

فصل اول

ساختمان ماده و اصول چسبندگی باندهای بین اتمی اولیه

نیرویی که اتمها را کنار هم نگه می‌دارد Cohesive Force نام دارد. این باندهای بین اتمی ممکن است اولیه یا ثانویه باشند. قدرت این باندها و همچنین توانایی آنها در استقرار مجدد بعد از شکسته شدن، تعیین‌کننده خصوصیات فیزیکی مواد است. باندهای اتمی اولیه سه نوع مختلف است:

الف) فلزی (metallic) (ب) یونی (ionic) (ج) کووالانسی (covalent)

الف) پیوند فلزی:

این نوع پیوند هنگامی بوجود می‌آید که هر یک از اتمهای فلز یا آلیاژ، الکترونها را برای تشکیل ابر الکترونی به اشتراک بگذارند. ویژگی فوق در ماهیت فلز نهفته است زیرا برای تبدیل شدن به یون مثبت، خارجی‌ترین الکترون خود را در اختیار سیستم قرار می‌دهد.

قابلیت فلزات در انتقال حرارت و الکتریسیته از یک سو، و امکان تغییر فرم پلاستیکی از سوی دیگر به دلیل این ویژگی می‌باشد. انتقال حرارت و الکتریسیته نتیجه توانایی ایجاد و حرکت ابر الکترونی آزاد در طول کریستال است و تغییر فرم پلاستیک نتیجه حرکت در سطوح لغزنده کریستال است.

درخشندگی و براق بودن و همچنین رسانایی فلز در سطوح لغزنده با سطحی که تراکم اتمی بیشتری دارد و بیشترین قدرت چسبندگی بین اتمی را دارا می‌باشد متناسب است. شکل (c) (۱-۱)

این باندها از ساده‌ترین انواع باندهای اولیه است و حاصل جاذبه دوطرفه شارژهای مثبت و منفی است. مثال کلاسیک این باندها کلرید سدیم است. جاذبه الکترواستاتیکی بین یون سدیم و کلر باعث تبادل الکترون بین این دو می‌گردد. در واقع اتم سدیم یک الکترون و الانس خود را در اختیار اتم کلر قرار می‌دهد.

شکل (A) (۱-۱)

تصویر (A) (۱-۱) فرم شماتیک پیوند یونی را نشان می‌دهد این حالت به دلیل جاذبه الکتریکی میان یونهای با بار مثبت و منفی که به صورت یک در میان قرار گرفته‌اند بوجود آمده است. در کریستالهای یونی هیچ نوع هدایت الکتریکی نظیر آنچه در فلزات روی می‌دهد به چشم نمی‌خورد، اما تبادل یونی ضعیفی به دلیل حرکت یونها مشاهده می‌شود. هنگامی که کریستالهای یونی تحت فشار قرار بگیرند در راستای سطوح مشخصی از اتمها شکسته می‌شوند و شکل خود را از دست می‌دهند، اما فلزات در این موارد دچار تغییر شکل و انعطاف می‌شوند.

ج) پیوند کووالانسی:

در بسیاری از ترکیبات شیمیایی دو اتم مجاور الکترونها را طرفیت خود را با هم به اشتراک می‌گذارند، مولکول هیدروژن H_2 نمونه‌ای از این اشتراک است. الکترون لایه ظرفیت هر اتم با اتم دیگر به اشتراک گذاشته شده و یک باندها با ثبات به وجود می‌آید. شکل (B) (۱-۱)

در فلزات یا آلیاژها نیروی چسبندگی بین اتمها در ساختمان کریستالی، نیروی الکتریکی می‌باشد. نیروی مزبور همراه با جاذبه الکترواستاتیکی که عامل اصلی اتصالات یونی است باعث ایجاد چسبندگی بین اتمهای فلزات می‌شوند. نیروهای الکتریکی دیگری نیز مانند نیروهای کووالانسی، ثابت رزنانس و تبدلات انرژی بین اتمها وجود دارند. هر کدام از سه مکانیسم اتمها وجود دارند. هر کدام از سه مکانیسم ذکر شده در یک دسته از فلزات وجود دارد. اما انواعی از مجموعه هر سه مکانیسم نیز در گونه‌های مختلف مواد به مقادیر متفاوت و بسته به نوع مواد وجود دارد.

