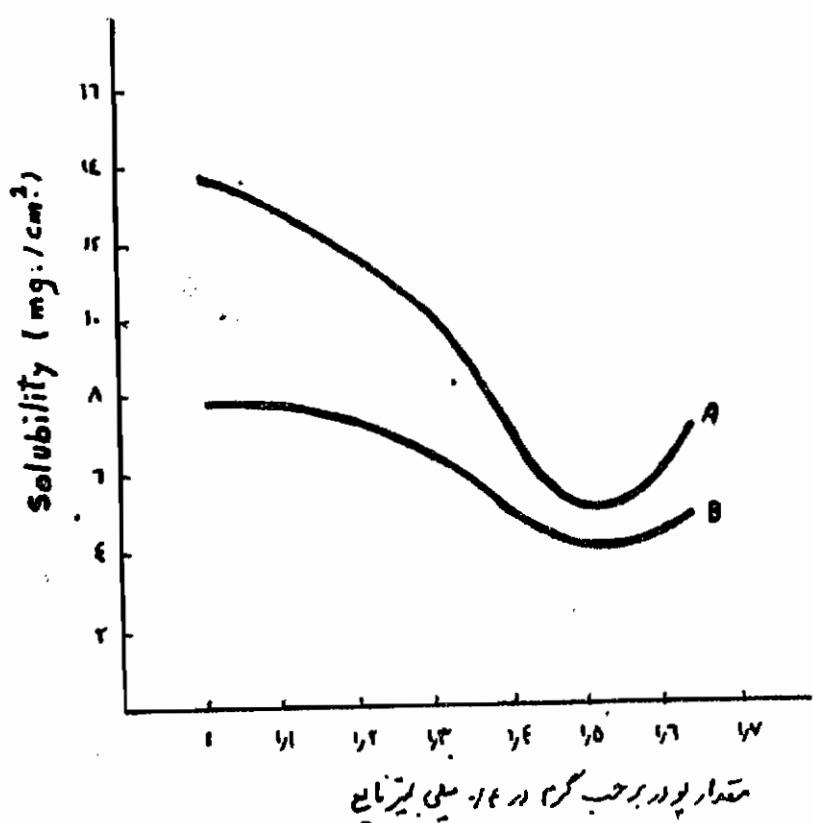
عوامل مؤثر در خواص سیلیکات مانند نوع مواد مشکله، اندازه ذرات پودر وغیره در تحت کنترل کارخانه سازنده می باشد و تنها عواملی که در اختیار دندانپزشک بوده و تأثیر بسیار مهمی در خواص فیزیکی آن دارد روش اختلاط و کاربرد آن می باشد.

نسبت اختلاط پودر و مایع

مهمترین عامل مؤثر در استحکام سیمان نسبت پودر و مایع می باشد . هر قدر مقدار بیشتری پودر با مایع مخلوط گردد. استحکام بیشتر شده (شکل ۳۳) و اتحلال آن کاهش می یابد (شکل ۳۴) .



شکل ۳۳ - استحکام دونوع سیمان سیلیکات
که بانسبتها متفاوت پودر و مایع مخلوط شده اند



شکل ۳۴- اتحال دو نوع سیمان سیلیکات در آب که با نسبت‌های مختلف پودر و مایع مخلوط شده‌اند. در صورتی‌که نسبت پودر از ۱/۵ گرم به ۴/۰ میلی‌گرم بالاتر برود قابلیت اتحال افزایش پیدا می‌کند

باید بخاطر داشت که مقدار پودر لازم برای اختلاط از میزان معینی نباید تجاوز کند، در غیر این صورت ماتریکس تشکیل شده برای اتصال ذرات پودر کافی نبوده و استحکام کاهش می‌یابد. در مرور دانحال سیمان در براق نیز این کیفیت صادق است. برای اختلاط مقدار زیاد پودر و مایع احتیاج به slab سرد می‌باشد. خصوصیت فیزیکی دیگری که بانسبت مایع و پودر بستگی دارد مقاومت در مقابل سائیدگی ورنگ پذیری سیمان است. سیمان رقیق سریع‌تر از سیمان غایظ سائیده شده و متخاصل می‌گردد. بعضی از کارخانجات سازنده نسبت اختلاط پودر و مایع را مشخص نموده و

بنابراین تاحدی از ایجاد نقايس فوق جلوگیری بعمل می آيد.

روش اختلاط

پودر و مایع رامعمولا در روی slab شيشه‌اي ياقيني خشك و سرد به کمک اسپاتول شاخی يافولاد زنگ نزن مخلوط می‌کنند. زمان اختلاط را باید حتی المقدور کوتاه کرد یعنی با حداقل حرکات اسپاتول حداقل چهل پودر را در حداقل مدت بامايمع مخلوط نمود. بمنظور جلوگیری از شکسته شدن ماتريكس زمان اختلاط باید از يك دقيقه تجاوز کند و معمولا ۴۵ ثانие كافي می‌باشد. خمير حاصل باید قوام بتونه داشته و اگر روی آن اسپاتول بزنیم برآق شود.

اختلاط با وسائل مکانيكي

از آنجائيكه روش اختلاط در مرور تأمین خواص فيزيكي سيمان اهميت خاص دارد بعضی از کارخانجات سازنده مقدار پودر و مایع مورد نظر را اندازه‌گيري نموده و در کپسول‌های پلاستيكی در دسترس دندان پزشکان قرار می‌دهند. زمان اختلاط برای اين کپسول‌ها در آمالگاماتور ۱۰ تا ۱۵ ثانие است. حرارتی که در حین اختلاط تولید می‌شود سبب تسريع زمان سخت شدن سيمان می‌گردد و تنها راه جلوگيری از آن نگاهداری کپسول در یخچال قبل از شروع اختلاط می‌باشد. سيليكات‌هائی که برای تأمین استحکام بيشتر به آنها الیاف شيشه اضافه شده است باید در اين نوع آمالگاماتورها مخلوط شوند زیرا در اثر حرکت بهات اختلاف وزن مخصوص ذرات پودر والیاف شيشه از يكديگر جدا می‌شوند.

قراردادن سيمان در حفره و روشن پرداخت

محیط مورد عمل باید خشك و ده و در صورت امکان بهتر آنست که با

محل را جدا ساخت. حتی تا چند ساعت بعد از سخت شدن نیز rubber dam باید سطح سیمان را از نفوذ بزاق بدور نگاهداشت، زیرا سیمان تازه قابلیت نفوذ پذیری زیاد داشته و نفوذ بزاق در مراحل اول می‌تواند سبب کاهش استحکام و تغییر رنگ سیمان گردد. تجربیات نشان داده است که قابلیت انجلاس سیلیکاتی که ۵ دقیقه بعداز اختلاط در مجاورت با بزاق قرار گیرد به سیزان ۱۲ درصد بیشتر از سیلیکاتی است که بمدت ۲۴ ساعت از مجاورت با بزاق محافظت شده باشد.

زمان سخت شدن ۳ تا ۵ دقیقه است و بلافاصله بعداز برداشتن ماتریکس تمام سطح سیمان را باید توسط ورقه محافظ مانند ورنی‌ها پوشانید.

ژل ماتریکس سیلیکات در مقابل از دست دادن آب نیز بسیار حساس است و در صورت خشک شدن و از دست دادن رطوبت موجود نمی‌تواند مجدد آز محیط دهان آب لازم را جذب نماید و درنتیجه سطح آن ترکدار و گچی شکل می‌شود. بدین جهت سیمان سیلیکات در مرور اشخاصی که با دهان تنفس می‌کنند تجویز نمی‌شود.

سیمان سیلیکات را باید قبل از ۲۴ ساعت بعداز سخت شدن پرداخت نمود زیرا سبب برهم زدن ماتریکس، بخصوص در لبه هامی شود و leakage را افزایش می‌دهد. اصولاً سیمان سیلیکات باید بطريقی در حفره پرشود که احتیاج به پرداخت و برداشتن اضافی نداشته باشد.

خواص فیزیکی سیمان سیلیکات

در سالهای اخیر در ساختمان و کیفیت سیلیکات‌ها پیشرفت‌های قابل توجهی بدست آمده است و محققین و کارخانجات سازنده بطور مداوم سعی در بهبود خواص فیزیکی آن دارند. برای مثال compressive strength آن را

از ۱۴۰۰ کیلوگرم بر سانتی متر مربع به ۱۶۸۰ رسانده اند و قابلیت انحلال از ۴/۱٪ به یک درصد کاهش یافته است. ولی بطور کلی اکثر سیلیکات های موجود دارای خواص مشابهی هستند و اختلافات موجود در خواص فیزیکی اهمیت کاینیکی چندانی ندارد.

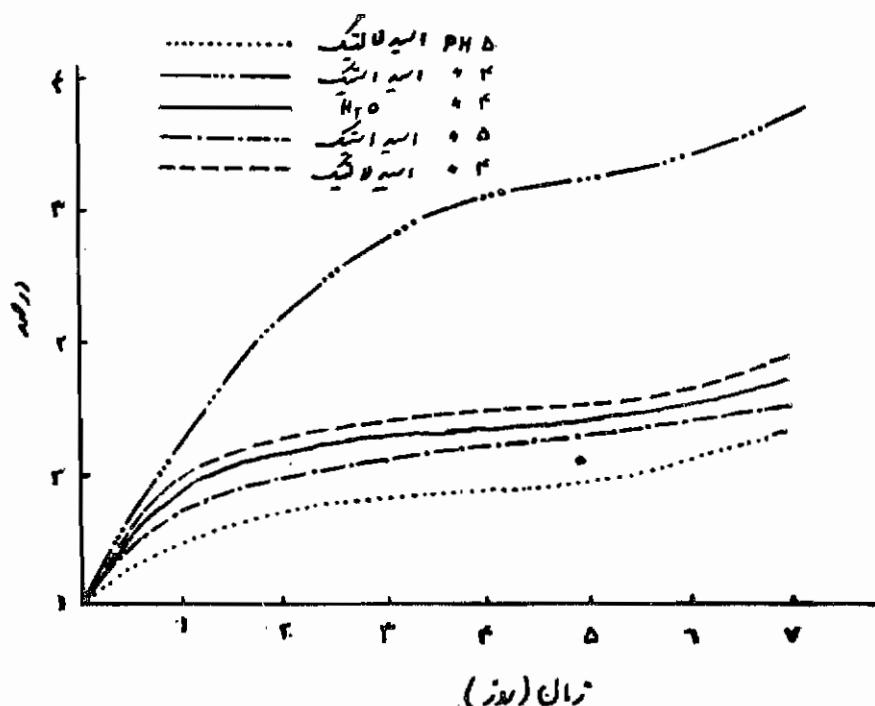
بعضی کارخانجات بمنظور افزایش استحکام سیمان الیاف شیشه با آن اضافه می کنند که بعات عدم الصاق این ذرات به ماتریکس در ازدیاد استحکام آن مؤثر نیست و فقط مقاومت آن را در مقابل ضربه های ناگهانی اندکی افزایش می دهد، البته به مرور بعات بیرون آمدن الیاف شیشه سطح پر کردگی خشنوت قابل توجهی پیدا کرده و درنتیجه بعلت تجمع مواد رنگی در ناهمواری ها، پر کردگی تغییر رنگ می یابد.

tensile strength ، سیلیکات ۷۰ تا ۱۴۰ کیلوگرم بر سانتی متر مربع است و این نماینده شکننده بودن سیلیکات می باشد و بهمین دلیل این ماده برای پر کردن نقاطی که در تحت فشارهای جویدن قرار می گیرند تجویز نمی گردد.

تجزیه و تخریب سیلیکات در دهان^{۱۶}

تخریب و تجزیه سیمان در محیط دهان بیشتر یک کیفیت سایش شیمیائی است نه انحلال واقعی. ماتریکس سیمان قابلیت انحلال قابل توجهی در اسیدهای ضعیف مثل اسید سیتریک ولاکتیک دارد. بمجرد حل شدن این ماتریکس ذرات سیمان آزاد می گردد و بعلت این کیفیت است که سیلیکات در نواحی مجاور لثه که پلاک بیشتر جمع می شود و PH پائین تر است تخریب بیشتری پیدامی کند. طول عمر و دوام پر کردگی های سیلیکات تا حدود زیادی بستگی به فاور میکربی و رژیم غذائی بیمار دارد. سیمان سیلیکات ممکن است در یک دهان مدت زیادی دوام بیاورد در صورتی که در

دهان دیگر در مدت کوتاهی تجزیه و تخریب پیدا کند. مسلم است که بهداشت دهان رل عمده درازدیاد طول عمر سیلیکات دارد. تخریب و انحلال سیمان در نزد اشخاصی که در رژیم غذائی آنها مرکبات و نوشیدنی‌های گازدار وجود دارد افزایش می‌یابد. شکل ۴۵ نموداری از قابلیت انحلال سیلیکات در محاطول‌های مختلف می‌باشد.



شکل ۴۵ - قابلیت انحلال سیمان سیلیکات در محلولهای مختلف

مقاومت در مقابل سائیدگی

تصویر عموم براین است که سیمان سیلیکات سایش قابل توجهی دارد در حالی که بعات دارا بودن ذرات سیلیس در صورتی که بروش صحیح تهیه شده باشد دارای مقاومت قابل توجهی در مقابل سائیدگی می‌باشد. همانطور

که قبلاً ذکر شد سایش سطح آن بعلت حل شدن ماتریکس و آزاد شدن ذرات سیلیس است. عدد سختی Knoop سیلیکات ۶۵ تا ۸۰ است.

تفییر رنگ سیلیکات

معمولًا سیلیکات بر نگهای مختلف در دسترس دندانپزشکان قرار می‌گیرد که بتوان رنگی مناسب با دندان مورد نظر انتخاب کرد. سیلیکات شفافیتی مشابه مینا دارد. بعداز چند روز رنگ پرکردگی سیلیکات مختصراً تیره می‌شود. در حین اختلاط و قراردادن سیمان در حفره باید دقت نمود که آلوهه نگردد. آلوهه slab، اسپاتول و یادست‌ها سبب بد رنگی سیلیکات می‌شود. تماس با خونریزی یا براق می‌تراند علاوه بر تضعیف سبب تغییر رنگ آن نیز گردد. پرکردگی‌های سیلیکات در دهان بعلت تماس نامواد رنگی و داروهای مختلف نیز تغییر رنگ پیدا می‌کنند. در اثر انحلال و سایش در لبه‌های پرکردگی خط سیاه رنگی که نماینده رسوب سولفورهای براق می‌باشد دیده می‌شود. همچنین بتدریج پرکردگی شفافیت خود را از دست داده و کدر می‌گردد.

تغییرات حجمی

سیلیکات در حین سخت شدن انقباض پیدا می‌کند و با وجود اینکه مقدار آن جزوی می‌باشد ولی بعلت ایجاد درز بین لبه‌های پرکردگی و حفره^۵ leakage افزایش یافته سبب تغییر رنگ و عود پوسیدگی می‌گردد. مجاورت با آب باعث تورم سطحی سیلیکات می‌شود ولی از این انساط نمی‌توان به منظور جبران انقباض در حال سخت شدن استفاده کرد، زیرا همانطور که قبلاً ذکر گردید وجود رطوبت باعث افزایش قابلیت انحلال سیلیکات می‌شود. بعداز سخت شدن سیلیکات اگر پرکردگی در مجاورت هوا قرار گیرد

در اثر کیفیت syneresis مجدداً مقداری انقباض پیدا می‌کند. این انقباض رگشت پذیر نیست با این معنی که با جذب آب حجم اولیه را پیدا نمی‌کند و بعلاوه شفافیت آن نیز کم می‌شود. با این جهت بایستی سطح سیلیکات را للاهالله بعد از سخت شدن باورنی‌های محافظ پوشاند. همین‌طور توصیه می‌شود که از خشک شدن پرکردگی‌های سیلیکات اجتناب کرد.

ضریب انبساط حرارتی سیلیکات $10 \times 7/6$ برای هر درجه سانتی گراد می‌باشد و این مقدار مشابه ضریب انبساط حرارتی دندان $11/4 \times 1$ است. بطوريکه تغییرات حرارتی شدید و سریع نیز در بهم زدن ثبات حجم سیلیکات مؤثر نیست.

اثر ضدپوسیدگی

سیلیکات‌ها بعلت قابلیت انحلال و انقباض دارای *microleakage* قابل توجهی هستند. با وجود این مقاومت دندانی که با این سیمان پرشده است در مقابل پوسیدگی بسیار زیاد است و میزان عود پوسیدگی با این ماده سه درصد گزارش شده است (این کیفیت در آمالگام ۱۲ درصد است). بنظر می‌رسد که این خاصیت مربوط بخواص ضد میکروبی اسید موجود در سیلیکات باشد در حالی که فقط دریکی دو روز اول و درنتیجه وجود اسید آزاد در سیلیکات می‌توان این حالت را توجیه کرد. ولی محققان اثربود پوسیدگی سیمان مربوط بوجود فلوراید موجود در آن است. سیمان‌های سیلیکات بطور معمول دارای ۱۰ تا ۱۵ درصد فلوراید می‌باشند و این فلوراید در موقع قرارگرفتن در حفره می‌تواند بعات تماس با مینا همان‌طور که در کاربرد موضعی محلول‌های فاواراید عمل می‌شود باعث افزایش مقاومت سطح مینا در مقابل پوسیدگی گردد. این کیفیت در دوهفته اول قابل توجه می‌باشد و نیز بتدریج که سیمان در براز حل می‌گردد این وضع

بطور مداوم ادامه پیدا می کند.

افزودن فاوراید به بعضی مواد مشابه مثل zinc phosphate نمی تواند اثر ضد پوسیدگی داشته باشد و علت آن هنوز روش نیست.^{۱۷}

اثر بر روی پالپ

PH سیمان در زمانی که دردهان قرار می گیرد بین ۲ تا ۳ می باشد و حتی بعداز یک ساعت در حدود ۴ است و هیچگاه از ۵ بیشتر نمی شود. سیمان بدین جهت محرك است. این اسیدیته می تواند از ضخامت یک میلی متری عاج عبور کند لذا باید پالپ رادر مقابل آن محافظت نمود. کفبندی با کلسیم هایدرو اکساید و یا اوژنل اکسید دوزنگ می تواند این حفاظت را تأمین نماید و بر خلاف آنچه مورد قبول می باشد ثابت شده که هیچیک از این دو مواد نمی تواند اثری در تغییر رنگ سیلیکات ها داشته باشد. استفاده از ورنی در زیر پر کردگی های سیلیکات چندان ارزشی ندارد زیرا نمی تواند از نفوذ اسیدیته آن به پالپ جلو گیری نماید و در صورتی که مورد استفاده قرار گیرد باید اضافی آنرا از روی لبه مینائی حفره بدقت پاک نمود تا از اثر فاوراید سیمان بر روی مینا جلو گیری ننماید.

رزین های ترمیمه

مواد رزینی با وجود خواص فیزیکی ضعیف و نامناسب بعات دارا بودن رنگ مناسب و همچنین سهولت کاربرد، بمقدار زیاد در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می گیرد.

اخيراً بعلت تحولاتی که در ترکیب رزین ها ایجاد شده خواص فیزیکی آنها نیز بهبود یافته است. البته تاکنون از طرف مقامات ذیصلاح مشخصاتی برای رزین های پرکننده اعلان نگردیده و بدین جهت معمولاً دندانپزشکان در انتخاب نوع مناسب سرگردان می مانند. تنها راه حل این مشکل مطالعه

و بررسی تحقیقاتی است که در مورد رزین‌های موجود انجام گرفته است. بطور کلی رزین‌های ترمیمی از نظر ساختمان بدوسیستم تقسیم می‌شوند. رزین‌های متشابه رزین‌های مورداستفاده در پروتزهای متیحرک است و دیگر سیستم epoxide که معمولاً در ساختمان کامپوزیت‌ها بکار می‌رود و بطور جداگانه مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

رزین‌های پلی‌متیل‌متاکریلات ترمیمه‌ی

این رزین‌ها بصورت پودر پلیمر و مایع (مونومر) عرضه می‌گردد. ذرات پلیمر بسیار ریز بوده و سریعتر از رزین‌های آکریلیک که برای ساختن پروتزهای دندانی مورداستفاده قرار می‌گیرد سخت می‌شود. ماده فعال کننده پلیمریزاسیون در این رزین‌ها di-methyl - p- toluidine باشد که در مونومر وجود دارد. در حالیکه آغاز کننده عمل پلیمریزاسیون benzoyl - peroxide آنست که به پودر اضافه می‌گردد. این نوع آغاز کننده بعلت ایجاد تغییر رنگ رزین در مقابل نور کمتر مورد استفاده قرار می‌گیرد. اخیراً با اضافه کردن عوامل جذب کننده اشعه ماوراء بنفش ثبات رنگ این رزین‌ها افزایش یافته است.

رزین‌هایی که دارای فعال کننده اسید سولفونیک هستند در ابتدا از سه قسمت تشکیل یافته بود، مونومر پلیمر و فعال کننده که همان اسید سولفونیک است. این اسید بصورت خمیر در حین اختلاط با مونومر مخلوط می‌شود. در حال حاضر این نوع رزین‌ها بصورت پودر و مایع عرضه می‌گردند. فعال کننده واکنش یعنی P-toluene sulfinic acid در پودر موجود می‌باشد. این رزین‌ها دارای ثبات رنگ قابل توجه هستند.^{۱۸}

خواص فیزیکی و همکانیکی^{۱۹}

رزین‌های آکریلیک از ضعیفترین و نرم‌ترین مواد پرکننده موجود

می باشند . آنها از سایر مواد پرکننده کمتر بوده و compressive strength می باشد . ۳۰۰ کیلو گرم بر سانتی متر مربع می باشد . علاوه بر این بعلت دارا بودن الاستیسیته بیش از حد در تحت فشارهای واردہ تغییر شکل پیدا می کنند . بدین جهت این مواد را باید در تقاطعی که تحت فشار قرار می گیرند بکار برد . سختی (K.H.N) رزین های تمیمی در حدود ۱۸ می باشد و در مقایسه با آمالگام که ۹۰ وسیلیکات که ۷۰ است عدد بسیار کمی است . مهمترین خاصیت رزین ها عدم انحلال آن در باقی مقاومت در مقابل تغییر رنگ می باشد . با وجود این همواره در فاصله بین پر کردنگی و دیواره حفره خط تیره رنگی دیده می شود که علت آن عدم تطابق رزین با دیواره های حفره می باشد . وجود leakage در رزین ها بستگی بدو عامل مهم یکی تغییرات حجمی رزین در اثر عوامل حرارتی و دیگری انقباض آن در حین پلیمریزاسیون دارد . ضریب انبساط حرارتی رزین ها زیاد است بطوریکه در حدود ۷ برابر ضریب انبساط حرارتی دندان می باشد . در اثر تغییرات درجه حرارت با این اختلاف ضریب انبساط حرارتی باعث ایجاد درزی بین پر کردنگی و دندان می کند که محل مناسبی برای تجمع باکتری ها و مواد رنگی می باشد و اغمب دلیل عدم موافقیت رزین ها را همین marginal percolation می داند .

باید متذکر شد که چون رزین در دندان های قدامی مصرف شده و این ناحیه از دهان کمتر در معرض تغییرات حرارتی قرار دارد و ضمناً قابلیت هدایت حرارتی آنها بسیار کم است عملاً این کیفیت از نظر کلینیکی اهمیت چندانی ندارد .

انقباض پلیمریزاسیون رزین ها در حدود ۷ درصد می باشد ولی عواملی وجود دارد که می توان این مقدار را بحداقل کاهش داد 20 . برای مثال استفاده از روش قلم مو برای پر کردن می تواند از ایجاد این انقباض تا حدود زیادی بخصوص در لبه ها جلو گیری کند . چون رزین های پرکننده در مقابل سایش

مقاومتی زیادی ندارند به آن‌ها *filler* های حاوی ذرات شیشه‌ای یا الماس افزوده می‌شود. بنظر می‌آید که این رزین‌ها دارای سائیدگی کمتری هستند. باید بخاطر داشت که این نوع رزین‌ها با کامپوزیت‌ها فرق داشته و مقدار موجود در آن‌ها بسیار کم بوده و سطح آن باما تریکس رزین اتصال پیدا نمی‌کند و بنابراین مقاومت آن در مقابل سائیدگی کم است.

عکس العمل پالپ^{۲۱}

مونومر این مواد محرك بسیار شدیدی برای پالپ می‌باشد. رزین‌های ترمیمی بافعال کننده sulfenic دارای زمان پلیمریزاسیون بسیار کوتاهی بوده و این زمان از ۱۰ دقیقه تجاوز نمی‌کند. پس از انجام پلیمریزاسیون مونومر آزاد در حدود ۱۰ درصد می‌باشد. مونومر آزاد رزین‌های محتوی فعال کننده آمین بعداز ۱۰ دقیقه در حدود ۱۵ درصد می‌باشد و چندین روز طول می‌کشد که بین ۵ تا ۶ درصد برسد. درحالیکه در مرور رزین‌های بافعال کننده sulfenic بعداز یکی دو ساعت باین مقدار می‌رسد.

تحقیقات نشان داده است که اثر رزین‌ها بر روی پالپ مشابه سیلیکات‌ها بوده و باید پالپ را در مقابل این محرك شدید محافظت نمود. همچنین باید بخاطر داشت که وجود leakage از اثر تحریکی مونومر اهمیت بیشتری دارد^{۲۲}. رزین‌های اولیه اغلب منجر به مرگ پالپ می‌گردید و علت عدم آشنائی دندانپزشکان بخواص بیولوژیکی و روش کاربرد صحیح آن‌ها بود در نتیجه leakage و تحریک مونومر دست بدست هم داده سبب مرگ پالپ می‌شد.

خواص ضد پوسیدگی

با وجود اینکه در ابتداء می‌توان رزین را بخوبی با جدار دندان منطبق کرد ولی بتدریج این تطابق ازین می‌رود و عود پوسیدگی آغاز می‌گردد.

رزین هیچگونه اثری در جلوگیری از عود پوسیدگی نداشته و اضافه کردن مواد آنتی بیوتیک یا باکتریسید نیز در این زمینه بی تأثیر است. تنها روش معمول که جدیداً مورد استفاده قرار می گیرد افزودن فلوراید به رزین می باشد، زیرا برخی تحقیقات نشان داده است که مینای مجاور چنین رزینی در مقابل حل شدن در اسید مقاوم تر می گردد. باید بخاطر داشت که در مورد سیلیکات خاصیت ضد پوسیدگی آن بعلت حل شدن سیمان در آب دهان و مجاورت دائمی فاوراید بامینا همیشگی است، در حالی که در مورد رزین هائی که فلوراید با آن اضافه شده است فلوراید تا موقعی برای مینا قابل استفاده است که مونومر آزاد در رزین موجود باشد و چون مونومر آزاد بعداز مدتی وجود نداشته و رزین در آب دهان حل نمی شود اثر فلوراید آن موقتی است.^{۲۳}

روش کاربرد

قبل از آماده نمودن رزین جهت پر کردن دندان باید کف بندی مطمئنی در کف حفره نمود، استفاده از سیمان zinc oxide بعلت اختلالی که در پلیمریز-سیون رزین ایجاد می کند تجویز نمی شود. کلسیم هایدرو اکساید بهترین ماده کف بندی در این گونه موارد می باشد. cavity liner و مواد آسترکننده یاورزیهایی که قبل از کشید در مورد رزینها بکار نمی رود زیرا اغلب آنها در رزین حل می گردند. تنها ماده آسترکننده مورد استفاده انواع primer یا sealant است که معمولاً در بسته بندی کارخانجات موجود می باشد و هدف از کاربرد آنها حفاظت پالپ نبوده بلکه سبب تطابق بهتر ماده پرکننده با دیواره حفره می گردد. باید خاطر داشت که این نوع liner ها از جنس متیل متاکریلات می باشند که برای پالپ و مخاط محرک هستند ولی در حفرات عمیق که پالپ نو سط کف بندی حمایت می شود این نوع liner را می توان بدون خطر مورد

استفاده قرارداد.

در موقع قراردادن رزین در حفره محیط باید کاملاً خشک باشد و برای تأمین این منظور بهترین وسیله استفاده از رابردام است . موادی که دارای فعال کننده sulfenic acid هستند در مجاورت رطوبت پلیمریزه نمی‌شوند . در مورد رزین‌های با فعال کننده amine نیز با وجود پلیمریزاسیون در مجاورت رطوبت وجود بزاق در حفره مانع انتباط کامل آن با جدار دندان می‌گردد .

روش‌های مورد استفاده برای قراردادن رزین در حفره

۱- رزین را با غلظت زیاد مخلوط نموده و در حفره قرار داده با فشار ماتریکس را تازمان سخت شدن روی آن نگاه می‌داریم . در صورتی که خمیر رقیق باشد حباب ایجاد می‌گردد و در نتیجه سطح رزین متداخل می‌شود . اختلاط در داخل گوده چینی انجام می‌گیرد، بدین ترتیب که ابتداء مقدار مختصری مونومر در داخل آن ریخته و آنقدر پودر با آن اضافه می‌شود تا خمیر با غلظت مناسب بدست آمده و تمام مونومر جذب پودر گردد . سپس خمیر را در حفره قرار داده و آن را به کمک ماتریکس تازمان سخت شدن تحت فشار قرار می‌دهیم .

در صورتی که ماتریکس حرکت کند در لبه‌ها انتباط کامل حاصل نمی‌گردد . بکاربردن ماتریکس مانع تبخیر مونومر شده و از ایجاد سطح خشن جلوگیری می‌کند . علاوه بر این ماتریکس در تأمین فرم مناسب و انتباط ماده پر کننده با جدارها نقش مهمی دارد .

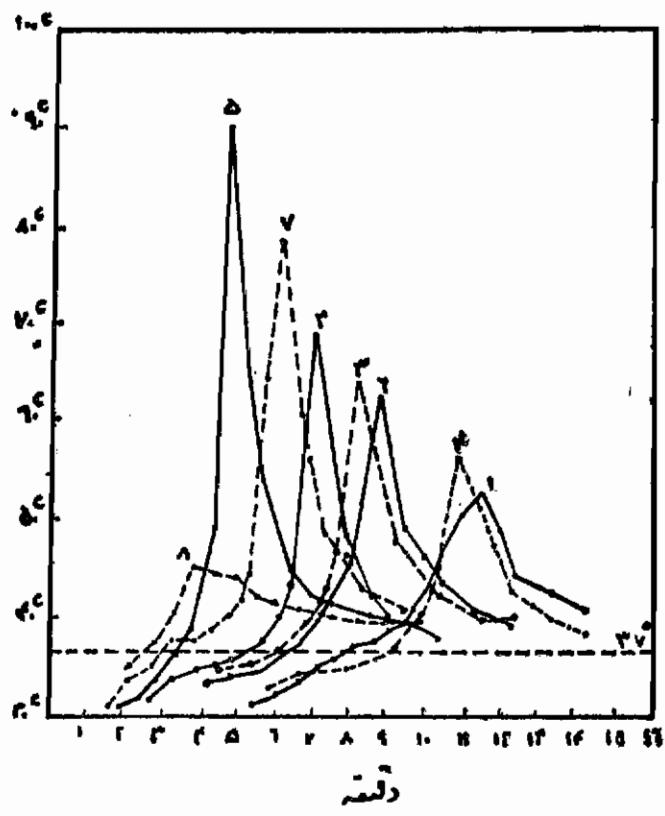
۲- بمنظور جبران انقباض پلیمریزاسیون و تطابق کامل بادیواره‌های حفره می‌توان رزین را با فلوئی زیاد بوسیله قلم مو در لایه‌های متعدد در حفره قرارداد^{۲۴} . این روش بدرو صورت انجام می‌گیرد . در روش اول ابتداء قلم مورا به مونومر آغشته کرده سپس بوسیله آن مقدار کمی پلیمر که

بصورت گلوله مدوری درنوك قلم مو جمع می شود بر می داریم . این قسمت از رزین رادر کف حفره قرار داده و مجدداً قلم مو را در مونومر تمیز کرده و این عمل راتکرار می کنیم تا اینکه حفره کاملاً پر گردد . در حین عمل باید از آلوده شدن پلیمر به مونومر وبالعکس اجتناب شود . در این روش نیز باید سطح پر کردگی را باموم یا کره کاکائو محافظت نمود تا از تبخیر مونومر جلوگیری شود . گاهی مایع محافظت در بسته بندی کارخانه سازنده موجود می باشد .

در روش دوم مونومر پلیمر را با غلط کم مخلوط کرده و سپس به کمک قلم مو رزین را در لایه های متعدد در حفره قرار می دهیم . در روش اخیر بعلت غلظت کم ماده پر کننده و وارد شدن در کلیه undercut های موجود گیر ماده پر کننده بهتر می باشد . علاوه بر این از آنجائی که اغلب اوقات انقباض پلیمریزاسیون در حین قرار دادن در حفره انجام می گیرد انطباق بهتر انجام می پذیرد .

زمان سخت شدن

پلیمریزاسیون رزین با حرارت توازن بوده و مقدار حرارت بستگی به درجه گرمای محیط ، سرعت پلیمریزاسیون و حجم پر کردگی دارد . حداکثر مقدار گرمای مصادف با سخت شدن رزین می باشد و بمجرد یکه رزین شروع بسرد شدن می کند می توان ماتریکس را برداشت و پرداخت اولیه را انجام داد . میزان درجه حرارت و زمان سخت شدن در انسواع رزین متفاوت است (شکل ۳۶) . هر قدر اندازه ذرات پلیمر درشت تر باشد پلیمریزاسیون کند تر انجام شده و میزان حرارت تولید شده کمتر خواهد بود . بطور کلی بعلت حجم کم ماده پر کردگی در اغلب حفره ها حرارت ایجاد شده آسیبی به بال پ نمی رساند .



شکل ۳۶ - ایجاد حرارت در انواع رزینهای پرگشته

در حین پلیمریزاسیون

پرداخت

رزینهای محتوی اسیدسولفینیک رامیتوان در همان جلسه پرداخت نمود ولی پرداخت انواع دیگر که پلیمریزاسیون آنها بکندی انجام می‌پذیرد باستی تا ۲۴ ساعت بتعویق انداده. در حین پرداخت باید توجه داشت که حرارت زیاد تولید نشده و لبه‌های پرکردگی جدا نشود. بمنظور جلوگیری از تغییر رنگ باستی وسائل پرداخت تمیز بوده و حتی المقدور از لاستیک‌های سفید رنگ استفاده شود.

کامپوزیت‌ها

با بررسی آنچه در مورد خواص رزین‌های آکریلیک گفته شد می‌توان نتیجه گرفت که این مواد بعلت پائین بودن درجه سختی و استحکام، بالا بودن ضریب انبساط حرارتی و عدم چسبندگی به دیواره‌های حفره ماده مناسبی برای پرکردن دندان‌ها محسوب نمی‌شوند.

در ده‌سال اخیر بمنظور بهبود خواص فیزیکی رزین‌های آکریلیک تحقیقات زیادی انجام گردیده است. یکی از راه‌های تأمین خواص فیزیکی مناسب افزودن *filler*‌های بی‌اثربه‌این رزین‌ها می‌باشد که ضریب انبساط حرارتی را کاهش می‌دهد، چنین موادی را در اصطلاح کامپوزیت می‌نامند. *filler*‌های مورد استفاده از الیاف شیشه، اکسید آلومینیوم، کوارتز سیلیکات آلومینیوم و یا پودر ترم چینی تشکیل یافته‌است. با وجود اینکه افزودن چنین موادی بعضی از خواص رزین‌ها مانند مقاومت در مقابل سائیدگی را افزایش می‌دهد ولی عملاباعث کاهش *impact strength* شده و از نظر ظاهر و زیبائی نیز اینده‌آل نمی‌باشد.

تأمین خواص ذکر شده در صورتی امکان پذیر می‌باشد که مواد *filler* به ماتریکس رزینی اتصال حقیقی پیدا کند، بدین منظور سطح ذرات *filler* و اباماده‌ای بنام vinyl-silane می‌پوشانند که این اتصال را مکان پذیرسازد. مقدار *filler* موجود در کامپوزیت‌ها در حدود ۶۰ تا ۸۶ درصد و اندازه ذرات از یک تا ۱۵۰ میکرون متغیر است.

آخر رزین‌ها دیگری غیر از آکریلیک‌های درساختمان کامپوزیت‌ها بکار رفته است که برای مثال می‌توان سیانو اکریلات، پلی استیرن، پلی آمید و یا پلی کربنات را نام برد. مهمترین پیشرفتی که در ساختمان کامپوزیت‌ها پدیدار شده است استفاده از رزین epoxy می‌باشد، در این گونه ترکیبات

ماتریکس رزینی شامل ۸۰ درصد bisphenol-A ether و ۲۰ درصد مونومر رزین می‌باشد. سیلیکارا در این گونه کامپوزیت‌ها تامیزان ۸۷ درصد بالابردده‌اند. فعال کننده و آغاز کننده عمل پلیمریزاسیون مشابه رزین‌های عادی می‌باشد.

اشکال مختلف گامپوزیت

کامپوزیت‌های بحسب نحوه عرضه و روش کاربرد اغلب بیکی از اشکال زیر دیده می‌شوند.^{۲۵}

۱- فرم خمیر و کاتالیست مایع

در این حالت خمیر معمولاً از رزین اپوکسی و اکریلیک (BiS GMA) می‌باشد که با ن چینی که با vinylsilane پوشانده است اضافه گردیده است. کاتالیست بصورت پراکسید آمین مایع می‌باشد.

۲- بصورت دو خمیر

در این فرم هردو خمیر محتوی رزین BiS - GMA و یا انواع مشابه آن می‌باشند که کوارتز و یا سیلیکا بعنوان filler با آن افزوده گردیده است. یک خمیر محتوی آغاز کننده و دیگری دارای کاتالیست می‌باشد که معمولاً به نسبت مساوی مخلوط می‌گردد.

۳- بصورت پودر و مایع

در این نوع کامپوزیت‌ها پودر حاوی کاتالیست و filler است در حالی که مایع محتوی آغاز کننده BiS - GMA می‌باشد.^①

* — Blendant

◎ — Concise, Adaptic

○ — Shofu, Restodent, Posite

۴- فرم یک کپسولی

در این نوع کپسول شامل دو قسمت می‌باشد در یک قسمت رزین مایع (BiS GMA) بهمراه آغازکننده و در قسمت دیگر filler و کاتالیست قرار گرفته‌اند. درین این دو قسمت غشاء نازکی وجود دارد که در موقع مصرف با حذف آن اختلاط محتويات دو قسمت بایکدیگر خمیر مناسب بدست می‌آید *

۵- نوع دوکپسول و یک مایع

یکی از کپسولها محتوی پلیمر متیل متاکریلات، آغازکننده و filler می‌باشد. کپسول دوم شامل کاتالیست و مقدار مختصری filler بوده و مایع آن مونومر متیل متاکریلات می‌باشد.

معمولاً برای اختلاط محتويات کپسول دوم را همراه با مونومر بکپسول اول افزوده و بوسیله آمالگاماتور آنرا مخواط می‌کنند ⊙.

۶- بصورت یک خمیر

در این نوع کامپوزیت کاتالیست به صفحاتی که خمیر بر روی آن تهیه می‌شود آغازته گردیده بنابراین با قرار دادن خمیر بر روی آن و مالش با سطح صفحه عملای خمیر آماده مصرف می‌گردد ⊖.