باندهای بین اتمی ثانویه:

به دنبال به اشتراک گذاشتن الکترون بین دو یا چند اتم، نحوه پراکندگی الکترونها در اطراف مولکول یکنواخت نخواهد بود و الکترونها زمان بیشتری در دو وضعیتی خاص قرار می‌گیرند که این مسئله موجب القاء شارژ مثبت در قسمتی از مولکول و شارژی منفی در قسمتی دیگر خواهد شد. به این ترتیب یک دو قطبی الکتریکی (electric dipole) بوجود خواهد آمد و نیروهای قطبی (Polar force) بوجود آمده اطراف مولکول موجب باندهای بین مولکولی می‌شود. این باندها را می‌توان به دو دسته هیپروژنی و اندروالانس تقسیم کرد. (شکل ۲-۱)

فاصله بین اتمی باند:

زمانیکه نیروهای جاذبه اتمها را در کنار یکدیگر قرار داد؛ برآیند نیروهای جاذبه و دافعه اتمها باعث می‌شود که اتمها در یک فاصله مشخص (برای هر ماده) قرار گیرند که در آن وضعیت اتمها در حالت بالانس هستند. این فضای بین اتمی در شکل (۳-۱) خوانده شده است.

انرژی باند:

یکی دیگر از ویژگی‌های اتصالات اتمی انرژی باند است. انرژی باند یعنی مقدار انرژی که لازم است تا دو اتم را از هم جدا کند. انرژی باند به ترتیب نزولی در باندهای کووالانسی بیشترین و سپس اتصالات یونی و فلزی است. در مورد باندهای فلزی میزان انرژی باند بسیار متفاوت است. انرژی باندهای فلزی در بعضی مواد نزدیک به انرژی باند در باندهای یونی است و در برخی مواد بسیار پایین است، مثلاً باند فلزی در جیوه به قدری پایین است که حتی نمی‌تواند در دمای اتاق وضعیت جامد داشته باشد.

چسبندگی بین اتمی:

چسبندگی بین اتمی پدیده‌ای است فیزیکی که یک یا چند اتم را که نسبتاً در وضعیت ثابتی قرار دارند کنار هم نگاه می‌دارد در واقع تعادلی است بین نیروی دافعه و جاذبه اتمی.

جامدات:

بعد از توضیح روابط مواد در حد اتمی باید به این نکته توجه داشت که ساختار ماده مجموعه‌ای از میلیون‌ها اتم و مولکول است و نحوه قرار گرفتن این مولکولها و اتمها کنار یکدیگر خصوصیات ماده را تعریف می‌کند این اتمها و مولکولها در جامدات می‌توانند در یک ساختمان Crystalline و یا ساختمان Non Crystalline کنار هم قرار بگیرند.

ساختمان Crystalline:

در کریستالها اتم‌ها با نظم خاصی قرار گرفته‌اند و یک شبکه کریستالی یا چند وجهی را می‌سازند در کریستالها این ساختمان‌های چندوجهی مرتباً تکرار می‌شوند. ۱۴ فرم چند وجهی وجود دارد که اتم‌های کریستال‌ها می‌توانند در قالب آن قرار گیرند ولی اتم‌های فلزات معمولاً در ساختار چندوجهی Cubic قرار می‌گیرند. ساده‌ترین شبکه مکعبی را در شکل (۴-۱) می‌بینیم. تمام آمالگام‌های دندانی، آلیاژهای Casting و فویل‌طلا ساختمان کریستالی دارند. بعضی از سرامیک‌های خالص مثل آلومینا و Zirconia نیز ساختمان کریستالی دارند اما برخی از سرامیک‌ها مثل پرس‌لن دندانی شامل شیشه‌های غیرکریستالی هستند که ماتریکس پرس‌لن را تشکیل می‌دهند و در داخل این ماتریکس یک سری Inclusion های کریستالین نیز قرار داده شده که برحسب نوع آن، خواصی را برای پرس‌لن تأمین می‌کند. (۵-۱)

ساختمان‌های Non Crystalline :