۷- خواص فیزیکی و مکانیکی کامپوزیتها

این خواص در انواع کامپوزیتها تجاری متفاوت می‌باشند بطوریکه بعضی از آنها * زود سخت شده و دارای سختی و compressive strength

* —Concise, cap - c - rynge

⊖ —T. D. 71

⊖ —Comptodent

زیادی هستند . بطور کلی استحکام کامپوزیت‌ها ۲۰۰ درصد رزین‌های آکریلیک tensile strength آن ۲۵ درصد بیشتر از آن‌ها می‌باشد . سختی مقاومت در مقابل سائیدگی کامپوزیت‌ها بمراتب بیشتر از رزین‌های آکریلیک می‌باشد . بطور کلی مزایای کامپوزیت‌ها در مقایسه با رزین‌های آکریلیک بقرار زیراست :

- ۱- استحکام و مقاومت بیشتر
- ۲- سختی و مقاومت در مقابل سائیدگی
- ۳- انقباض پلیمریزاسیون کمتر
- ۴- ضریب انبساط حرارتی پائین‌تر
- ۵- سهولت کاربرد

عیب کامپوزیت‌ها تغییررنگ و خشنونت سطحی آن بخصوص در لبه‌های پرکردگی می‌باشد و با وجود خواص ممتازی که ذکر شد قابل مقایسه با فلزات نمی‌باشد و بدین جهت استفاده از آن به دندانهای قدامی محدود می‌گردد و هنوز کاربرد آن‌ها در مرور دندانهای خلفی توصیه نمی‌شود . بعلت دارابودن سختی و tensile strength بیشتر ، کامپوزیت‌ها برای ترمیم حفرات کلاس (۴) مناسب‌تر از رزین‌ها می‌باشند .

MICROLEAKAGE در کامپوزیت‌ها

بعلت پائین بودن درجه انقباض پلیمریزاسیون و ضریب انبساط حرارتی کامپوزیت‌ها عمل leakage پرکردگی با این مواد کم می‌باشد ولی از طرف دیگر چون کامپوزیت‌ها هیچگونه چسبندگی به دندان ندارند درنتیجه بهر حال دارای microleakage هستند .

خواص بیو اوژیک

از آنجاییکه این خواص در کلیه رزین‌ها مشابه می‌باشد بنابراین در مورد کامپوزیت‌ها باید پالپ رادر مقابل آن‌ها بدقت محافظت نمود.^{۲۷} برای حفاظت پالپ بهترین ماده کلسیم هایدرو اکساید می‌باشد. استفاده از بعلت ایجاد وقه در عمل پلیمریزاسیون تو صیه zinc oxide eugenol نمی‌شود.

روش کاربرد

حفره تهیه شده باید کاملاً خشک و تمیز باشد و از آنجائیکه روش کاربرد کامپوزیت‌ها در انواع ذکر شده متفاوت می‌باشد دستورات کارخانجات سازنده را باید بدقت اجرانمود. این مواد بعلت دارا بودن filler سخت وغیر قابل پرداخت هستند.^{۲۸} سطح صاف وبراق را می‌توان فقط بوسیله ماتریکس وتحت فشار کافی بدست آورد. پرداشتن اضافی‌های کمپوزیتها معمولاً با سائل الماسی و پرداخت وصیقل زدن آنها با سنگ‌های سفید انجام می‌شود.

مواد مورد استفاده در روش ACID ETCHING

هیچ‌کدام از مواد پرکننده موجود در دندانپزشکی قابلیت تطابق و چسبندگی کامل با جدار حفره راندارند، در حالیکه این اصل یکی از خواص ایده‌آل مواد پرکننده بشمار می‌آید.

در سال ۱۹۵۵ برای اولین بار روش acid etching به دندانپزشکان معرفی شد. در این روش سطح مینا رادر تماس با اسید فسفریک ۴۰-۵۰ درصد قرار داده و با ایجاد خلل و فرج و تأمین گیرمکانیکی اتصال رزین را به سطح دندان ممکن می‌سازند.^{۲۹}

امروزه کامپوزیت‌های بیازار عرضه شده است که بعات داشتن flow قابل ملاحظه‌ای با این روش مورد استفاده قرار می‌گیرند و در undercut های ریز و پیشماری که در سطح مینا بعلت اثر اسید ایجاد شده نفوذ می‌کنند.

این مواد باشکال زیر عرضه می‌شوند :

۱- متشکل از یک sealant و یک خمیر

در این فرم sealant معمولاً از یک نوع رزین با flow تشکیل یافته و خمیر آن کامپوزیت BiS-GMA می‌باشد. آغازکننده پلیمریزاسیون benzoin بوده و اشعه ماوراء بنفش نیز methyl ether بعنوان فعالکننده بکار می‌رود. زمان پلیمریزاسیون کوتاه بوده و در حدود یک دقیقه می‌باشد*.

از انواع مشابه این فرم موادی هستند که پلیمریزاسیون آنها مانند رزین‌های پرکننده بوده و برای سختشدن احتیاج به اشعه ماوراء بنفش ندارند. روش کاربیدین ترتیب است که ابتدا سطح مینا بوسیله اسید فسفریک sealant شده و پس از شستن و خشک کردن etch ۳٪ بعده ۰.۶ ثانیه از دارای flow زیاد می‌باشد بر روی آن قرار می‌گیرد. این لایه از یکطرف به مینا و از طرف دیگر به خمیر اصلی چسبیده و یکی می‌شوند**. ۲- این نوع مواد بعات داران بودن flow نسبتاً زیاد بدون بکار بردن

موارد استفاده قرار می‌گیرند. این مواد ممکن است بصورت دو خمیر sealant و یا از یک پودر و یک مایع تشکیل شوند. ماده اصلی رزین اپوکسی و filler آن برای تأمین flow بیشتر بسیار نرم بوده و بصورت رشته‌های باریک عرضه می‌شود. در بسته بندی این مواد اسید فسفریک ۵٪ درصد بصورت ژل قرمز رنگ وجود دارد. رنگ و قوام ژل کاربرد اسیدرا آسانتر می‌کند و به براحتی می‌توان از آن دگر سطوحی که مورد نظر نمی‌باشد جاگیری نمود⑥.

*— Nuvaseal, Nuvalfil

◎— Concise, Adaptic

⑥— Enamelite, Restodent

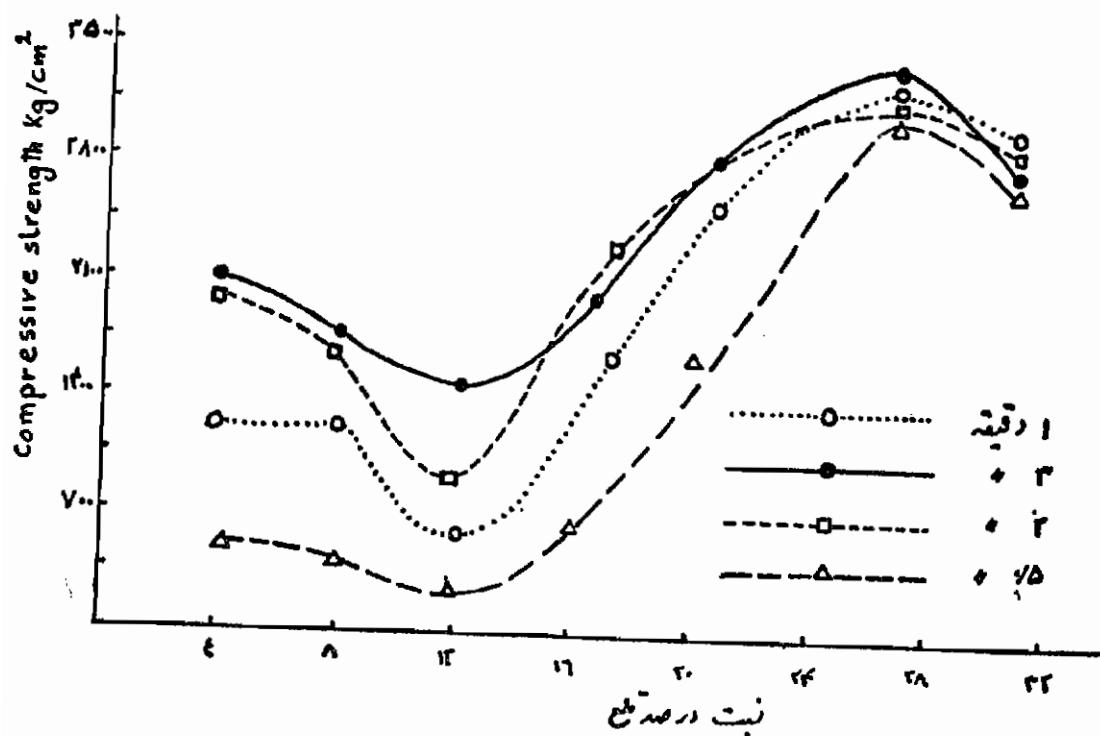
آمالگام

آمالگام یکی از قدیمی‌ترین موادی است که برای ترمیم دندان‌ها از اوایل قرن نوزدهم مورد استفاده قرار می‌گرفته است. هیچیک از مواد موجود در دندانپزشکی باندازه آمالگام مورد توجه محققین و دانشمندان این رشته نبوده است. در دهه سال اخیر تحولات بزرگی در زمینه بهبود بخشیدن خواص آمالگام انجام گرفته و آلیاژ‌های جدید با خواص برتر عرضه شده است.

مواد متشكله ۳۰

آمالگام از اختلاط آلیاژ با جیوه بوجود می‌آید. آلیاژ آمالگام از فلزات نقره، قلع، مس و مقدار مختصری فلزات گران قیمت مانند پلاتین طلا و یا پالادیوم تشکیل شده است. مهمترین فلزات موجود در آلیاژ آمالگام نقره و قلع می‌باشد. مقدار قلع در حدود ۲۵ تا ۲۷ درصد و مقدار نقره ۷۰ تا ۷۳ درصد است و این دو فلز بصورت Ag_3Sn در آلیاژ موجود می‌باشد. این نسبت اختلاط دو فلز را فاز گاما می‌گویند که تشکیل intermetallic می‌دهد. آلیاژ حاصل در اثر اختلاط با جیوه مقاوم‌ترین نوع آمالگام compound را ایجاد می‌کند و بدین جهت آلیاژ آمالگام‌های جدید از این فاز تشکیل شده است. هر قدر میزان نقره بیشتر باشد آمالگام سریع‌تر سخت شده و استحکام بیشتری داشته و بعلاوه در حین سخت شدن انبساط زیادی پیدا می‌کند و بالعکس در صورتیکه مقدار قلع بیش از حد باشد زمان سخت شدن طولانی، استحکام کاهش یافته و انتقاض مختصری دیده می‌شود (شکل ۳۷).

مقدار مس موجود در آلیاژ ۲ تا ۳ درصد می‌باشد که باعث سختی و استحکام بیشتر آمالگام می‌گردد و مختصری انبساط را فراش می‌دهد.



شکل ۳۷- استحکام آمالگامهای مختلف تهیه شده از فازهای متفاوت آلیاز

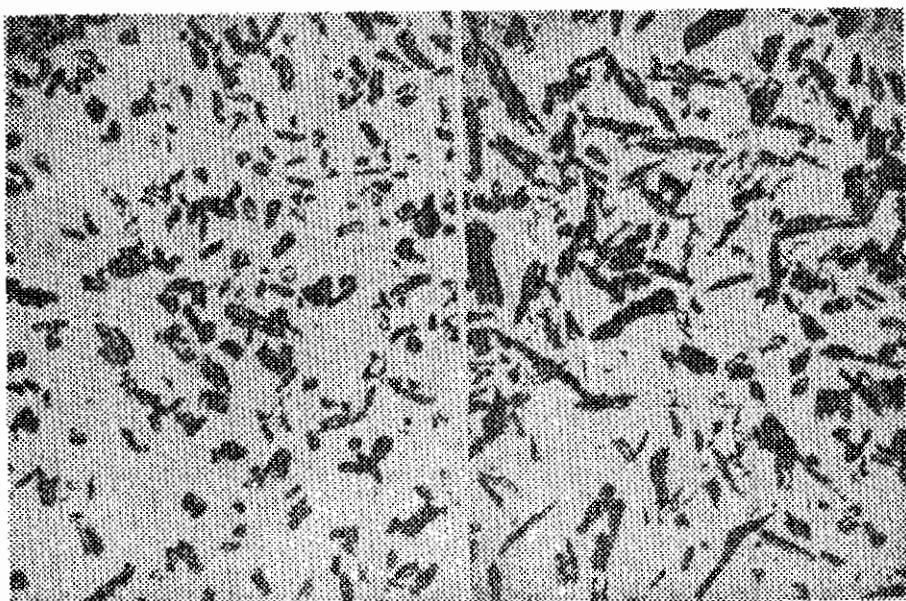
که با زمانهای مختلف نیز مخلوط شده‌اند.

افزودن روی برای جلوگیری از سیاهشدن آمالگام در اثر اکسیداسیون می‌باشد و مقدار آن بسیار جزئی است. اثر فلزات گران قیمت دیگر که به مقدار فوق العاده جزئی اضافه می‌شوند چندان روش نیست و بنظر می‌رسد که تأثیری بر روی خواص فیزیکی و مکانیکی آمالگام ندارند. بمنظور تسريع در عمل مقمه شدن بعضی از آلیازها نیز محتوی ۳ درصد جیوه هستند. در حال حاضر بیش از ۵۰ نوع آلیاز در بازار موجود است که با مشخصات و استاندارهای بین‌المللی هماهنگ می‌باشند. آلیاز آمالگام را بشرط اینکه دور از حرارت نگهداری شود می‌توان بمدت طولانی بدون تغییر در خواص

آن نگهداری کرد.

اندازه ذرات پودر آلیاژ

تنها تفاوتی که بین آمالگام‌های موجود در بازار وجود دارد اندازه و شکل ذرات آن می‌باشد. ذرات پودر ممکن است بشکل براده و یا ذرات با شکل کروی و بسیار ریز باشد (شکل ۳۸). خواص فیزیکی آمالگام‌های



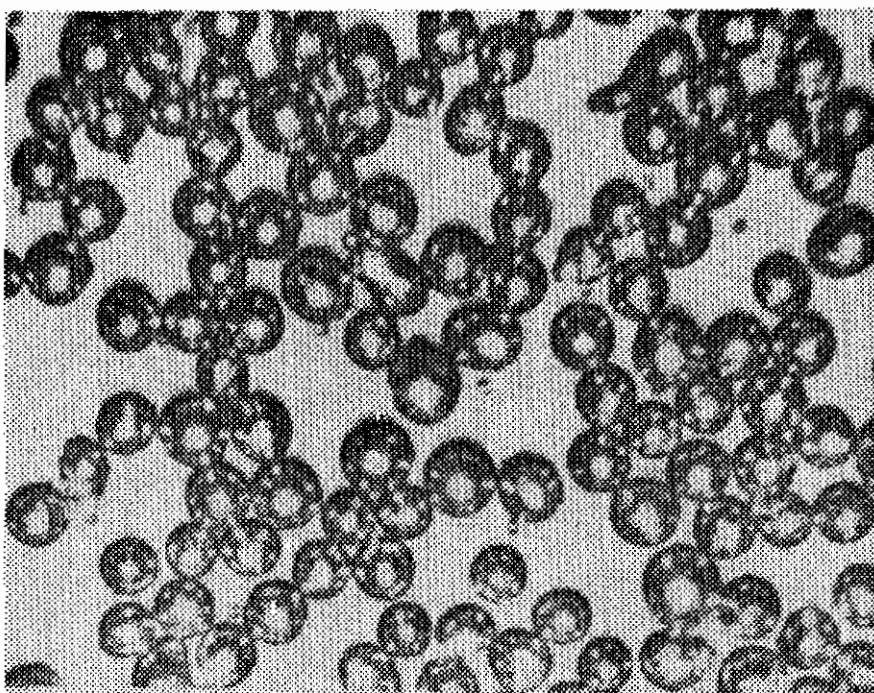
شکل ۳۸- ذرات آلیاژ ریز و درشت

نهیه شده از آلیاژ‌هایی که دارای ابعاد و اشکال متفاوتی می‌باشد تقریباً مشابه است. اخیراً آلیاژ‌های با ذرات بسیار ریز (fine grain) مورد توجه بیشتری قرار گرفته است زیرا بنظر می‌رسد که زمان سخت‌شدن این نوع آلیاژ‌ها کوتاه‌تر بوده و دارای استحکام اولیه بیشتری نیز هستند. بعلاوه آمالگام تهیه شده از این نوع آلیاژ‌ها با دیواره‌های حفره انطباق بهتر

داشته و پرداخت آن آسانتر و سطح صافتری نیز ایجاد می‌کند^{۳۱}.

آلیاژ با ذرات گروی

امروزه آلیاژهای جدیدی که دارای ذرات گروی بابعاد مختلف می‌باشند بدندهانپزشکی عرضه شده‌است (شکل ۳۹). که برای تهیه آن



شکل ۳۹- ذرات آلیاژ گروی

آلیاژ مذاب را در خسلاه با فشار رها می‌کنند. بطوریکه پس از سردشدن بصورت گویچه‌های بسیار ریزی درمی‌ایند. این نوع آلیاژ آسانتر با جیوه مخلوط شده و بعلت دارابودن فلوئی بیشتر در موقع تراکم احتیاج بفشار زیاد ندارد. سطح پرکردگی کاملاً صاف و یکنواخت می‌باشد.

جیوه

تنها خصوصیت جیوه مورد مصرف برای تهیه آمالگام درجه خلوص آن می‌باشد. وجود آلودگی موادی مانند ارسینگ و سرب می‌تواند منجر به مرگ چالپ گردد. علاوه بر این ناخالصی جیوه خواص فیزیکی آمالگام را تغییر می‌دهد. جیوه مورد استفاده در دندانپزشکی باید با مشخصاتی که از طرف مراجع ذیصلاح مانند جامعه دندانپزشکی آمریکا پیشنهاد گردیده است منطبق باشد.^{۳۲}

واکنش ساختشدن

درائسر اختلاط پودر وجیوه سطح خارجی ذرات آلیاژ تحت تأثیر جیوه قرار گرفته و بتدریج جیوه در عمق ذرات نفوذ می‌نماید و آلیاژ در جیوه حل می‌گردد و نقر و قلع با جیوه ترکیب و تشکیل دوفاز جدید بنام Ag_2Hg و Ag_2Sn می‌کند. فاز Ag_2Hg در ابتدا کریستالیزه شده و سپس فاز Ag_2Sn به فرمول $\text{Ag}_2\text{Sn}_7\text{Hg}_8$ با سرعت زیادی کریستالیزاسیون را دنبال می‌کند. این دوفاز پس از کریستالیزاسیون سطح ذرات آلیاژ را پوشانده و از نفوذ پیشتر جیوه به فاز Ag_2Hg و Ag_2Sn جلوگیری می‌کند. بنابراین هیچگاه بطور کامل در عمق ذرات آلیاژ نفوذ نمی‌کند. میزان فاز Ag_2Hg بستگی به مقدار جیوه موجود در مخلوط دارد.^{۳۳}

خواص فیزیکی و مکانیکی آمالگام

استحکام - از آنجائی که آمالگام برای ترمیم حفراتی که در تحت فشارهای مضغی زیادی هستند بکار می‌رود بایستی دارای compressive strength متناسبی باشد. بطوریکه مقدار آن در حدود ۲۸۰۰ کیلوگرم بر سانتی‌متر مربع است. Ag_2Hg استحکام آنست که بهمین جهت پرکردگی آمالگام در لبه‌های نازک مقاومت کافی ندارد. نکته

حائز اهمیت آن است که آمالگام دارای استحکام کافی در ساعت اول بعداز پرکردن باشد. استحکام آمالگام ۲۰ دقیقه پس از قراردادن در حفره ۶ درصد استحکام نهائی آن می‌باشد باین جهت در ساعت اول احتمال شکستن آمالگام بسیار زیاد بوده و حداقل هشت ساعت طول می‌کشد که آمالگام ۷۰٪ ۹۰ درصد استحکام اصلی را بدست آورد. بنابراین بایستی توصیه شود که از اعمال فشار بر روی پرکردگی آمالگام در ساعت اولیه اجتناب گردد. اندازه ذرات آمالگام در تأمین استحکام اولیه آن تأثیر دارد باین ترتیب که هر قدر اندازه ذرات کوچکتر باشد استحکام اولیه بیشتر می‌گردد.

بادرنظر گرفتن نکات فوق بهتر است حفراتی که برای پرکردن با آمالگام تهیه می‌شوند بتوانند حجم کافی از آن را در خود جای دهد و همچنین از ایجاد لبه‌های نازک آمالگام باید اجتناب ورزید.

FLOW

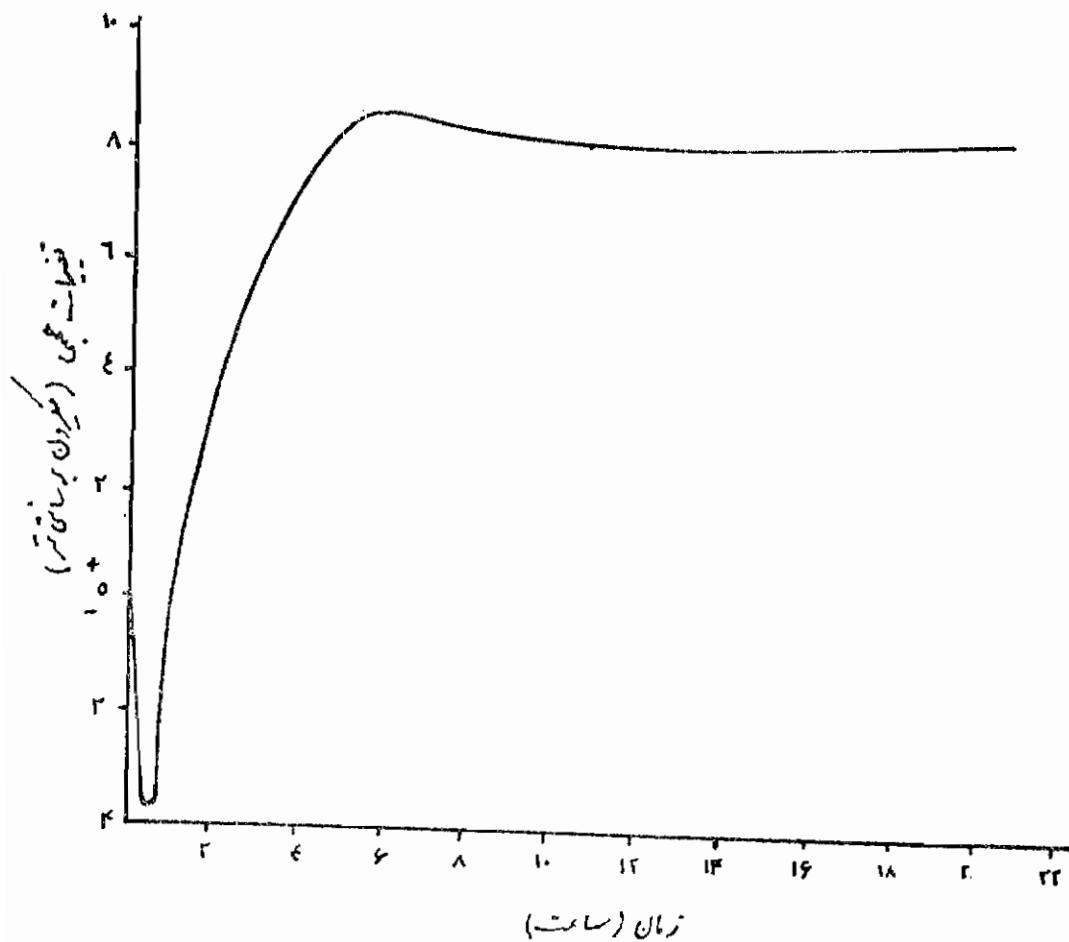
آمالگام در تحت فشارهای زیاد پخش شده و تغییر فرم می‌دهد. این گیفیت در ساعت اولیه بعداز سخت شدن بیشتر می‌باشد. از آنجائی که آمالگام مانند آلیاژهای طلا بسهولت strain hardening پیدا نمی‌کند این گیفیت flow تامدتها ادامه دارد ولی بنظر نمی‌آید که اهمیت کلینیکی قابل توجهی داشته باشد. هر قدر مقدار جیوه موجود در آمالگام بیشتر و درجه تراکم کمتر باشد flow افزایش می‌یابد.

flow زیاد سبب بیرون زدگی پرکردگی آمالگام از حفره و ایجاد لبه‌های اضافی و تغییر فرم آن می‌گردد. برطبق مشخصات جامعه دندانپزشکی آمریکا آمالگام نبایستی بیش از ۴ درصد باشد.

تغییرات حجمی

تغییرات حجمی آمالگام مربوط به تغییرات محتالو گر افیله آن در حین

سخت شدن می باشد. همانطور که در شکل ۴۰ دیده می شود پس از

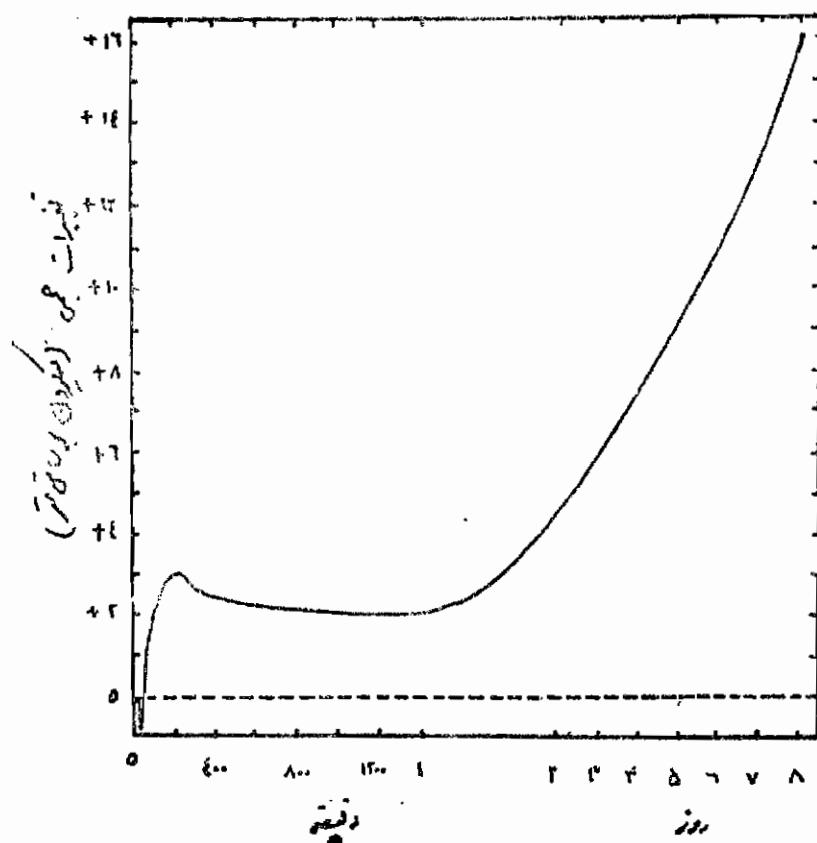


شکل ۴۰- تغییرات حجمی آمالگام تا ۲۴ ساعت بعداز تراکم

تراکم بعلت انحلال آلیاژ در جیوه آمالگام در حدود چند میکرون انقباض می یابد. در مرحله بعد که فازهای ۱٪ و ۲٪ تشکیل می گردد بعلت ایجاد کریستالها و رشد dendrites انساط ایجاد می گردد. این کیفیت تا چند ساعت ادامه داشته و سپس حجم آمالگام ثابت باقی می ماند. اختلاط و طرز تاریز آمالگام از عوامل مهمی هستند که در افزایش تغییرات حجمی ذکر شده مؤثر می باشند.

انبساط دیررس آمالگام

تفییرات حجمی که ذکر شد معمولاً تا ۲۴ ساعت ادامه می‌یابد و پس از این مدت آنقدر ناچیز است که قابل چشم پوشی می‌باشد. در صورتی که آمالگام در هین کاربرد بر طوبت آغشته شود برابر شکل ۱۴ انبساط فوق-



شکل ۱۴- متحنی انبساط دیررس آمالگام

العاده زیادی در حدود ۰.۰۴ میکرون در سانتی‌متر ویا ۴٪ درصد پیدا می‌کند. این انبساط ۳ تا ۵ روز بعد از پرکردن آغاز شده و ماهها ادامه می‌یابد. علت ایجاد آن مربوط به *corrosion* محتوی در آمالگام در

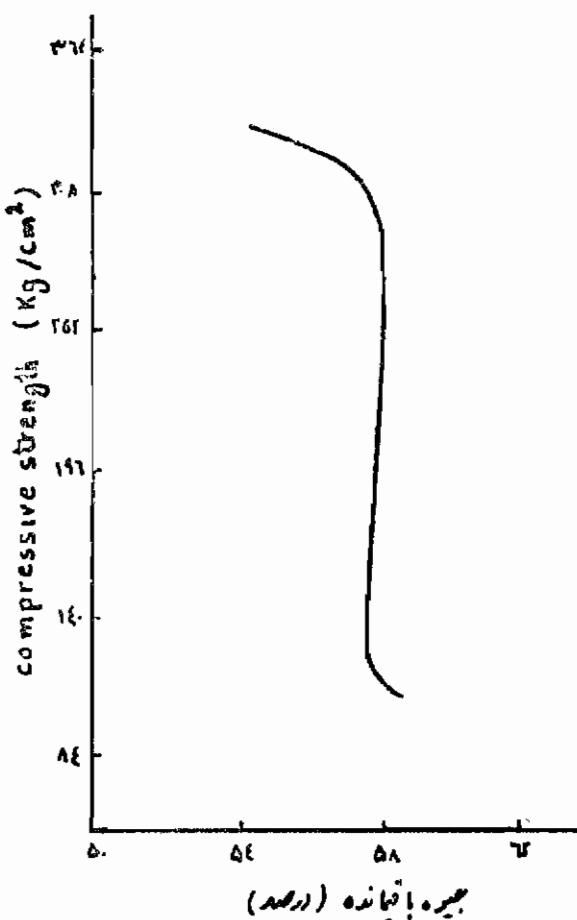
حضور رطوبت و آزادشدن هیدروژن می باشد^{۳۴}. هیدروژن های آزادشده در ضخامت آمالگام ایجاد فشار کرده و در نتیجه آن را از حفره بیرون می راند. باید بخاطر داشت که تماس رطوبت بزاق با سطح آمالگام پس از تراکم اثری در ایجاد تغییرات حجمی آن ندارد. در آمالگام های فاقد روی چنین ابساطی ایجاد نمی گردد.

روش گاربرد آمالگام

نسبت جیوه وآلیاژ

مقدار جیوه در آمالگام در خواص فیزیکی و مکانیکی آن اثرات مهمی دارد. مقدار جیوه موجود در آمالگام باید بحدی باشد که بتواند تمام ذرات پودر آلیاژ را فراگرفته و مرطوب کند در غیر این صورت آمالگام حاصل دارای سطحی ناهموار و خشن بوده و قسمت های مختلف آن بصورت یکپارچه در نمی آید. با وجود این اگر مقدار جیوه بیش از حد لزوم باشد بعلت ایجاد مقدار بیشتری از فاز $[z]$ و 2γ ابساط قابل ملاحظه ای تولید شده و سبب بیرون زدن آمالگام از لبه های حفره می گردد. علاوه زیادی مقدار جیوه اثر قابل ملاحظه ای در کاهش استحکام آن دارد (شکل ۴۲). همانطور که در دیاگرام دیده می شود حد اکثر استحکام آمالگام با مقدار ۵٪ تا ۵۳ درصد جیوه تأمین می گردد. در صورتیکه مقدار جیوه از این حد بیشتر شود از استحکام بنحو قابل توجهی کاسته خواهد شد بطوریکه با میزان ۵۹ درصد جیوه compressive strength حاصل در حدود ۵۰ درصد کاهش می یابد. علاوه بر آن از transverse strength و tensile strength آمالگام نیز می کاهد^{۳۵}.

نسبت جیوه و آلیاژ مورد لزوم در آمالگام‌های مختلف متفاوت است و بستگی به نوع، اندازه ذرات و روش کاربرد آمالگام دارد. نسبتی که در اغلب آمالگام‌ها بکار می‌رود ۸ به ۵ می‌باشد. در صورتیکه برای آلیاژ‌های نرم این نسبت ۶ به ۵ و حتی بنسیبت مساوی با یکدیگر تقلیل پیدا می‌کند.



شکل ۴۲ - رابطه استحکام آمالگام با میزان جیوه

برای اندازه گیری مقدار آلیاژ و جیوه وسائلی در دسترس می‌باشد که کم و بیش دقیق و قابل اطمینان است. اکثر این وسائل مقدار جیوه آلیاژ را بر حسب حجم اندازه گیری می‌کنند، بنابراین بایستی برای هر نوع آلیاژ

آنرا تنظیم نمود . بهترین روش استفاده از قرص‌های آمالگام می‌باشد که دارای وزن معینی بوده و می‌توان با اختلاط مقدار معینی جیوه آمالگام مناسب بدست آورد.

یکی دیگر از طرق عرضه آمالگام بصورت کپسول‌های پلاستیکی می‌باشد که در داخل آن پودر آلیاژ با وزن مشخص قرار داشته و در درپوش آن مقداری جیوه که کافی برای آن مقدار پودر می‌باشد تعییه گردیده است . این روش در صورتیکه نسبت پودر و جیوه توسط کارخانه سازنده دقیقاً رعایت شده باشد یکی از بهترین راههای تهیه آمالگام می‌باشد.

اختلاط آمالگام

نحوه اختلاط آمالگام در تأمین خواص فیزیکی و مکانیکی آن نقش مؤثری دارد. بهترین وسیله اختلاط ، آمالگاماتورهای الکتریکی است ولی تجربیات متعدد نشان داده که خواص فیزیکی آمالگامی که بطور صحیح در هاون بادست مخلوط شده باشد با انواعی که در آمالگاماتور اختلاط یافته است یکسان می‌باشد. زمان اختلاط در تأمین قوام آمالگام اهمیت خاص دارد. در مواردی که آمالگام کمتر از حد لازم مخلوط گردیده سرتاسر سخت شده خارج کردن جیوه اضافی آن در جین تراکم امکان پذیر نیست ، سطح پرکردگی یکنواخت نبوده و حباب‌ها و ترکهای در آن دیده می‌شود و ضمناً آمالگام حاصله نیز استحکام کافی ندارد. مطالعات متعدد نشان داده است که در این نوع پرکردگیها بیشتر شکستگی اتفاق می‌افتد و مقدار corrosion آن نیز شدیدتر است. با افزایش زمان اختلاط آمالگام نرم‌تر شده و حالت مخلعی پیدا می‌کند . جیوه زیادی را می‌توان از این آمالگام بر احتی خارج نمود و تخلخل را به حداقل رسانید، بعلاوه آمالگام استحکام بیشتری پیدا کرده

سطح صافتری ایجاد می‌کند. سابقاً اختلاط بیش از حد آمالگام را بعلت انقباض جزئی که بدنبال دارد توصیه نمی‌کردند ولی بررسی‌های لبراتواری و کلینیکی نشان داده است که این انقباض جزئی اهمیت کلینیکی ندارد. بنابراین بهتر آن است که آمالگام بدلاً لذکر شده در فوق اندکی بیش از حد معمول اختلاط یابد. زمان اختلاط در آلیاژ‌های مختلف متفاوت است و بستگی باندازه ذرات و نسبت جیوه و آلیاژ و همچنین نوع و سیاله اختلاط دارد. طول زمان اختلاط اهمیت زیادی ندارد و از ۵ تا ۲۵ ثانیه متفاوت است. هدف تأمین توده آمالگام با قوام مناسب است و معمولاً لازم است که بزمان تعیین شده توسط کارخانه سازنده چند ثانیه افزود تا اختلاط بحد کافی انجام شود. حرارتی که در حین اختلاط ایجاد می‌گردد اهمیت چندانی نداشته و فقط زمان سختشدن را ندکی کوتاه‌تر می‌کند. در مورد آمالگام‌هایی که جیوه و پودر به نسبت مساوی مخلوط می‌شوند زمان اختلاط اهمیت خاص دارد زیرا اگر اختلاط به حد کافی انجام نگیرد آمالگام حاصله خشک بوده و کارکردن با آن مشکل است. پس از اینکه اختلاط کامل شد بایستی جیوه‌اضافی را با قراردادن آمالگام در پارچه و فشردن آن خارج نمود. آمالگام‌هایی که به نسبت مساوی مخلوط می‌شوند احتیاج به خارج کردن جیوه اضافی ندارند.

متراکم گردن آمالگام

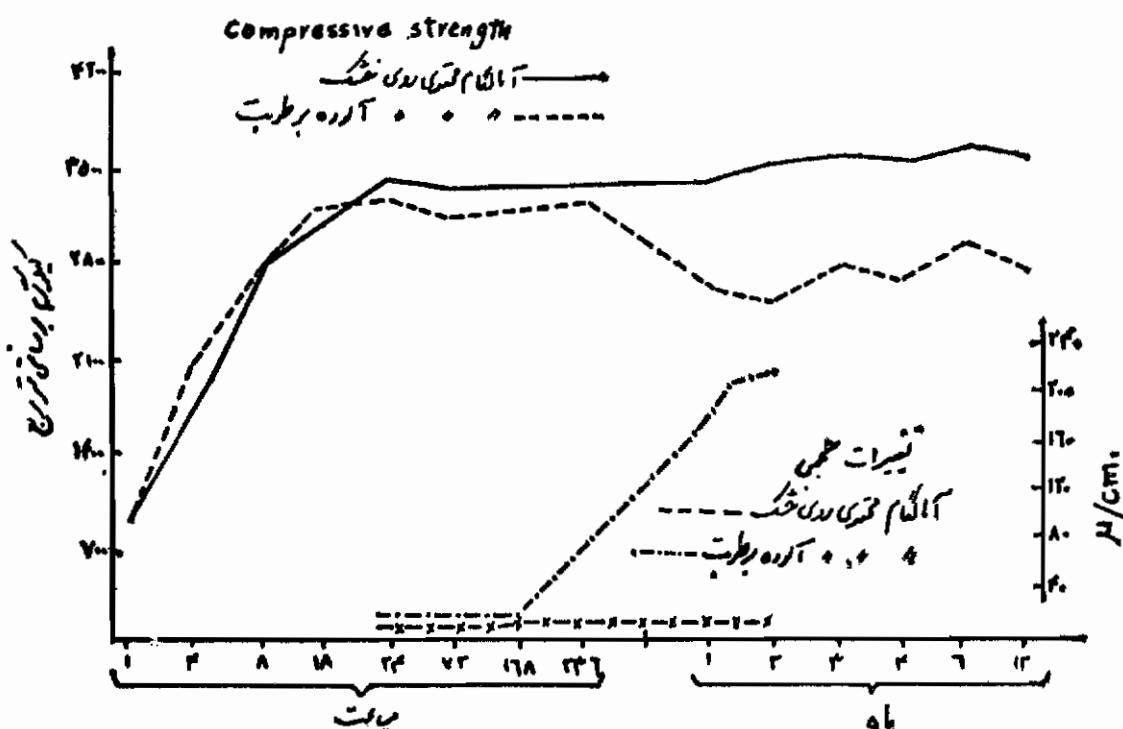
پس از آماده نمودن آمالگام بایستی بلا فاصله آنرا مورد مصرف قرار داد و در صورتی که عمل تراکم $3/5$ تا ۳ دقیقه بتأخیر افتاد خارج کردن جیوه در حین متراکم کردن امکان پذیر نیست و این موضوع در تأمین استحکام آن اهمیت خاص دارد. ثابت شده است که آمالگامی که بعداز ۵ دقیقه متراکم شود ۴۰ درصد از استحکامش کاهش می‌یابد. آمالگام را باید در قطعات کوچک در حفره قرار داده و متراکم نمود^{۳۶}، در غیر این صورت انطباق آن با

دیوارهای حفره کامل نشده و خارج کردن جیوه اضافی امکان پذیر نیست. پس از تراکم هر قسمت از آمالگام باید جیوه بسطح آمده را خارج نمود. در مواردیکه آمالگام بادست متراکم می‌شود برای خارج نمودن جیوه اضافی و تراکم فشار بیشتری لازم می‌باشد و هر قدر این فشار شدیدتر باشد جیوه بیشتری خارج شده واستحکام آن افزایش می‌باید. بطور کلی وارد نمودن ۵/۲ کیاو فشار بادست برای تراکم کافی بنظر می‌رسد. تراکم کننده مکانیکی هیچگونه امتیازی برروش تراکم بادست ندارد و فقط از خستگی دست دندانپزشک جاواگیری می‌کند. البته باید بخاطر داشت که هر قدر نوک Plugger کوچکتر باشد فشار وارد بیشتر خواهد بود باید درنظر داشت که اگر نوک Plugger خیلی نازک باشد قادر به فشار دادن آمالگام نبوده باکه آنرا سوراخ می‌کند. Plugger هایی که دارای نوکی بقطر ۱ تا ۲ میلیمتر می‌باشند بسیار مناسب هستند.