در جامدات به جز الگویی کریستالین الگویی غیرکریستالین را نیز می‌توان مشاهده کرد مثلاً موم‌هایی که در دندانپزشکی استفاده می‌شود ساختمان‌های غیرکریستالی دارند و ساختمان میکروسکوپی آنها به صورت یک شبکه بی‌شکل است که در آن مولکول‌ها به صورت اتفاقی (Random) قرار گرفته‌اند. شیشه‌ها نیز جامدات غیرکریستالی هستند. در شیشه به جای نمای Long range order ، نمای Short rang order دیده می‌شود بدین ترتیب که در ساختار میکروسکوپی شیشه‌ها اگر در قسمتی نیز ساختار منظمی دیده شود این ساختار پیوسته نخواهد بود و به وسیله ساختار نامنظم قطع خواهد شد. با توجه به اینکه نمای Short rang order جزء خصوصیات مایعات است گاهی به شیشه‌ها Super Cold liquid می‌گویند. کامپوزیت‌ها نیز می‌توانند ترکیبی از مواد کریستالی و غیرکریستالی باشند.

انواع جامدات جامد های یونی:

یون‌ها بوسیله میدان‌های الکترواستاتیک بدون جهتی احاطه شده‌اند و این امکان وجود دارد تا یون‌هایی که دارای شارژ منفی یا مثبت هستند برای رسیدن به سطح انرژی پایین‌تر در کنار هم قرار گیرند. یون‌ها می‌توانند یک شبکه سه سطحی منظم را فرم بدهند. مثال خیلی رایج در این موارد NaCl است. ترکیبات یونی مثل کلرایدها، نیتریدها و اکسیدهای فلزی اساس ساختمان موادی مثل سرامیک‌ها و گروه خاص آن یعنی شیشه‌ها هستند. این مواد به خاطر باند یونی قوی بسیار مستحکم هستند.

جامدهای فلزی:

ترکیبی مشابه آنچه در جامدات یونی اتفاق می‌افتد، در باندهای فلزی نیز امکان وقوع دارد. با این تفاوت که جاذبه‌های الکترواستاتیک بین تک تک اتم‌ها با هم وجود ندارد و این جاذبه توسط ابر الکترونیکی در اطراف اتم‌ها تأمین می‌شود.

جامدات کووالانسی:

در مورد این جامدات مثال‌های بسیار محدودی داریم. در این جامدات اتم‌ها بوسیله باندهای کووالانسی با هم اتصال دارند مثل کربن، سیلیکون و گرافیت.

Mechanical properties

توضیح خصوصیات مکانیکی ماده براساس تعریف دو واژه Stress و Strain ممکن است.

تنش (Stress) :

زمانی که نیرویی بر جسم وارد می‌شود اگر در جسم تغییر حالت ایجاد کند، جسم در مقابل این نیروی خارجی مقاومتی از خود نشان می‌دهد. این واکنش داخلی در برابر نیروی خارجی را تنش می‌نامند. که از لحاظ مقدار با آن برابر اما در جهت مخالف اعمال می‌شود. نیروی خارجی و

(۶-۱) شرح داده شده است شبیه خواهد بود.

۳- زمانی که نازک شدن در ماده مورد آزمایش شروع می‌شود و نشانه‌های تغییر حالت یکنواخت دیده می‌شود نیروی خارجی که با F نشان داده می‌شود کاهش می‌یابد به دلیل کاهش سریع سطح (A) (در محل نازک شدن) تنش حقیقی یا F/A به افزایش خود ادامه می‌دهد تا جایی که ماده مورد نظر می‌شکند.

خلاصه: اکثر تو ضیحات فوق به تغییر حالت کششی مربوط است برای خلاصه نمودن تمام فاکتورهای فوق در نمودار بهتر است که تمام توضیحات و مشخصات آنها را در منحنی تنش - کرنش قرار دهیم. با توجه به مطالب فوق می‌توان به تعریف یک سری از خصوصیات مکانیکی پرداخت:

Shear Stress: نیروی برشی موجب لغزش یک قسمت از ماده روی قسمت دیگری از آن می‌شود. ایجاد تنش برشی در یک ماده همراه با کرنش برشی (**Shear Strain**) خواهد بود (شکل ۷-۱).