مرطوب شدن آمالگام (انبساط دیررس)

یکی از علل مهم عدم موافقیت در پرکردگی‌های آمالگام انبساط قابل توجهی است که در اثر آلوهشدن آن به رطوبت در حین تراکم ایجاد می‌شود. چون آلیاژهای مورد مصرف محتوی روی هستند در صورتیکه چنین آلیاژی بعد از آمالگام شدن با جیوه برطوبت آغشته گردد روی موجود در آن آب راتجزیه کرده و هیدروژن آزاد می‌نماید. گاز هیدروژن آزاد شده به تدریج جمع شده و این فشارها بعد از گذشت زمان باعث انبساط فوق العاده آمالگام می‌شود. این انبساط قابل مقایسه با انبساط معمولی آمالگام در حین سختشدن نبوده و دیررس می‌باشد، بطوریکه بعد از چندماه حتی تا ۵۰۰ میکرون می‌رسد که می‌تواند آمالگام را از حفره خارج نماید. در بعضی مواقع که حفره دارای گیر مکانیکی کافی است این انبساط ممکن است بر

روی پالپ دندان فشار وارد کرده و ایجاد درد و ناراحتی نماید. همچنین به علت حباب‌هایی که در اثر آزاد شدن گازهیدروژن در آمالگام ایجاد می‌گردد آن بمزمان ۲۵ درصد^{۳۷} کاهش می‌یابد (شکل ۴۳) compressive strength

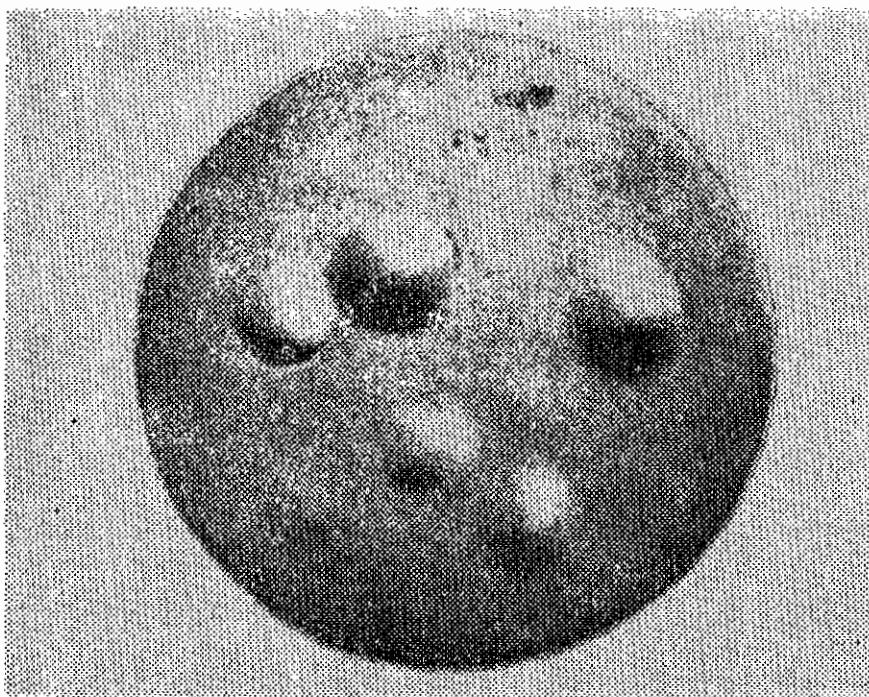


شکل ۴۳ - اثر نهاس رطوبت در استحکام

و تغییرات حجمی آمالگام

و سطوح آمالگام متخلخل شده (شکل ۴۴) و مستعد
corrocion می‌گردد.

از مطالب ذکر شده چنین نتیجه گرفته می‌شود که آلوده شدن آمالگام برطوبت عیوب بیشماری داشته و همواره باید سعی شود که آمالگام درین اختلاط و تراکم برطوبت آغشته نگردد. مرطوب شدن سطح آمالگام بعداز خاتمه تراکم اهمیتی ندارد.



شکل ۴۴- حبابهای حاصل از آزادشدن هیدروژن در سطح آمالگام

اخيراً اليازهای بدون روی مورد توجه دندانپزشکان قرار گرفته است، خواص آمالگام حاصل از این آليازها مشابه خواص آليازهای معمولی است منتهی تغییر رنگ آنها سریعتر می‌باشد. باید با خاطرداشت که انتخاب آلياز بدون روی دلیلی بر عدم توجه نسبت به خشک نگاهداشتن حفره در حین تراکم نمی‌باشد زیرا رطوبت حفره سبب عدم انبساط ماده پرکننده بادیواره‌هاشده و باکتری محتوی بزاق باعث آلووده شدن محل می‌گردد. در بعضی موارد که امکان خشک نگاهداشتن حفره وجود ندارد مثلاً در بعضی دندانهای خمی کودکان، استفاده از آليازهای بدون روی مزیت دارد و باید عمل تراکم را بسرعت انجام داد.

فرم دادن و پرداخت آمالگام

آمالگام را باید بعد از تراکم باوسیله مناسب و تیزی (carver) فرم داد. در هیچ مورد استفاده از سنگهای پرداخت در همان جلسه توصیه نمی شود زیرا حرارت ایجاد شده سبب جمع شدن جیوه در سطح پر کردگی می گردد و مقاومت آمالگام را در بعضی نواحی کم نموده باعث شکستگی و corrosion می شود. burnish کردن لبه های آمالگام کمک مؤثری به انطباق آن با لبه های حفره می کند بشرط اینکه این عمل با فشار زیاد انجام نشده و حرارت زیاد نولید آنند.

پرداخت نهائی آمالگام را باید تا ۴۸ ساعت و حتی تا یک هفته به تعویق انداد. اینکه آمالگام ثبات بیشتری پیدا کند. در عمل پرداخت لاستیک و یا سنگ پرداخت را باید مدت طولانی در یک محل نگاهداشت زیر اسباب جمع شدن جیوه در آن ناحیه می گردد. تجربیات نشان داده است که آمالگام پرداخت شده دارای دوام بیشتری بوده و آن نیز کمتر می باشد.

CORROSION آمالگام

یکی از عیوب شناخته شده و مهم آمالگام کمبود مقاومت آن در مقابل tarnish و corrosion می باشد. همانطوری که قبل از ذکر شد دقت و توجه در کاربرد آمالگام و کاهش دادن خراشها، فرورفتگی ها و تخلخل های سطح آمالگام مقاومت آنرا در مقابل corrosion بیشتر می کند. علت آن است که ناهمواری های سطحی سبب باقیماندن ذرات غذا و تخریب آنها شده و آن ناحیه کاهش می بارد و عملاً corrosion آغاز می گردد.

مواد حاصله از corrosion و تجزیه آمالگام در ناهمواری های موجود جمع شده بتدریج آنها را بزرگتر کرده و بدین صورت تخریب آمالگام پیشرفت

پیدا می کند^{۳۸}.

استفاده از آلیاژ باذرات ریز، اختلاط کامل و پرداخت سطح آمالگام برای کاهش این ناصافی‌ها و تأمین مقاومت آمالگام در مقابل corrosion بسیار مؤثر می‌باشد.

اغلب مدتی پس از پرداخت غشاء سیاهرنگی روی سطح آمالگام را می‌پوشاند. این لایه سولفورهای فلزی همراه با اکسیدها و کلورهای دهانی می‌باشد که بیشتر در افرادی که رژیم غذائی حاوی تخمر مرغ دارند و بهداشت دهان را رعایت نمی‌کنند دیده می‌شود. این لایه حتی با پرداخت کردن مجدد نیز ممکن است دوباره تشکیل گردد.

گالوانیسم

در صورتی که دونوع فاز غیر متجانس بهر دلیل در محیط دهان موجود باشد جریان گالوانیسم ایجاد می‌گردد و این کیفیت باعث تشیدید corrosion و حساسیت دندان‌ها می‌شود.

گاهی حتی تماس قاشق یاوسیله فلزی با دندانی که بتازگی با آمالگام ترمیم شده است نیز این جریان را به وجود می‌آورد. حساسیت در اثر جریان گالوانیک به مرور زمان کم می‌شود و بتدریج از بین می‌رود. باید توجه داشت که علت از بین رفتن حساسیت کاهش جریان گالوانیک نیست بلکه مربوط به تغییرات فیزیولوژیک است که در پولپ دندان ایجاد می‌گردد. عملاً ثابت شده است که بهترین راه جلوگیری از جریان گالوانیک پوشانیدن سطح پرکردگی‌ها بایک ورقه ورنی می‌باشد، این لایه پرکردگی را از سطح بزاق جدا نموده و از ایجاد جریان الکتریکی جلوگیری می‌کند. دوام این لایه بحد کافی می‌باشد و تازمانی که پالپ بهبود یابد می‌تواند دندان را محافظت کند.

مجاودت آمالگام با فلزاتی مانند آلیاژهای کرمک بالت و طلا و همچنین

آمالگام‌های متفاوت می‌تواند سبب ایجاد جریان گالوانیک گردد.^{۳۹} این کیفیت بخصوص بر ر روی آلیاژ‌های طلا بعلت نفوذ جیوه باعث تخریب و تضعیف آن می‌گردد.

پرداخت سطح فازات وجود لایه کف‌بندی در زیر آمالگام نیز می‌تواند جریان گالوانیک را تخفیف دهد البته شواهد قطعی برای اثبات اینکه گالوانیک قادر به ایجاد ضایعات دهانی و یا عمومی می‌گردد وجود ندارد.

علل عدم موققیت آمالگام

ایجاد شکستگی در پرکردگی‌های آمالگام بخصوص در لبه‌ها بسیار شایع است و بنظر می‌رسد که علت عدم استحکام کافی آن در لبه‌ها و ضخامت تم می‌باشد. همانطور که قبله گفته شد tensile strength آمالگام یک‌پنجم آن می‌باشد و از آنجائی که در مرور در کردگی‌های دویا compressive strength چند سطحی فشار‌های اکاوزال بصورت tensile stress اعمال می‌شود آمالگام شکستگی پیدا می‌کند. علاوه بر این آمالگام بعات پایین‌بودن قدرت تطویلش شکننده می‌باشد. مقدار تطویل آمالگام در تحت فشار ۴٪ درصد است در حالی که در مرور طلای اینله این کیفیت ۱۲ تا ۱۵ درصد است. همین عدم قدرت تطویل کافی و شکننده‌گی آمالگام یکی از عوامل مهم در خردشدن آن در لبه‌ها و ضخامت‌های کم بشمار می‌آید.^{۴۰} مطالعات متعدد نشان داده است که در صورتی که شکستگی لبه‌ها از ۵ میکرون تجاوز نماید پوسیدگی ثانوی ایجاد خواهد شد. اینگونه شکستگی‌ها در معاینه کلینیکی قابل رویت می‌باشند.

باروش صحیح کاربرد آمالگام می‌توان شکستگی‌های را بحداقل رسانید. مسلم است که یکی از علل مهم شکستگی‌های آمالگام مقدار اضافی جیوه و

انبساط دیررس آمالگام بعلت تماس بار طوبت می باشد زیرا آمالگامی که باین علت از حفره بیرون زده شده است با فشارهای جویدن به سهولت خرد می گردد. عدم پرداخت صحیح نیز می تواند سبب شکستگی گردد^{۴۱}. لبه های نازک آمالگام که روی مینا قرار گرفته است بعلت ضخامت کم فوق العاده شکستنده بوده و در هنگام شکستن مقداری از آمالگام داخل حفره نیز با آن خارج می گردد (شکل ۴۵).



شکل ۴۵- چپ: لبه های نازک آمالگام
وسط: لبه های نازک شکسته است.

راست: در اثر شکستن تدریجی لبه ها بین آمالگام و دیواره درزی ایجاد شده است.

محتملاً بیشتر شکستگی های آمالگام در چند ساعت اول ایجاد می شود زیرا استحکام آمالگام بکندي و بتدریج افزایش می يابد بطوریکه استحکام آمالگام در ساعت اول یك ششم استحکام آن بعد از ۲۴ ساعت می باشد و در نتیجه وارد آمدن فشار در فاصله کوتاهی پس از پر کردن می تواند سبب شکستگی گردد. ممکن است خط ترک در روزهای اول نمایان نباشد و بعد از مدتی در حین بررسی مجدد هویدا گردد، بنابراین همواره بعداز اتمام پر کردنگی باید به بیمار تذکر داده شود که تا ۲۴ ساعت از جویدن بادندان پرشده اجتناب نماید و حداقل تادو ساعت از خوردن غذای سخت خوداری کند.

یکی از نکاتی که در جلوگیری از بروز شکستگی های آمالگام نقش عمده دارد اصلاح occlusion دندان پرشده می باشد، زیرا وجود تقاطع تماس زود-

رس درروی پر کردگی جدید قطعاً سبب شکستگی خواهد شد. تأمین عمق کافی حفره در ناحیه isthmus حفره نیز عامل مؤثری در کاهش شکستگی‌ها می‌باشد.

آمالگام‌های مشابه مورد استفاده در دندانپزشکی

۱- آمالگام‌س: آلیاز این آمالگام فقط از مس تشکیل یافته است. آلیاز با جیوه مقمه شده و بصورت قرصهای آمالگام مس در دسترس دندانپزشکان قرار می‌گیرد. جهت استفاده از این آلیاز ابتدا آنرا حرارت می‌دهند و به محض هویدا شدن قطرات جیوه در سطح آلیاز آنرا در هاون می‌سایند تا حالت نرم و پلاستیکی پیدا نماید.

آمالگام مس معمولاً در حین سخت شدن انقباض می‌یابد و سخت شدن آن ۸ تا ۱۲ ساعت طول می‌کشد. هر قدر درجه حرارت دادن قرص آمالگام بیشتر باشد انقباض افزایش یافته وزمان سخت شدن طولانی‌تر می‌گردد. این نوع آمالگام دارای استحکام کافی بوده و هیچگونه flow در تحت فشار از خودنشان نمی‌دهد. در مجاورت این نوع آمالگام پوسیدگی کمتر دیده می‌شود که بنظر می‌رسد بعلت خاصیت ضد باکتری مس است.^{۴۲}

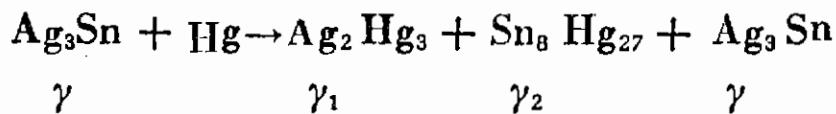
آمالگام مس مورد استفاده محدودی در پر کردن دندانهای شیری و ساختن مدل‌های فازی دارد ولی بعات انتشار بخارات جیوه در حین حرارت دادن استفاده از آن تقریباً منسون شده است.

آلیاز‌های جدید آمالگام

۱- Dispersion Alloys (آلیاز‌های با فاز پراکنده).
یکی از علل مهم عدم مو قیت پر کردگی‌های آمالگام corrosion آن می‌باشد که این کیفیت بیشتر مربوط بوجود فاز ۲ با ترکیب Hg₇Sn₈ می‌باشد.

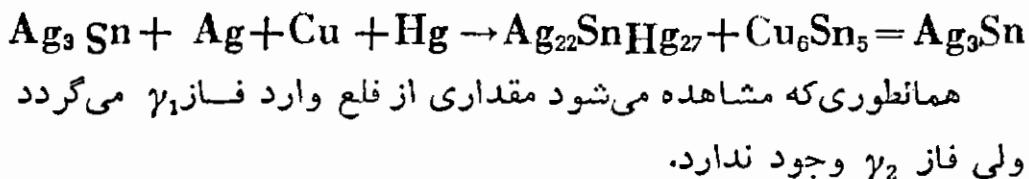
آن است. تخریب این فاز در دهان سبب آزاد نمودن یون Sn^{2+} و جیوه می‌گردد. قلع آزاد شده با کلورهای دهان ترکیب غیرقابل انحلالی می‌دهد که از یک طرف بعلت رسوب و نفوذ در درز بین دیواره حفره و پرکردگی سبب جلوگیری از leakage می‌گردد و از طرف دیگر در روی سطح پرکردگی نیز رسوب نموده سبب بدرنگی و ناهمواری آن می‌شود. علاوه بر آن جیوه آزاد شده در اثر corrosion در فازهای باقیمانده نفوذ کرده سبب انبساط و بیرون-زدن آمالگام از حفره می‌شود. این لبه‌های ناهموار بتدريج خرد شده لبه‌های نامرتب و شکسته برای پرکردگی ایجاد می‌نمایند. علاوه بر این در عمق پرکردگی نیز نفوذ کرده بتدريج باعث کاهش استحکام آن می‌شود. این کیفیت تقریباً در کلیه پرکردگیهای آمالگام دیده می‌شود.

تحقیقات و تجربیات بیشمار برای بهبود آمالگام منجر به پیدایش آمالگام ممتازی گردید که فاقد فاز بوده و بنام dispersion alloy نامیده می‌شود.^{۴۳} در آمالگام عادی قسمت اعظم آلیاژ از فاز γ Ag_3Sn تشکیل گردیده است که واکنش آن با جیوه بدون در نظر گرفتن مقادیر ناچیز مس و روی بقرار زیر است.



در آلیاژ جدید پودر را از دو قسمت آلیاژ Ag_3Sn و یک قسمت آلیاژ او تکتیک مس و نقره تشکیل شده است که میزان مس آن ۱۳ درصد آلیاژ را تشکیل می‌دهد.

واکنشی که در اثر اختلاط با جیوه بوجود می‌آید بقرار زیر است:



در چند سال اخیر آلیاژهای متعددی از این نوع بیازار عرضه شده‌اند که دارای خواص کم و بیش مشابهی می‌باشند. تجربیات کلینیکی درسالهای آینده ارزش واقعی و امتیاز این نوع آمالگام‌ها را روشن خواهد ساخت.

خواص و روش استفاده آمالگام‌های بدون فاز

بیشتر آلیاژهای بدون فاز بصورت مخلوطی از آلیاژ معمولی و آلیاژ با ذرات کروی تشکیل شده‌اند در حالیکه آلیاژهای از این نوع که منحصر از ذرات کروی تشکیل گردیده‌اند دارای خواص مشابهی می‌باشند و اختلاط آنها آسان‌تر انجام می‌گیرد. بعلت بالابودن میزان مس این آلیاژ اختلاط با جیوه براحتی انجام نمی‌گیرد. سطح ذرات مس معمولابوسیله‌ای از اکسید مس بضمایت یک‌دهم میلی‌متر پوشانیده شده است باین جهت زمان اختلاط باید طولانی‌تر باشد. در غیر این صورت واکنش بین مس و قلع بطور کامل انجام‌نشده و میزان قابل توجهی فاز^{۲۷} تشکیل خواهد گردید.

خواص مکانیکی آمالگام‌های جدید تقریباً مشابه آمالگام‌های معمولی است ولی دربیشتر تجربیاتی که تاکنون انجام گرفته است Compressive strength آنرا بیشتر و tensile strength را اندکی کمتر از آمالگام‌های معمولی گزارش نموده‌اند^{۴۴}. کاهش flow در این نوع آمالگام‌ها قابل توجه است و از نظر کلینیکی اهمیت بسیار دارد.