Tensile Stress: استرس کششی زمانی ایجاد می‌شود که یک نیرو بخواهد ماده‌ای را بکشد و افزایش طول دهد که همواره همراه کرنش کششی (**Tensile Strain**) است که به معنی بیشترین فاصله ایجاد شده بین اتم‌هاست. به طوری که با حذف نیروی خارجی در هر زمان، نیروی جاذبه دوطرفه بین اتمی قادر به بازگرداندن آنها به حالت اولیه باشد.

Compressive Stress: اگر ماده‌ای تحت نیرویی قرار گیرد که ماده را بفشارد و کوتاه کند، نیروی مقاومتی که در مقابل این فشار ایجاد خواهد شد **Compressive Stress** نام خواهد گرفت.

خصوصیات مکانیکی که بر اساس تغییرات الاستیسی تعریف می‌شود:
ضریب کشسانی (Modulus of Elasticity):

در تنش‌های پایین‌تر از حد تناسب، جسم از قانون «هوک» (**Hook's law**) پیروی می‌کند. طبق این قانون در محدوده ارتجاعی (**elastic**)

مقاومت داخلی در سطح مشخصی از جسم وارد می‌شوند بنابراین تنش مقدار نیروی وارد شده بر سطح است.

تنش انواع گوناگونی دارد که شامل: تنش کششی (**Tensile stress**) تنش تراکمی (**Compressive Stress**) تنش برش (**Shear Stress**) و تنش ترکیبی (**Complex Stress**) می‌شود.

کرنش (Strain):

هرگاه بر جسمی تنش وارد شود در جسم کرنش (تغییر شکل یا طول) ایجاد می‌کند به عبارت دیگر تغییر شکل بوجود آمده در واحد طول کرنش (**Strain**) نام دارد.

منحنی تنش - کرنش (Stress-Strain Curve):

در یک آزمایش کشش، اطلاعات فراوانی از خواص جسم بدست می‌آید در این آزمایش نمونه‌ای از ماده مورد نظر در دستگاه تحت کشش قرار می‌گیرد. از اطلاعات حاصله در مورد **Stress** و **Strain** می‌توان منحنی تنش - کرنش (**Stress-Strain Curve**) را رسم کرد. (شکل ۶-۱)

این منحنی معرف رفتار ماده یا آلیاژ تحت نیروهای خارجی است. اگر داده‌های این منحنی به صورت تنش واقعی در مقابل کرنش واقعی باشد سه منطقه مجزا به راحتی قابل تشخیص است:

۱- به تدریج که فشار از صفر و کم کم زیاد می‌شود، فلز دچار تغییر شکل الاستیک می‌شود. این تغییر شکل الاستیک همراه با افزایش فشار تا مقاومت تسلیم ادامه پیدا می‌کند، تا زمانی که دیگر افزایش باعث ایجاد شکستگی در ماده گردد. در مراحل بعدی تست‌های کشش، مقدار تغییر الاستیک در مقایسه تغییر پلاستیکی خیلی کمتر است.

۲- در حیطه فشارهای بین مقاومت تسلیم و فشاری که باعث شروع نازک شدن فلز می‌گردد تغییر شکل پلاستیکی بوجود می‌آید این تغییر شکل پلاستیکی یکنواخت است و داده‌های معمولاً به منحنی تنش مؤثر - کرنش مؤثر که در شکل

range) تنش و کرنش با هم تناسب خطی دارند.

نسبت تنش و کرنش در محدوده ارتجاعی یا کشسانی، ضریب یانگ (Young's modulus) یا ضریب ارتجاعی نامیده می‌شود که خاصیت ذاتی ماده می‌باشد و از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

$$\text{Modulus of Elasticity (E)} = \frac{\text{Stress}}{\text{Strain}}$$

$$\text{Strain} = \frac{\text{Change in length}}{\text{Original length}}$$

ضریب الاستیسیته یا ضریب Young به صورت کسر $\frac{\text{Stress}}{\text{Strain}}$ تعریف شده است و

به سفتی یا مقاومت مواد در برابر تغییر شکل در پایین از حد الاستیکی اطلاق می‌شود. این ضریب در منحنی Stress-Strain به صورت خط مستقیم است و هرچه شیب این خط بیشتر باشد نشانه سفتی بیشتری است.

: Resilience

این خاصیت ماده توسط ناحیه محدود به زیر حد الاستیک (elastic portion) در منحنی تنش - کرنش مشخص و محاسبه می‌شود.

حد تناسب (Proportional limit):

همانطور که دیده می‌شود تا سطح معینی از نیرو تنش و کرنش با هم تناسب خطی دارند. آن مقدار تنش (Stress) که پس از آن نسبت خطی با کرنش از بین می‌رود حد تناسب (Proportional Limit) نامیده می‌شود. پایین‌تر از حد تناسب هیچ‌گونه تغییر فرم دائمی در ساختمان جسم دیده نمی‌شود.

حد لاستیکی یا حد کشسان (elastic limit):

عبارت است از حداکثر فشاری که قطعه آلیاژ تحت آزمایش کشش ساکن و در دمایی اتاق، بدون تغییر شکل دائمی تحمل می‌نماید با قطع کردن فشار طی آن آزمایش قطعه موردنظر می‌بایست به حالت و شکل اولیه خود برگردد. این قطعه که پس از برداشتن نیرو به شکل اولیه خود رجعت می‌کند دچار

تغییر حالت الاستیکی شده است. بنابراین از لحاظ علمی حد ارتجاعی با حد تناسب برابر است. اما باید به خاطر داشت که حد ارتجاعی به بیان رفتار ارتجاعی ماده و حد تناسب به تبیین تناسب بین تنش و کرنش در ساختمان ماده می‌پردازد. (شکل ۱-۸)

خصوصیات مکانیکی مربوط به

استحکام (Strength): طول

خاصیت استحکام فلزات شاید مهمترین خاصیت فیزیکی آنها باشد. از آنجا که تحت فشارهای مختلف فلزات رفتارهای متفاوتی از خود نشان می‌دهند لذا آزمایشات مختلفی نیز برای اندازه‌گیری هر یک از این رفتارها طراحی شده است. در چنین آزمایش‌هایی برای تعیین استحکام آلیاژ نمونه‌های مورد آزمایش را تحت‌تأثیر نیروهای مختلفی قرار می‌دهند.

روش اعمال نیرو و میزان نیروی وارده (ضربه‌ای - ساکن یا چرخشی) و دمایی که در آن آزمایش انجام می‌شود، همه می‌توانند روی رفتار فلزات تأثیر مهمی بگذارند. در نتیجه واژه استحکام و مقدار استحکام آلیاژ هنگامی کاملاً روشن می‌گردد که وضعیت و موقعیتی را که در آن آزمایشی انجام شده بطور دقیق و کامل مشخص گردد.

مقاومت تسلیم Yield strength:

معرف مقدار تنش در مرحله‌ای است که ماده رفتار پلاستیکی را آغاز می‌کند. در چنین حدی از استرس، کرنش محدود و دائمی در ماده رخ داده است. Yield strength وضعیت را در هنگامی که ماده انحرافی محدود از تناسب تنش - کرنش دارد را نشان می‌دهد.

به عبارت دیگر Yield strength شاخص مقدار تنشی است که موجب ایجاد مقدار معینی تغییر شکل دائمی می‌شود. باید توجه داشت معمولاً مقدار Yield strength اندکی بیش از حد تناسب است. برای مثال اگر حد

استحکام نهایی در مواردی که ماده قابل طول شدن است تقریباً مانند حالت تست کشش می‌باشد جز در مورد مواد شکننده نظیر سرامیک‌ها و نیمه فلزات (intermetallic) که قدرت محاسبه شده در تست‌های تراکمی بالاتر است.

مقاومت برشی (Shear Strength):

تنشی را که ماده پیش از آنکه در اثر نیروی برشی (shear) دچار خستگی بشود تحمل می‌کند مقاومت برشی گویند.