خاصیت و امتیاز ممتاز این نوع آمالگام‌های جدید مقاومت قابل توجه آنها در مقابل Corrosion است و نشان داده شده است تغییر رنگ و لبه‌های شکسته و ناهموار در این نوع پرکردگیها بندرت دیده می‌شود و پرکردگی شفافیت خود را بعد از پرداخت بخوبی حفظ می‌نماید.

موضوع مورد بحث در اینجا عدم جلوگیری از ایجاد leakage فقدان آمالگام است.

باید بخاطر داشت که برخلاف آنچه ذکر شد و مورد ادعای کارخانجات

سازنده است فاز₂ در اکثر این نوع آمالگام‌ها بمیزان جزئی (۲٪ درصد) موجود می‌باشد. علاوه بر این در آمالگام‌های بدون فاز₂، فاز₁ و یا Cu_6Sn_5 نیز تاحدودی مستعد Corrosion است و تجربیاتی که تابحال در مورد انجام گردیده نشان می‌دهد که dispersion alloy در این نوع آمالگام میزان کمتر و با سرعت بسیار آهسته ایجاد می‌گردد. بنابراین در مورد این آمالگام‌های نیز پس از مدتی طولانی‌تر از آمالگام‌های معمول بعلت رسوب مواد ماحصل از این تخریب نیز تاحدودی بر طرف خواهد شد.^{۴۰} هنوز کیفیت واقعی corrosion آمالگام‌های جدید روشن شده است و مستلزم تحقیقات پیشرفت‌های آینده خواهد بود.

آبیاز گالیوم

گالیوم فلزی است که در ۳۰ درجه سانتی گراد ذوب می‌شود و در صورتیکه با مقدار مختصری قلع ترکیب شود او تکتیکی می‌سازد که به حالت مایع می‌باشد. این آبیاز را می‌توان بجای جیوه بکار برد که با فلزاتی مانند طلا، نیکل، مس، کبالت و پالادیوم آبیاز محکم و مقاومی را تشکیل می‌دهد. مطالعات در مورد این آبیاز نشان داده است که از نقطه نظر corrosion و استحکام مزیتی بر آمالگام معمولی ندارد ولی تحقیقات در این مورد هم هنوز ادامه دارد.

REFERENCES

- 1— Massler, M. : Biological Consideration in the Selection and use of Restorative Materials, Dent. Clin. North Am. 1965, pp. 132-147.
- 2— Philips, R.W. : Cavity Varnishes and Bases, Dent. Clin. North Am. March, 1965. pp. 159-168.
- 3— Phillips, R.W., Swartz, M.L. : Materials for the Practicing Dentist, St. Louis, 1969, The C. V. Mosby Company, pp. 16-25.
- 4— Swartz, M.L., Phillips, R. W., and Norman, R.D. : Role of cavity Varnishes and Bases in the Penetration of the Cement Constituents Through Tooth Structure, J. Prosth. Dent. 16 : 963, 1966.
- 5— Sayegh, F.S., and Reed, E.J. : Correlated Clinical and Histological Evaluation Hydrex in Pulp Therapy, J. Dent. Child. 34 : 471-477, 1967 .
- 6— Anderson, J. R., and Myers, G. E. : Physical Properties of Some Zinc Oxide-Eugenol Cements, J. Dent. Res. 45 : 379, 1966.
- 7— Norman, R.D., and Swartz, M. L. : Direct pH Determination of Setting Cement, part 1, J. Dent. Res. 45 : 136-143, 1966. Part 2, J. Dent. Res. 45 : 1214-1219, 1966 .
- 8— Chong, W. F., Swartz, M. L., and Phillips, R.W. : Displacement of Cement Base by Amalgam Condensation, J. Am. Dent. Assoc. 74 : 97-102, 1967 .
- 9— Oldham, D. F., Swartz, M.L. and Phillips, R.W. : Retentive Properties of Dental Cements, J. Prosth. Dent. 14 : 760-768, 1964.

- 10— Worner, H. K.: The Physical and Mechanical Properties of Copper Cements, Aust. Dent. J. 44 : 411-416, 1940 45 : 1-7, 1941.
- 11— Civjan, S., and Brauer, G. M.: Physical Properties of Cements Based on Zinc Oxide, Hydrogenated Rosin, O-ethoxybenzoic Acid, and Eugenol, J. Dent. Res. 43 : 281-299, 1964.
- 12— McLean, J.: Polycarboxylate Cement, Brit. Dent. J. 132 : 9, 1972.
- 13— Going, R. E., Mitchem, J. C.: Cements for Permanent Luting, J. Am. Dent. Assoc. 91 : 107, 1975 .
- 14— Wilson, A. D.: A New Translucent Cement for Dentistry. Brit. Dent. J. 132 : 133, 1972 .
- 15— Wilson, A. D., and Batchelor, R. F.: Dental Silicate Cements, J. Dent. Res. 46 : 1075, 1967 .
- 16— Jorgensen K. D.: On the solubility of Silicate Cements, Acta. Odont. Scand. 21 : 141, 1963 .
- 17— Norman, R. D., R.D., Phillips, R. W. and Swartz, M. L.: Fluoride Uptake by Enamel from Certain Materials, J. Dent. Res. 39 :11, 1960 .
- 18— Kramer, I.R.H., and McLean, J.W. :A Clinical and Pathological Evaluation of a Sulphinic Acid Activated Resins for Use in Restorative Dentistry, Brit. Dent. J. 93 : 255-291, 1952.
- 19— Sweeney, W.T., Sheehan, W. D. and Yost, E.L.: Mechanical Properties of Direct Filling Resins, J. Am. Dent. Assoc. 49 :513, 1954 .
- 20— Smith, D.L., and Schoonover, I. C.: Direct Filling Resins, Di-

- mentional Changes Resulting from Polymerization and Water Sorption, J. Am. Dent. Assoc. 46 : 540-544, 1953.
- 21— Baume, L. J., and Fioro-Donne, G.: Response of the Human Pulp to a New Restorative Material, J. Am. Dent. Assoc. 76 : 1016, 1968 .
- 22— Seltzer, S.: The Penetration of Micro - Organism Between the Tooth and Direct Filling Resins, J. Am. Dent. Assoc. 51 : 560, 1955 .
- 23— Sudarshan, L. M., Summers, W. A., Phillips, R. W.; and Swartz, M.L.: Antibacterial Action of Certain Fluoride-Containing Dental Restorative Materials, J. Dent. Res. 38 : 88, 1959.
- 24— Nealon, F. H.: Acrylic Restorations, Operative Non - Pressure Procedure, J. Prosth. Den. 2 : 513, 1952 .
- 25— Griffith, J. R.: The Properties and Clinical Application of the Modern Composite Resins. Aust. Dent. J. 18 : 29, 1973 .
- 26— McLean, J. W., and Short, I. G.: Composite Anterior Filling Materials, Brit. Dent. J. 127 : 9, 1969.
- 27— Branstrom, M., Nyborg, H.: Pulpal Reaction to Composite Restorations, J. Prosth. Dent. 22 : 181-188, 1972.
- 28— Prameijer, C.H., Stallard, R. E.: The Fallacy of Polishing Composite Restorations, Dent. Surv. 49 : 33-36, 1973.
- 29— Maclundie, A. C., Messer, G. J.: Acid Etch Incisal Restoration, Brit. Dent. J. 138 : 137, 1975.
- 30— Council on Dental Research: Guide to Dental Materials, 3rd

- edition. Chicago, American Dental Association, 1966. p.15.
- 31— Crowell, W. S., and Phillips R.W.: Physical Properties of Amalgam as Influenced by Variation in Surface Area of the Alloy Particles, *Ibid.* 30 : 845, 1951.
- 32— Demaree, N.C., and Taylor, D.F.: Properties of Dental Amalgams Made from Spherical Alloy Particles, *J. Dent. Res.* 41 :890, 1962 .
- 33— Ryge, G., Fairhurst, C.W., and Fischer, G. H. :Present Knowledge of the Mechanism of the Setting of the Dental Amalgams, *Int. Dent. J.* 11 : 181-195, 1961 .
- 34— Van Gunst, I.C., and Hertog, H. J. P. M. : On the Relation Between Delayed Expansion of Amalgam and the Composition of Amalgam Alloys, *Brit. Dent. J.* 103 : 428, 1957.
- 35— Eames, W. B., and Skinner, E. W.: Amalgam Strength Values Relative to Mercury Percentage and Plasticity, *J. Prosth. Dent.* 11 : 765, 1961 .
- 36— Mosteller, J. H. : Principles of Condensation of Amalgam, *J. Georgia, Dent. Assoc.* 24 : 10, 1950 .
- 37— Phillips, R. W., and Boozayaangool, R.: Effect of Moisture Contamination on the Compressive Strength of Amalgam, *J.Am.Dent. Assoc.* 49 : 436, 1954.
- 38— Reitz, C.D., and Mateer, R. S.: Corrosion of Amalgam Restorations, Paper Presented at the Annual Meeting of the International Association for Dental Research, Toronto, 1965.
- 39— Shell, I.S.: Galvanic Action of Metals in the Mouth, *J. South.*

- Calif. Dent. Assoc. 21 : 24-26, 1953 .
- 40— Jorgensen, K. D. : The Mechanism of Marginal Fracture of Amalgam Fillings, Acid. Odontol. Scand. 23 : 347-389, 1965.
- 41— Moss, R. P., Jun. : Amalgam Failures, U. S. Forces Med. J. 4 : 735, 1953 .
- 42— Lind, V., Wennerholm, G., and Nystrom, S. : Contact caries in Connection with Silver Amalgam, Copper Amalgam, Silicate Fillings, Acta Odontol. Scand. 22 : 333-341, 333-341, 1964.
- 43— Jorgenson, K. D. : Recent Developments in Alloys for Dental Amalgams. Int. Dent. J. 26 : 369, 1976.
- 44— Darvell, B. W. : Strength of Dispersalloy Amalgam. Brit. Dent. J. 141 : 273, 1976 .
- 45— Andrews, J. T. and Hembree, J. H. : In Vitro Evaluation of Marginal Leakage of Corrosion Resistant Amalgam Alloy. J. of Dentistry for children 35 : 367, 1975 .

۱۲۶ درجه سانتی گراد است.

۳- نوع low fusing که حرارت لازم برای ذوب آن بین ۱۰۶۶ تا ۸۷۱ درجه سانتی گراد می باشد.

مواد متخلکه چینی نوع یك

این نوع چینی بیشتر برای ساختن دندان های مصنوعی و گاهی نیز در ساختن jacket crown مورد استفاده قرار می گیرد. مواد متخلکه آن از گل مخصوص چینی، کوارتز و flux تشکیل شده است. در اثر حرارت ابتداء ذوب شده و یعنوان ماتریکسی برای نگاهداری کوارتز و گل چینی بکار می رود. گل چینی در اثر اختلاط با آب خمیری شکل شده و امکان فرم دادن را تسهیل می کند. متأسفانه این ماده سبب کاهش شفافیت چینی شده و با این جهت مقدار آن را باید بحداقل رسانید. کوارتز مقاومت چینی را افزایش داده و با flux تشکیل هسته اصلی چینی را می دهد.

feldspar مورداستفاده در چینی های با درجه ذوب بالا بصورت flux و یا nepheline syenite هستند. feldspar در حرارت بین ۱۱۵۰ تا ۱۳۰۰ درجه سانتی گراد ذوب شده و بصورت خمیر شیشه در می آید و با سایر مواد متخلکه ترکیب می گردد. nepheline syenite ماده معدنی است که بصورت طبیعی خالص تراز feldspar وجود دارد و از نظر ترکیب بیشتر بصورت potash feldspar و soda feldspar می باشد. بطور کلی این نوع چینی شامل ۴ قسمت گل چینی، ۱۵ قسمت کوارتز و ۸۱ قسمت feldspar است.

مواد متخلکه چینی نوع دو و سه

پودر این دونوع چینی از شیشه تشکیل شده است که در اثر حرارت

ذوب شده و ذرات بهم اتصال می‌یابند. درجه نهائی برای اتصال ذرات بهم‌دیگر بستگی بنوع شیشه مورد استفاده دارد که در جدول زیر نشان داده شده است.

مواد متعدد شیشه‌های مورد مصرف در چینی دندانپزشکی

شیشه	ZrO ₂	Zn ₂ O ₃	B ₂ O ₃	CaO	Na ₂ O	K ₂ O	Al ₂ O ₃	SiO ₂	نوع درصد	درصد						
(۱)	—	—	—	—	۵	۱۱	۱۵/۳	۶۸/۷	—	—	—	—	—	—	—	—
(۲)	۴	۰/۸	—	—	—	۱۵/۶	۶/۱	۱۵/۱	۵۸/۴	—	—	—	—	—	—	—
(۳)	—	—	—	۱۰/۹	۷/۱	۳/۶	۱	۳۶/۲	۴۱/۲	—	—	—	—	—	—	—
(۴)	—	—	—	۸/۱	—	۴/۲	۷/۴	۱۵/۱	۶۵/۲	—	—	—	—	—	—	—

مواد ذکر شده در جدول ممکن است بصورت ترکیبات مختلف در ساختمان انواع شیشه بکار برد شوند. مانند Na₂O, K₂O که ممکن است بصورت کربنات و یا مواد معدنی طبیعی (spar) و Fe₂O₃ بصورت براکس-یا اسید بوریک در ترکیب موجود باشند.

در این جدول شیشه نوع (۲) بصورت غیرشفاف (opaque) می‌باشد در صورتیکه سایر انواع شفاف هستند. این نوع چینی یا شیشه معمولاً در زیر چینی اصایی برای پوشانیدن عاج تراش خورده و یا فلز زیر آن بکار می‌رود. ماده کدرکننده اکسید zirconium است و بجای آن می‌توان اکسید تیتانیوم یا قاع رانیز مورد استفاده قرار داد.

اکسید آلومینیوم Al₂O₃ شفافیت را کاهش می‌دهد و معمولاً بمقدار بسیار کمی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

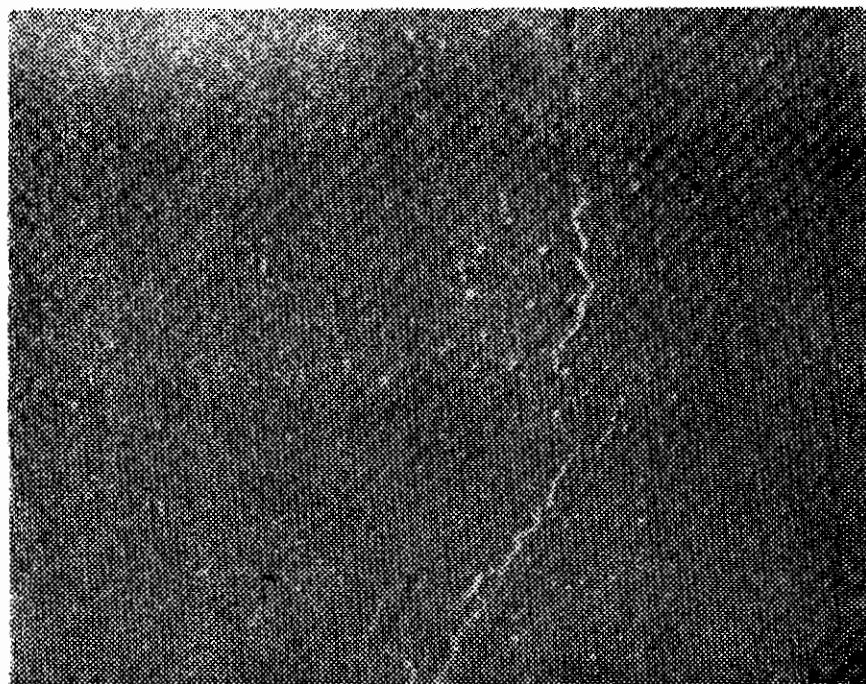
چینی شفاف (GLAZED)

مانطور که در قسمتهای بعدی ذکر خواهد شد شفافیت سطح چینی

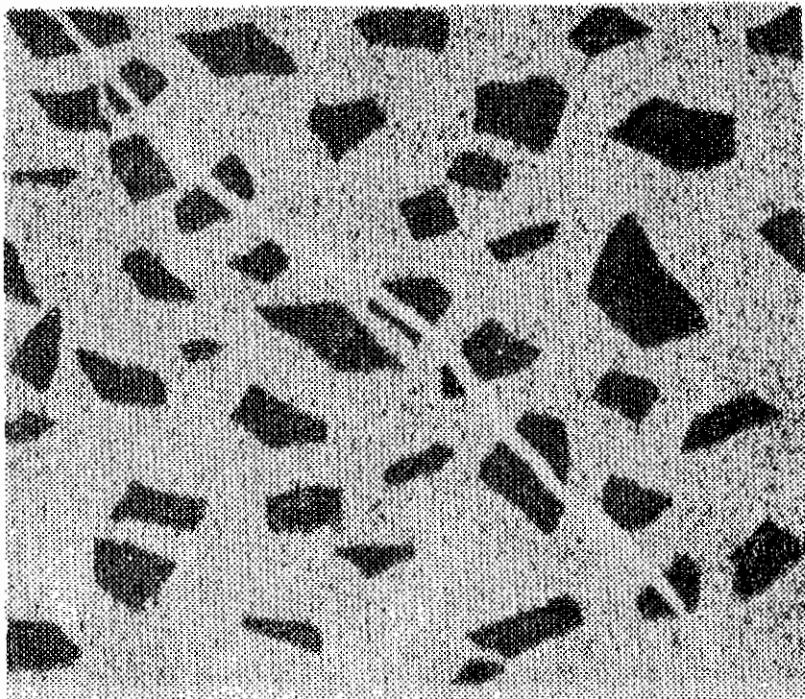
با قرار دادن آن در داخل کوره وبالا بردن حرارت تامین می‌گردد. ممکن است این حالت را با قرار دادن یک ورقه چینی بادرجه ذوب پائین تراز چینی اصلی و حرارت دادن آن در کوره ایجاد نمود. معمولاً ورقه چینی شفاف پس از پختن چینی اصلی بر روی آن اضافه می‌گردد.

ضریب انبساط حرارتی ورقه چینی شفاف باید مشابه ضریب انبساط چینی بدن باشد، در غیر این صورت استرسهای تولید شده ایجاد ترک می‌نماید و در صورتی که ضریب انبساط آن کمتر باشد ورقه شفاف بصورت پوسته‌ای جدا می‌شود. ایجاد سطح شفاف بخصوص در مجاورت انساج نرم بسیار ضروری می‌باشد.