مقاومت گسستگی (Fracture Strength):

هنگامی که مواد شکل‌پذیر را بیشتر از حد ارتجاعی آنها تحت کشش قرار دهیم حالت باریک‌شدگی (necking) در آنها ایجاد می‌شود. کم شدن سطح مقطع جسم موجب کاهش نیروی لازم برای تغییر شکل آن می‌شود و منحنی تنش - کرنش سیر نزولی را طی می‌کند. چنانچه نمونه تحت کشش بیشتری واقع شود خواهد شکست. تنش ایجاد شده در نمونه هنگام شکست «مقاومت شکست» یا مقاومت گسستگی (fracture strength) نام دارد. در اجسام نسبتاً انعطاف‌پذیر (flexible) مقاومت شکست از مقاومت گسستگی یا نهایی کمتر است. در اجسام ترد (Brittle) مقاومت شکست و مقاومت نهایی با هم برابرند و باریک‌شدگی مشاهده نمی‌شود.

استحکام نهایی (Ultimate Strength):

اگر در محدوده تغییرات پلاستیک یک آلیاژ نیروی خارجی را همچنان به ماده وارد نماییم، تنش و کرنش هر دو افزایش پیدا می‌کنند. اما رابطه این دو با یکدیگر همیشه به صورت خطی نخواهد بود. به این بخش منحنی کار سختی (Work of hardening) یا سخت شدن در اثر کرنش (Strain hardening) شود و در عین حال نیروی خارجی را نیز تحمل کند. این مقدار فشار خارجی را حداکثر فشار گویند. مقاومت جسم در برابر این مقدار فشار خارجی را استحکام نهایی یا استحکام در اثر نیروی کششی (Ultimate Tensile

تناسب (Proportional limit) برای آلیاژهای طلا Ibs/in^2 افزایش یابد. تا در این آلیاژ باعث ایجاد تغییر فرم دائمی گردد. در واقع مقاومت تسلیم همان حد تناسب است که به‌طور قراردادی و برای سهولت در مراحل تست‌های لابراتواری به میزان $0/1$ یا $0/2$ درصد بالاتر از حد تناسب در نظر گرفته می‌شود.

نقطه گسست (Yield point):

نقطه‌ای از منحنی است که در آن میزان تغییر فرم (deflection) مواد به‌طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد اما مقدار نیروی وارده تغییری نمی‌کند.

مقاومت خمشی (Flexural Strength):

مقاومت خمشی تحت عناوین دیگری چون مقاومت عرضی (transverse strength) یا ضریب گسیختگی (modulus of rupture) نیز خوانده می‌شود و مقاومتی است که یک ماده در آزمایش خمش از خود نشان می‌دهد.

مقاومت خستگی (Fatigue Strength):

اگر فلز تحت تأثیر تنش‌های متغیر و متناوب قرار بگیرد پس از مدتی در اثر تنش‌های خیلی کمتر از تنش حد شکستگی می‌شکند این پدیده را خستگی (fatigue) فلز می‌گویند. به عبارت دیگر اگر ماده تحت اثر تنش‌های مکرر قرار بگیرد ممکن است در تنش‌های ضعیفتر از مقدار مقاومت نهایی کششی و حتی گاهی کمتر از مقاومت تسلیم دچار شکستگی می‌شود. مقاومت در برابر این پدیده را مقاومت خستگی (fatigue strength) می‌نامند.

استحکام در برابر نیروی تراکمی

(Compressive Strength):

منحنی تنش - کرنش برای نیروهای تراکمی Compressive شبیه حالت قبل است با این تفاوت که به نیروی خارجی تنش، تغییر در طول و کرنش علامت منفی داده می‌شود. این امر به دلیل کاهش ابعاد ناشی از آزمایشات تراکمی صورت می‌گیرد. مقاومت تسلیم و

(Strength) گویند. مقدار عددی این مقاومت از تقسیم حداکثر نیروی وارد بر سطح مقطع اولیه جسم بدست می‌آید. در منحنی تنش و کرنش پس از ناحیه استحکام نهایی با ادامه افزایش نیروی مقطعی از ماده سریعاً طویل‌تر می‌شود و در نتیجه سطح مقطع کاهش می‌یابد و باریک می‌گردد تا جاییکه قطعه مورد آزمایش می‌شکند.

سایر خصوصیات مکانیکی: چقرمگی Toughness :

در منحنی تنش - کرنش مجموع سطح زیر منحنی در ناحیه الاستیک به علاوه سطح منحنی در ناحیه پلاستیک نشان‌دهنده Toughness ماده است. بنابراین چقرمگی مقدار انرژی است که می‌تواند باعث شکستگی جسم شود. فلزات دارای خاصیت سفتی (Toughness) توانایی جذب نسبتاً فراوان انرژی را پیش از اینکه دچار شکستگی شوند دارا می‌باشند.