بمنظور تطابق و مشابه رنگ پروتز ساخته شده بادندان‌های مجاور از چینی رنگی بادرجه ذوب پائین استفاده می‌شود. رنگ چینی بصورت یودربسیار نرم بوده و معمولاً با آب یا گلیسرین مخلوط می‌گردد و قبل از ذوب نمودن چینی در روی سطح چینی فرم داده شده قرار داده می‌شود. سطح چینی پخته شده معمولاً دارای ناهمواریهای ذره بینی بی‌شمار است (شکل ۶). این ترکها در تحت فشار واسترسهای مختلف عمیق ترمی‌شوند. بمنظور افزایش و تقویت استحکام چینی و جلوگیری از پیشرفت مسیر ترکها می‌توان مقداری *filler* به آن اضافه کرد. در صورتی افزایش *filler* می‌تواند مفید باشد که بذرات پودر ماتریکس چینی اتصال یافته و ضریب انبساط حرارتی آن مشابه فاز اولیه باشد. کوارتز یکی از این مواد می‌باشد که بعلت اتصالی که با ذرات چینی پیدا می‌کند در افزایش استحکام آن مؤثر می‌باشد. وسیله مؤثر تر برای تقویت چینی افزودن Al_2O_3 یا alumina است که با *flux* در حین ذوب شدن اتصال پیدا می‌کند و بعلاوه دارای ضریب انبساط حرارتی مناسبی است. در صورتیکه ضریب انبساط حرارتی چینی و alumina یکسان ناشد مسیر ترک مشابه شکل ۷ خواهد بود. از

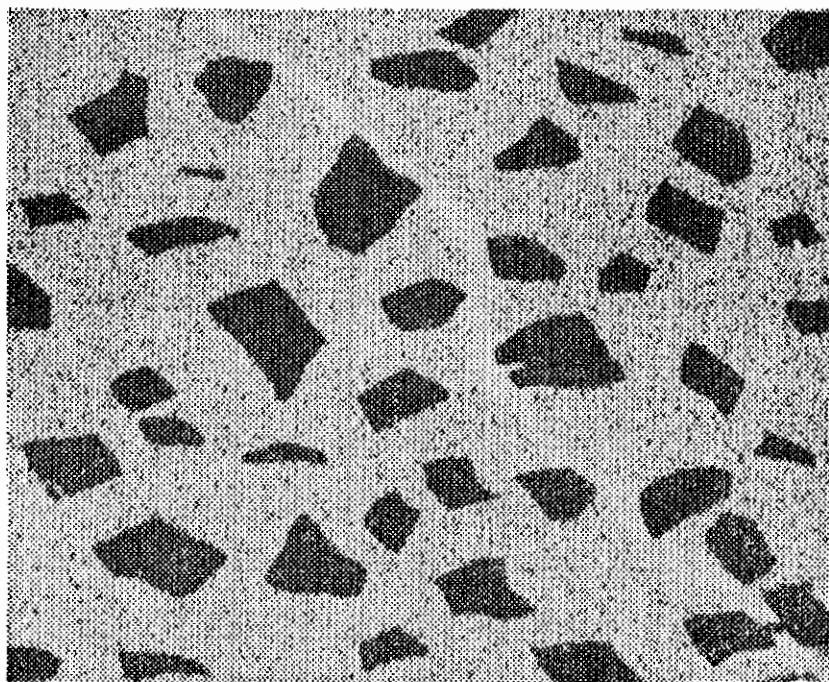


شکل ۴۶- الکترومیکروگرافی از سطح چینی نشان دهنده قرکهای ریز و ناهمواری است.



شکل ۴۷- مسیر درک در چینی محتوی دوفاز Alumina و شیشه

آنچهایی که مقاومت ذرات alumina در مقابل ترک برداشتن از ذرات چینی بیشتر است برای توسعه و پیشرفت ترک احتیاج به نیرو و انرژی بیشتر می‌باشد. در صورتی که ضریب انبساط حرارتی دوفاز متفاوت باشد، ترک بامسیر نامنظمی پیشرفت کرده و مقاومت چینی را کاهش می‌یابد (شکل ۴۸).



شکل ۴۸- مسیر ترک در چینی محتوی دوفاز با ضریب انبساط حرارتی متفاوت

باید دانست که افزودن alumina شفافیت چینی را کاهش می‌دهد و بهترین روش استفاده از ورقه‌های چینی محتوی ۹۷ درصد alumina می‌باشد که بعنوان آستری بتار می‌رود و در مرحله بعد دورقه چینی شفاف بر روی آن پخته می‌گردد.

رنگ چینی

مهمترین امتیاز چینی بعنوان ماده ترمیمی نمای طبیعی ، ثبات رنگ و شفافیت آن است . البته تطابق آن با رنگ دندان مجاور صدد رصد امکان پذیر نیست زیرا رنگ و شفافیت هر دندان بستگی به ساختمان عاج و مینای آن دارد و با وجود اینکه عاج کدرتر از مینا می باشد تا حدی قادر است نور را منعکس نماید . مینا بیز خود از منشورهای ظریف و ماده بین منشوری تشکیل شده و ضریب انعکاس نور برای این دو ماده متفاوت می باشد ، بدین جهت رنگ دندانهای طبیعی در نورهای طبیعی ، مصنوعی و نور سفید متغیر است و تطابق این نکات با چینی کار غیر ممکنی است . البته مهارت و دقت در کاربرد چینی می تواند بسیاری از این مشکلات را حل کند بطوری که این اختلاف رایک چشم عادی نتواند از یکدیگر تمیز دهد . رنگ پودر چینی را با افزودن اکسیدهای مختلف پودر اصلی می توان بر رنگ های قرمز ، زرد ، قهوه ای و یاسفید خالص درآورد . انتخاب رنگ دندان بهتر است از روی نمونه رنگ در نور آفتاب و یا چراغ های آفتابی انجام گیرد .

عامل دیگری که از نظر رنگ اهمیت دارد سیمان مورد استفاده برای چسبانیدن سرپوش چینی می باشد . بنابراین چون سیمان zinc phosphate کدر می باشد از silico - phosphate استفاده می شود . باید دانست که رنگ آمیزی و انتطباق رنگ چینی با دندانهای مجاور بستگی به تجربه و ذوق هنری عمل کننده دارد و نمی توان آنرا تحت قواعد خاصی ذکر کرد .

روش کاربرد چینی

همانطور که قبل ذکر شد ابتداء پودر چینی با آب مخلوط می شود و خمیر حاصل بکمک قلم مو یا اسپاتول مخصوص بر روی ماتریکس پلاتینی

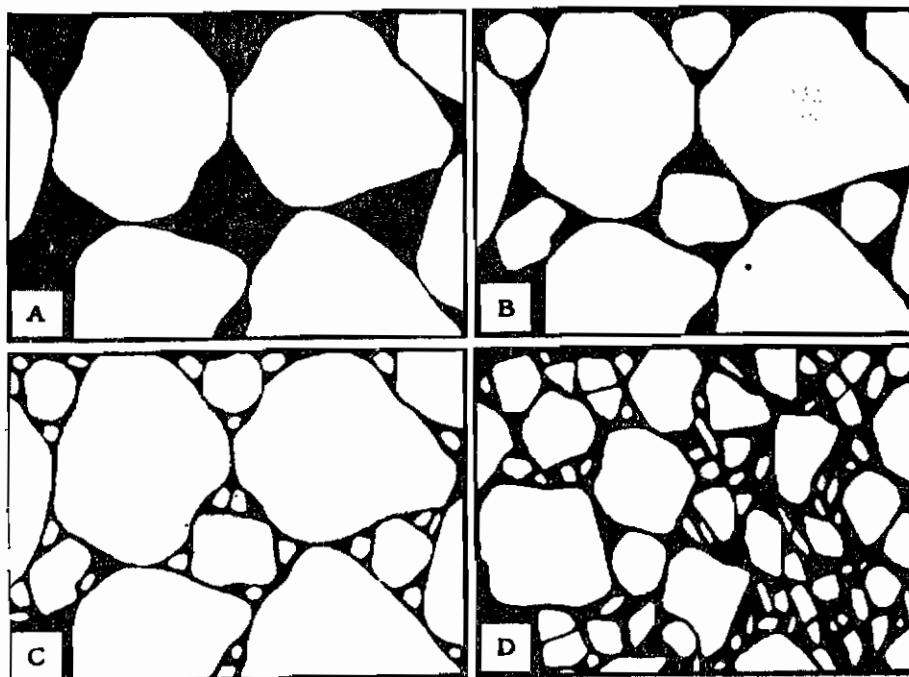
قرار گرفته و آنرا بفرم دلخواه درمی آورند. سپس آنرا در کسوره قرار می دهند تا اب آن تبخیر شود، هر قدر مقدار آب مصرف شده کمتر باشد، این باعث حاصل نیز کاهش خواهد یافت لذا بایستی آب اضافی راتا حد ممکن از مخاط طحاجز کرد. این هدف با تراکم پودر چینی امکان پذیر است، در صورتیکه ذرات پودر چینی یکنواخت نباشد عمل تراکم بهتر و باسهولت بیشتری انجام می گیرد.

روش های مختلفی برای تراکم چینی وجود دارد ولی بطور کلی نتیجه آن نزدیک شدن ذرات پودر بیکدیگر و خروج آب اضافی می باشد. دو عامل که در متراکم کردن خمیر چینی و در نتیجه جلوگیری از انقباض در چین پخت مؤثر می باشد، شکل و اندازه ذرات پودر چینی است. همانطور که در شکل ۹ دیده می شود در مواردی که پودر دارای ذرات یک اندازه می باشد با وجود آن جام عمل تراکم فضائی معادل ۵ درصد حجم کلی خالی باقی می ماند و در نتیجه چینی بهمین میزان در چین پخت انقباض می یابد. در صورتیکه اندازه ذرات پودر بدون نوع باشد مقدار فضای خالی بمیزان ۲۵ درصد کاهش می یابد و در مواردی که اندازه ذرات کاملاً متفاوت باشد انقباض بمیزان ۲۲ درصد می رسد.

ذوب و پخت چینی

برای ذوب و پختن چینی از کوره های مخصوصی استفاده می شود که انواع مدرن آن مجهز به دستگاه کنترل درجه حرارت، زمان سنج و همچنین پمپ تخلیه هوا می باشد که باعث می گردد پخت در خلاء انجام شده و مانع از ایجاد خباب هوا در ضخامت چینی گردد و ضمناً دستگاه تنظیم حرارت می تواند بطور اتوماتیک توسط چشم الکتریکی کنترل شود. سربوش آماده شده را در روی سکوی مخصوص قرار داده و بعد از

خشک شدن وارد کوره می‌کنند. از آنجائی که قابلیت هدایت حرارت چینی بسیار کم است حرارت کوره را باید بتدريج بالا برد. هدف از حرارت دادن چینی اتصال ذرات آن بيكذبگر می‌باشد، مقدار حرارت بانوع پودر چینی فرق می‌کند و باید مطابق دستور کارخانه سازنده عمل شود. معمولاً پختن چینی در سه مرحله انجام می‌گیرد و در هر پخت از درجه حرارت بالاتری استفاده می‌گردد.



شکل ۹- اثر اندازه ذرات در تراکم

- A بودر با ذرات بزرگ و کوچک
- B بودر چینی با اندازه یکنواخت
- C هر قدر اندازه ذرات متنوع تر می‌شود فضای خالی کمتر است.
- D ذرات با اندازه‌های بسیار متفاوت.

مراحل مختلف پختن چینی

پخته اول - در این مرحله flux میحتوی خمیر چینی ذوب شده و درین

ذرات پودر پخش می‌گردد. چینی حاصل بعد از این پخت متخلخل بوده و دارای مقدار کمی انقباض می‌باشد.

پخت دوم — در این مرحله 800°C جریان بیشتر پیدا کرده و جذب ذرات پودر می‌گردد ولی شفافیت نهائی ایجاد نمی‌گردد.

پخت سوم — در این پخت انقباض کامل می‌شود و سطح چینی صاف‌تر را بیشتر بسکدیگر متصول می‌کند، توده حاصل هنوز متخلخل بوده و دارای انقباض نسبتاً مشخصی می‌باشد.

در فاصله هر یک از مراحل فوق می‌توان به چینی سرد شده برای تأمین فرم نهائی مقدار پودر جدید افزود و یامقداری از آنرا تراشید و برداشت. چون پروتز تهیه شده از چینی باید دارای سطح کاملاً شفاف و صیقلی باشد تا از تجمع ذرات مواد غذائی جلوگیری بعمل آید بنابراین بعد از پخت سوم در صورتیکه تغییرات جدیدی لازم نباشد باقیمانده آنرا *Glaze* نمود. می‌توان این عمل را بكمک حرارت دادن سریع و تگاهه داشتن آن در حرارت ذوب به مدت ۵ دقیقه انجام داد. باید دانست در صورتیکه حرارت وزمان بیش از حد لازم شود ممکن است زوایای چینی ذوب شده و فرم و جزئیات اصلی پروتز تغییر یابد. روش دیگر استفاده از خمیر چینی مخصوصی است که دارای درجه ذوب پائین بود و بصورت لایه نازکی برای تأمین شفافیت بکار می‌رود.

متخلخل

متخلخل چینی، مربوط بوجود حباب‌های هوایی است که در حین پختن در آن محبوس می‌شود این حباب‌ها از شفافیت واستحکام آن می‌کاهند. حباب‌ها بیشتر در قسمت‌های عمیقی تشکیل شده و در چینی‌هایی که دارای ذرات پودر ریزتری هستند کوچکتر و به تعداد زیادتری ایجاد می‌گردد.

چینیهای بادرجه ذوب زیاد دارای حباب هوای کمتر هستند و علت آن کم بودن غلظت چینی در این درجه حرارت است که حباب‌های هوای براحتی خارج می‌شوند.

روشهایی که برای جلوگیری از ایجاد حباب هوای پیشنهاد شده است به قرار زیر هستند:

- ۱- پخت چینی در خلاء که عملای حباب‌های هوای مکیده شده خارج می‌گردد.
- ۲- سردشدن چینی بعد از پخت در تحت فشار که باعث می‌شود حجم حبابها خیلی کوچک شده و عملای شفافیت نسبی بدست آید.
- ۳- در این روش بجای هوای داخل کوره از گاز مخصوصی مانند هلیوم یا هیدروژن استفاده می‌شود. که بعلت قابلیت انتشار فوق العاده براحتی از ضخامت چینی خارج شده و در صورتیکه در آن باقی بماند در چینی حل می‌شود.

در روش پختن چینی در خلاء تمام حبابها خارج نمی‌گردد بلکه فقط تعداد آنها کاهش می‌باید. در روش سردشدن در تحت فشار در صورتیکه نیاز به glaze باشد حبابها مجدداً از دیاد حجم پیدا می‌کنند. ثابت شده است که پخت چینی در خلاء می‌تواند بمیزان $8/48$ درصد impact strength و $29/2$ درصد compressive strength را افزایش دهد و این عامل در تأمین استحکام چینی اهمیت زیادی دارد.

خواص مکانیکی و فیزیکی

بعایت ساختمان اتمی خاص و عدم وجود انفرش سطوح اتمی روی یکدیگر این ماده قابلیت تطویل ندارد و compressive strength آن بسیار بالا بوده و از نظر تئوری tensile strength آن در حدود ۷۰ هزار کیلوگرم برسانی متربوط است ولی در عمل این مقدار خیلی کمتر از میزان فوق

می باشد و علت آن ترکها و ناهمواری های موجود است . وجود این ناهمواری های سطح چینی سبب انحراف مسیر ترکها می گردد (شکل ۴۶) . این ترکهای ریز محل تجمع استرسها بوده و بعلت عدم وجود خاصیت تقویل چینی آزاد شدن آن ها غیر ممکن است و در صورتیکه این نوع چینی در تحت tensile stress قرار گیرد ترکها عمیق شده و تجمع استرسها تشدید می گردد . اغلب شکستگی و پریدگی های ناگهانی باین دلیل ایجاد می گردد .

ترکهای موجود در چینی بعداز پختن و در حین سرد شدن ایجاد می گردد . بدین ترتیب که لایه خارجی سریع تراز سایر قسمت ها سرد شده و تغییرات حجمی سطح خارجی با توده داخلی بعلت ممانعت از جبران انقباض حرارتی شکافهای ریزی ایجاد می شود . glaze نمودن چینی ترکهای منظم را کم می کند و باین جهت این عمل دارای اهمیت کلینیکی خاص می باشد .

استحکام و مقاومت چینی بستگی کامل به ساختمان و مواد متشكله آن دارد و همانطور که قبلا ذکر شد وجود جبابهای هوا و حرارت پخت نیز می تواند در این کیفیت اثر گذارد . در صورتیکه پخت کامل نباشد و توده خمیر چینی کاملاً ذوب نشده باشد استحکام کافی بدست نخواهد آمد و اگر پخت بیش از حد لازم باشد بعلت انحلال بیش از حد کوارتز در flux استحکام کاهش می یابد . ضمناً پخت زیاد چینی را بسیار شفاف نموده ونمای شیشه ای بان می دهد که از نقطه نظر زیبائی رضایت بخش نیست .

با وجود اینکه پخت در خلا استحکام چینی را افزایش می دهد ولی عمل تاثیری در transverse strength آن ندارد .

مطالعات نشان داده است که در حرارت های پایین در صورتی که عمل ذوب تدریجی و طولانی باشد استحکام چینی افزایش می یابد و ضمناً

فرم و مشخصات پرتوز بهتر حفظ می‌گردد.

مسلمان باید هرنوع چینی را بمدت معین و مقدار لازم حرارت داد تا ذوب شود و ذرات جامد را پوشاند. هر قدر درجه حرارت بالاتر برود غلظت مواد مذاب کاهش یافته و بهتر جریان پیدا می‌نماید، ولی در این درجه حرارت ممکن است مواد غیر مذاب ذوب شده و در نتیجه مقدار مواد جامد کاهش یابد و باعث تصعیف چینی گردد. چینی مانند سایر مواد باید دارای نسبت مناسبی بین *core* (کوارتز) و ماتریکس (فلدسپار) باشد تا استحکام آن تأمین گردد. وزن مخصوص چینی بعداز پخت از پودر چینی کمتر است زیرا در ضخامت آن مقداری حباب هوا موجود می‌باشد. ضریب انبساط حرارتی 10^{-6} (۴/۷-۸/۷) در هر درجه سانتی گراد است که مشابه ضریب انبساط حرارتی دندان می‌باشد. با وجود اینکه درجه انحلال پودر چینی در اسید استیک ۴ درصد بمیزان ۰/۰-۳/۰ درصد است ولی از نقطه نظر کلینیکی هیچگونه انحلالی در آب دهان یا اسیدهای دهانی دیده نشده است.

چینی‌هایی که به فازات اتصال می‌باشد

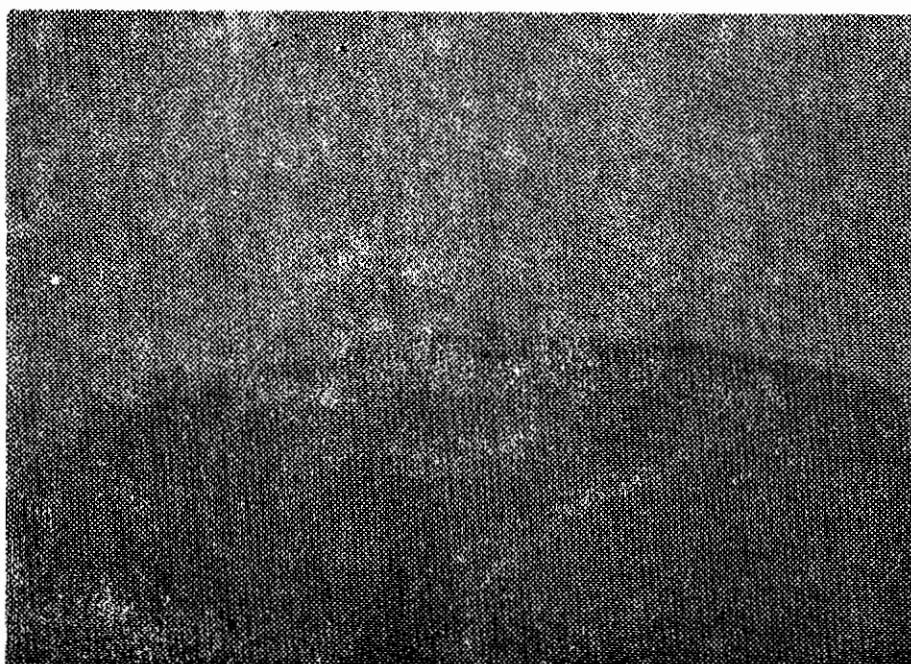
همانطوری که قبلاً ذکر شد مهمترین عیب چینی عدم استحکام آن بخصوص ناچیزبودن shear strength و tensile strength آنست. این نقص بخصوص درمورد ابهه برنده دندان‌های قدامی اهمیت خاص دارد، بعلاوه بهلت انقباض چینی در حین پختن امکان انطباق کامل آن بالبهای دندان تراشیده شده وجود ندارد.

روشی که برای جبران این دونقص می‌توان بکاربرد استفاده از چینی هائی است که بر روی سرپوش فلزی پخته می‌شود. و در صورتیکه اتصال چینی به فلز کامل بوده و طرح آن صحیح باشد معاایب ذکر شده بحداقل می‌رسد. در این روش پس از تراش دندان سرپوشی با ضخامت کم از طلا تهیه شده و سپس چینی در روی آن پخته می‌شود. برای جلوگیری از دیده شدن رنگ فلز از زیر چینی می‌توان از یک لایه نازک چینی opaque بر روی فلز استفاده نمود.

کیفیت اتصال چینی بفلز کاملاً روشن نیست^۱. ممکن است بعلت adhesion و یا یک نوع اتصال مکانیکی باشد که البته در این صورت چسبندگی آنقدر زیاد نمی‌بود که محل اتصال نفوذ ناپذیر و مقاوم گردد. شکل ۰۵ نمای میکروسکوپی محل اتصال چینی بفلز را نشان می‌دهد. با وجود این که تعداد معده‌دی حباب هوا موجود است ولی بنظر می‌رسد که اتصال کامل می‌باشد. اصولاً اتصال صورت ثانویه (van der waals) بوده ولی در بعضی موارد اتصال اولیه بصورت یونی و یا covalent می‌باشد.

عوامل مختلفی در این کیفیت چسبندگی مؤثر هستند، مهمترین عامل اتصال بصورت adhesion؛ قدرت نفوذ و پخش ماده است. در این مورد نیز چینی بعلت داشتن فلوی قابل ملاحظه در حین ذوب قابلیت پخش و نفوذ

مورد نظر را دارا می‌باشد.^۷ در بعضی از بسته بندی‌های کارخانجات سازنده مواد اتصال دهنده مانند طلا کلوئیدال موجود می‌باشد که در حین پخت لایه‌ای از طلای خالص در روی سطح فلز رسوب می‌کند. اثر این نوع طلا در چسبندگی چینی و طلا دقیقاً مشخص نیست.



شکل. ۵- ساختمان میکروسکوپی مدل آنتسال فلز و چینی

عامل مهم دیگر در اتصال فلز و چینی مشابه بودن ضریب انبساط حرارتی این دو ماده می‌باشد زیرا در غیر این صورت در حین پختن اتصال چینی ناکامل می‌گردد.

ساختمان آلیاژ مورد مصرف

دونوع فلز برای تهیه آلیاژ مورد استفاده قرار می‌گیرد.

- ۱- آلیاژ طلا، پلاتین و پالادیوم همراه با مقدار مختصری آهن و قلم.
- ۲- آلیاژ پلاتین، پالادیوم، نقره و مقدار مختصری ruthenium.

نوع دیگری از آلیاژ پلاتین واپریدیوم نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد که دارای درجه ذوب بسیار بالاست و کارکردن با آن مشکل می‌باشد . در هر صورت آلیاژها باید فاقد مس باشند زیرا مس سبب تغییر رنگ چینی می‌گردد.

درجه ذوب آلیاژ نوع اول ۹۵۴ درجه سانتی گراد و نوع دوم بیشتر می‌باشد. مسام است که در هر حال درجه ذوب آلیاژ باید از درجه پخت چینی بالاتر باشد . مواد اضافی که بمنظور افزایش اتصال چینی به فلز بکار می‌رود اکسیدهای فلزی غیر قابل احیاء مانند FeO می‌باشد . همچنین افزودن قلع و اکسید قلع نیز اتصال را محکم‌تر می‌سازد .

مواد هتشکله چینی مورد استفاده

بیشتر انواع این نوع چینها از شیشه و قلع تشکیل شده‌است . قلع در ساختمان چینی بعنوان تقویت گننده محل اتصال بکار می‌رود . نقطه ذوب این نوع چینی ۸۱۶ تا ۹۸۲ درجه سانتی گراد است که البته نوعی که با آلیاژ پلاتین، پالادیوم مصرف می‌گردد دارای درجه ذوب بیشتری می‌باشد.

خواص فیزیکی

همانطور که قبلاً گفته شد مشابه بودن ضریب انبساط حرارتی آلیاژ و چینی در تأمین اتصال اهمیت شایانی دارد . نکته دیگر اینکه ضریب محدودیتی و proportional limit چینی پخته شده قابلیت تطویل نداشته و برای جلوگیری از ایجاد ترک آلیاژ نیز بایستی rigid باشد . ضمناً این نوع آلیاژ مانند سایر آلیاژهای مورد مصرف دردهان باید در مقابل corrosion و tarnish مقاوم باشد.

ملاحظات تکنیکی^۱

روش ریختن طلا مشابه روش‌های عادی است و بعلت بالابودن درجه ذوب آلیاژ ناگزیر باستفاده از مواد ریختگی محتوی سیلیکات یافسفات می‌باشیم. برای جبران انقباض طلا فقط از انبساط حرارتی ماده ریختگی استفاده می‌گردد. حرارت مورد ازوم برای ذوب آلیاژ از سوخت اکسیژن واستیلن حاصل می‌شود.

سطح آلیاژ بعداز ریختن باید بدقت تمیز شود بدین منظور می‌توان طلای ریخته شده رادر گرمای ۹۸۲ درجه سانتی گراد حرارت داد تا هر گونه ناخالصی سطح آن سوخته و آذین برود. در صورتی که از مواد اتصال دهنده استفاده گردد بایستی آنرا در روی سطح آلیاژ آماده شده قرار داد و سپس در همین درجه حرارت یا بالاتر آنرا ذوب کرد.

دنیل استفاده از مواد اتصال دهنده کاملاً روش نیست زیرا هیچگونه اثری بر روی مقاومت محل اتصال ندارد. شاید اثر آن مشابه اثر *flux* باشد که از ایجاد اکسیدهای سطحی جلوگیری می‌نماید.

بعداز آماده نمودن سطح آلیاژ، چینی opaque را بضمانت نیم میلی-

متر بر روی سطح آلیاژ قرار داده و پختن را شروع می‌نمائیم. معمولاً برای تأمین فرم کامل پر و تر چندین پخت و سپس glaze نهائی لازم می‌باشد. هائی که بدین طریق تهیه می‌شود دارای مقاومت بیشتری از *crown* چینی می‌باشد با وجود این در صورتیکه از چینی در مورد بrij های طویل استفاده شود احتمال ترک خوردن چینی بعلت عدم وجود خاصیت تطویل موجود است. راه جلوگیری از این نوع شکستگی‌ها تأمین وضعیت اکاژن متعادل و فرم مناسب برای *crown* بدون داشتن زوایای تیز می‌باشد. از طرف دیگر تطابق این نوع *crown*‌ها با دندان کامل نیست

زیرا هر قدر که *crown* دقیق تهیه شود بعلم حرارت فوق العاده در حین پختن چینی آلیاژ تغییر حجم پیدا می‌نماید. اشکال دیگر لزوم تراش زیاد دندان جهت تأمین ضخامت کافی برای فلزو چینی می‌باشد.

بادر نظر گرفتن تمام نکات فوق چینی دارای مقام شایسته در دندانپزشکی است و بسیاری از دندانپزشکان این نوع سرپوشها را برسایر انواع ترجیح می‌دهند.

REFERENCES

- 1— Southan, D.E.: The Developement and Charactristic of Dental Porcelain, Aust. Dent. J. 15 : 103, 1970 .
- 2— Skinner, E.W., Phillips, R.W.: The Science of Dental Materials, ed. 6, Philadelphia, 1965, W. B., Saunders Company, pp. 517-518 .
- 3— McLean, J. W., and Hughes, T. H.: The Reinforcement of Dental Porcelain with Ceramic Oxides, Brit. Dent. J. 119 : 251, 1965.
- 4— McLean, J. W.: A Higher Strength Porcelain for Crown and Bridge, Brit. Dent. J. 119 : 263, 1965 .
- 5— Paquet, G. H. A.: A Comparison of Surface Roughness, hardness and porosity of Air-Fired and Vacuum Fired Porreclain, Thesis, North-western University Dental School, 1964.
- 6— Shell, J. S. and Nielsen, J. P.: Study of the Bond Between gold Alloy and Porcelain, J. Dent. Res. 41 : 1424, 1962 .
- 7— King, B. W., Tripp, H.P., Duckworth, W.H.: Nature of Adherence of Porcelain Enamel to Metals, J. Am. Cer. Soc. 42 : 504, 1959 .
- 8— Mumford, G.: The porcelain Fused to Metal Restorations, Dent. Clin. North Am., p. 241, 1965 .

لذکر:

شکل‌های شماره ۱، ۷، ۸، ۹، ۱۰، ۱۱، ۱۲، ۱۳، ۱۴، ۱۵، ۱۶، ۱۷، ۱۸، ۱۹، ۲۰، ۲۱، ۲۲، ۲۳، ۲۴، ۲۵، ۲۶، ۲۷، ۲۸ از کتاب Applide Dental Material نوشته J.N. Anderson اقتباس گردیده است.

شکل‌های شماره ۳۰، ۴۵ از کتاب Materials for the Practicing dentist نوشته R.W. Philips اقتباس گردیده است.

شکل‌های شماره ۲۱، ۴۴ از کتاب Restorative Dental Material نوشته F.A. Peyton اقتباس گردیده است.

شکل‌های شماره ۳۸، ۴۶، ۴۷، ۴۸، ۴۹، ۵۰ از کتاب The science of dental materials نوشته R.W. Philips، E.W. Skinner اقتباس گردیده است.

فهرست معانی لغات انگلیسی

A

accelerator	تسريع‌کننده واکنش شیمیائی.
acid etching	برداشتن قسمتی از مواد معدنی منشورهای مینا برای ایجاد خلل و فرج توسط اسید.
acrylic resins	مواد پلاستیکی که ماده اصلی آن متیل‌متاکریلات می‌باشد.
adjustment	تفییرات جزئی و درفع تقصی از هر نوع پروتزدندانی بعداز تحويل.
annealing	تفییرات کریستالی فلزات در اثر حرارت.
antiflux	ماده خشک‌کننده اثر flux.
applicator	یکنوع وسیله برای گاربرد مواد آسترکننده حفره.
artificial stone	گنج سخت دندانپزشکی

B

ball burnisher	وسیله صاف‌کردن و خواباندن لبه‌های برگردگی آمالکام یا طلا که دارای نوک دوری است.
base	قسمت اصلی پروتز.
binder	ماده واسطه یا اتصال دهنده.
burnish	صاف‌کردن و خواباندن لبه‌های برگردگی.

C

carat	میار.
carver	وسیله نوک تیز برای فرم‌دادن آمالکام و موم.

casting	دیختن فلزات
cavity liner	آسترکننده حفره
cavity varnish	نوعی از مواد آسترکننده جدار حفره .
centric relation (V.D.R.)	خلفی ترین موقعیت فک پائین تسبت به فک بالادریک (V.D.R.)
	مشخص که در این حالت فک پائین بدون هیچگونه اشکال بتواند حرکات طرفی را انجام دهد.
clasp	بازوی نگاهدارنده دربروئر یارسیل .
cold cure	مواد رزینی گه در حرارت عادی پلیمریزه می شوند.
cold work	ایجاد تغییر فرم در فلزات بدون کاربرد حرارت .
cohesion	خاصیت جذب مولکولهای همnam .
compressive stress	مقاومت در مقابل خورد شدن .
core	عدم یکنواختی در تشكیل ساختمان ذرهای فلز بعلت سردگردن سریع فلز مذاب .
crazing	فسودگی فلز .
crown	قسمت اصلی و داخلی .
cross linked	ایجاد ترکهای بسیار ریز .
D	سرپوش - تاج دندان .
dendrites	تشکیل گریستالها در فلزات خالص در سه جهت .
die	مدل تهیه شده از دندان تراش خورده .
ductility	قابلیت تقویل .
duplication	تهیه مدل اضافی از مدل اصلی .
E	
edge strength	استحکام مواد در لبهای نگره

ایجاد یک ورقه فلزی بر روی سطح قالب نوسط جریان الکتریسته .
electroplating
پرداخت بوسیله جریان الکتریسته .
electropolishing

elongation

تطویل

مواد پلاستیکی که ماده اصلی آن epoxide است .
epoxy resins

انواعی از آلیاژ که نسبت مواد متشکله آن طوری تنظیم شده است که در آن
eutectic وضعیت دارای حداقل درجه حرارت ذوب می‌باشد .

F

موادی که برای افزایش غلظت یا استحکام بمواد دندانی اضافه می‌شود .
filler

حداقل ضخامت سیمان .
film thickness

نوعی از آلیاژ آمالگام بازرات ریز .
fine grain

درجه خلوص .
fineness

محفظه فلزی که از دو قسمت فوقانی و تحتانی تشکیل شده و برای تبدیل مدل‌های

مومی به پوتزهای آکریلیک مورد استفاده قرار می‌گیرد .
flask

قابلیت پخش و جریان بسافتن مواد .
flow

ماده‌ای که برای جلوگیری از اکسیداسیون فلز در حین ذوب شدن بکار می‌رود .
flux

قالب‌گیری از دهان در حین انجام اعمال فیزیولوژیک .
functional impression

درجه ذوب
fusing temperature

جلاء و شفافیت .
glaze

اجزاء تشکیل دهنده گریستالها .
grain

حدود بین اجزاء تشکیل دهنده گریستالها .
grain boundary

H

مواد رزینی که در اثر حرارت پلیمریزه می‌شوند .
heat cure

اصلاح حرارتی و تغییر خواص فیزیکی فلزات در اثر حرارت .
heat treatment

heavy body	خمیر با ظرفیت زیاد.
height of contour	بر جسته ترین قسمت دندان و انساج های مجاور آن در یک معین . (path of insertion)

I

impact strength	مقاومت در مقابل فشارهای ناگهانی .
impression compound	یک نوع ماده قالب‌گیری ترموم پلاستیک .
impression wax	مووم مخصوص قالب‌گیری .
initiator	آغاز کننده عمل پلیمریزاسیون .
inlay	یک نوع پر کردگی طلای ریختگی .
interocclusal record	ثبت رابطه بین دو فک .
intermetallic compound	در آلیاژ هایی که از دو فلز دارای خواص الکتروشیمیائی متفاوت استفاده شود این نوع ترکیب ایجاد می‌گردد که بسیار سخت و شکننده است .
investment	موادی که در ریختن فلزات آزاده استفاده می‌شود .
isthmus	در حفرات کلاس II قسمت باریکی که حفره اکلزیال را به حفره بروکزیمال مربوط می‌سازد .

J

jacket crown	سرپوش تمام چینی یا آکریلیک .
--------------	------------------------------

L

leakage	نفوذ مایعات و باکتریها در درز بین پر کردگی و دیواره دندان .
light body	خمیر با ظرفیت کم .
liquidus	حالت میعان .

M

malleability	قابلیت چکش خواری .
margin	لبه حفره پر کردگی یا محل ختم تراش دندان .

micro leakage	درز میکروسکوپیک بین ماده پرکننده و جدار حفره گه باعث نفوذ مایعات و باکتریها می‌گردد.
minor connector	اتصال فرعی دربروتر پارسیل.
mould	فضای خالی آیجاد شده در ماده ریختگی یا قالب‌گیری گه بوسیله فلز مناب بیاماده قالباریزی اشغال می‌شود.
mould seal	ماده جداکننده بین گچ و مواد رزینی.

O

occlusion	تماس سطوح جونده دندانها با یکدیگر.
-----------	------------------------------------

P

partial denture	بروتر دندانی که جایگزین تعدادی از دندانهای از دست رفته هر فک می‌گردد.
path of insertion	تنهای جهت نشستن و برداشتن پروتر پارسیل متحرک.
pin	نوعی میخ‌فولادی یا طلا گه در دندان پیچ یا سمان می‌شود.
pin hole	سوراخ تهیه شده جهت pin
plaster	گچ‌دندان‌پزشکی
plasticizer	ترکیباتی که باعث افزایش قابلیت پلاستیکی می‌شود.
plugger	وسیله‌ای گه برای تراکم آمالکام بکار می‌رود.
polymerization	تشکیل ماده با وزن مولکولی زیاداز مرکولهای متعدد مشابه.
positive model	مدل مشبیت (مدلی که از مواد مختلف تشکیل شده و دارای تمام مشخصات ناحیه قالب‌گیری شده می‌باشد).
posterior palatal seal	ایجاد سدغیر قابل نفوذ در حد خلفی بروتر فک بالا.
primer	مواد آستر کننده گه جهت تطابق‌بیشتر ماده پرکننده با جدار حفره بکار می‌رود.
processing	روش پختن مواد آگریلیک.
pumice	پودر صاینده برای پرداخت مواد پلاستیکی و فلزی.

R

radio opacity	عدم عبور اشعه
rebase	تعویض base بروتر آکریلیک.
recrystallization	تبلور مجدد.
regular body	خمیر با غلطت عادی.
reline	آسترکردن پروتزهای آکریلیک.
resilience	قابل ارجاع.
retention	مجموعه نیروهایی که مانع از حرکت آسان پروتز درجهت می شود.
retromolar-area	بافت همبندی مخاطی قسمت خلفی آخرین مولر فک پائین.
rigidity	مقاومت در مقابل تاب برداشتن.
rowge	خمیر برداخت فلز.
rubber dam	سدلاستیکی برای جلوگیری از نفوذ بزاق و سایر مواد به ناحیه مورد عمل

S

saddle	نواحی بیدندان فکین.
sealant	ماده مسدودگننده خلل و فرج میناکه بوسیله اسید تولید شده است.
self cure	مواد رزینی که درحرارت عادی پلیمریزه می شوند.
separating media	موادی که مانع چسبیدن دوشیزی بهم می شوند.
shear stress	مقاومت در مقابل تاب دادن.
slab	صفحه شیشه ای برای مخاط کردن مواد.
soft lining	مواد آسترکننده نرم.
solidus	حالات انجاماد
solid solution	موادی که در حالت چامد دریگدیگر محاول می باشند.

space lattice	طرز قرار گرفتن فضایی آنها در یک گریستال ساده.
sprue	میله‌ای که بر روی مدل مومنی نصب شده و باعث ارتباط مدل مومنی داخل سیلندر و خارج می‌گردد.
stone	کچ سخت دندانپزشکی.
strain	تفییر شکل ماده در مقابل فشار خارجی
stress	مقاومت ماده در مقابل فشار خارجی.
strain hardening	سخت گردن فلزات با اعمال فشار (ضریب زدن، گردن وغیره) burnish
T	
tarnish	تفییر رنگ فلزات.
tensile strength	مقاومت در مقابل فشارهای گششی
thinner	نوعی حلal مواد آفی
thermoplastic	موادی که در انگرما حالت برمی پیدا می‌کنند.
tissue conditioner	نوعی از مواد آسترکننده موقت نرم.
treatment resins	نوعی از مواد آسترکننده موقت نرم
tray	وسیله فلزی یا پلاستیکی که بكمک آن قالب گیری انجام می‌شود.
tracing	ظیبت را به نمایین دو فاک بطریق ترسیم حرکات.
U	
undercut	ناحیه زیر خط سورویور.
V	
vertical dimension	فاصله بین دو نقطه اختیاری در بالا و پایین دهان در حالتی که دندانها در centric relation قرار دارند.
W	
wash impression	قالب گیری مخفاعف ماده قالب گیری بافلوی زیاد.
working time	مدت زمانی که پس از اختلاط ماده بدون هیچگونه تغییر خواص فیزیکی می‌توان از آن استفاده کرد.



Ferdowsi University

**MATERIALS
in
DENTISTRY**

by

Dr. B. Samimy

Associate professor

Dr. H. Nikoukari

Associate professor

Ferdowsi University

Dental School

April, 1978

مادسیج

شبکه آموزشی - پژوهشی ایران



مادسیج، پنجره‌ای به یادگیری نوین

مادسیج مخفف کلمه madsage به معنای شیفتۀ دادایی و در مفهوم بومی به معنای دهگده علم و دانش ایران می‌باشد. در این مفهوم اشاره به دو کلمه سیج (یکی از روستاهای زیبای کشورمان) و ماد (یکی از اولین اقوام ایران) می‌باشد.

شبکه آموزشی - پژوهشی مادسیج (IRESNET) با هدف بهبود پیشرفت علمی و دسترسی هرچه راحت‌تر جامعه بزرگ علمی ایران، در فضای مجازی ایجاد شده است. هسته اولیه مادسیج از طرح پایان نامه کارشناسی ارشد جناب آقای رضا محمودی دانش آموخته رشته مدیریت آموزشی دانشگاه تهران که با راهنمایی استاد گرانقدر جناب آقای دکتر عبادی معاون دانشگاه مجازی مهر البرز می‌باشد، بر گرفته شده است.

IRan Education & Research NETwork