فشرده‌گی و افزایش طول (Elongation & Compression)

مقدار تغییر فرمی که ماده پیش از گسیختگی تحت اثر نیروهای کششی تحمل می‌نماید را درصدی از افزایش طول می‌نامند. همچنین وقتی که جسم تحت تأثیر تنش تراکمی (compressive) می‌باشد این تغییر فرم را درصدی از فشرده‌گی می‌نامند و میزان آن را از فرمول زیر محاسبه می‌کنند:

$$\text{Elongation} = \frac{\text{Increase in Length}}{\text{Original Length}} \times 100$$

افزایش طول شاخص بسیار مهمی است و در واقع شاخص «کارپذیری» (Workability) آلیاژ محسوب می‌شود. افزایش طول مواد تحت اثر آزمایش کششی، به دو قسمت قابل تقسیم است. افزایش طول نمونه در زیر حد تناسب که دائمی نبوده و متناسب با تنش وارده می‌باشد و افزایش بعد از حد تناسب تا حد نهایی مقاومت کششی (ultimate tensile strength) که دائمی بوده و از تناسب تنش - کرنش در مرحله قبل تبعیت نمی‌کند.

سختی (Hardness):

مقاومت ماده در مقابل تغییر پلاستیک که بر اثر فرو رفتن، خط کشیدن یا سوراخ شدن ماده در سطح مورد آزمایش با درجات مختلف صیقل است را سختی گویند.

مفتول شونده‌گی (Ductility):

تغییر شکل فلزات بلافاصله پس از حد الاستیسیته را Ductility می‌نامند. فلزی که قدرت مفتول‌شونده‌گی مناسبی را داشته باشد پیش از شکسته شدن تحت اثر نیروهای کششی مقدار زیادی افزایش طول خواهد یافت. آلیاژهایی که فاقد قدرت مفتول‌شونده‌گی هستند و بدون افزایش طول قابل توجهی دچار شکستگی می‌شوند، مواد شکننده گویند. به همین دلیل کلمات Brittleness و Ductility متضاد هم‌بکار برده می‌شوند.

اگر فلزی در اثر نیروهای ضربه‌ای به شکل ورقه‌های نازک درآید نوع دیگری از Ductility است که آن را Malleability یا چکش‌خواری گویند. طلا فلزی است که این خصوصیت را دارد و می‌تواند به صورت ورقه‌های نازکی درآید که به آن ورقه طلا گویند.

خصوصیات فیزیکی PHYSICAL PROPERTIES :

قوام (Viscosity):

قوام مقاومت یک مایع در مقابل جریان را می‌گویند. دو فاکتور اساسی که بر قوام ماده اثر می‌گذرانند عبارتند از زمان و دما. (۱) با افزایش دما قوام کاهش می‌یابد.

خزش Creep :

چنانچه فلز در دمای نزدیک به نقطه ذوب آن، تحت نیروی ثابتی قرار بگیرد، میزان کرنش حاصله با گذشت زمان افزایش خواهد یافت. این تغییر شکل دائمی تابع زمان را خزش (Creep) می‌نامند. واژه سیلان (flow) که تا حدی مترادف خزش می‌باشد در مورد موادی همچون موم‌ها به‌کار می‌رود. در آلیاژهای PFM هنگام

پخت پرسن خزش می‌تواند موجب بروز مشکلاتی گردد.

تغییرات ابعادی (Dimensional Changes):

مقدار درصدی انقباض یا انبساط یک ماده همان مقدار تغییرات ابعادی است. ثابت ماندن ابعاد ماده در حین اعمال دندانی پزشکی نظیر تهیه قالب‌ها و ریختن مدل‌ها اهمیت بسیاری در دقت ترمیم‌های دندانی دارد. تغییرات ابعادی معمولاً به صورت درصدی از طول یا حجم اولیه نشان داده می‌شود.

تغییرات ابعادی ناشی از حرارت (Thermal Dimensional Change):

مواد دندانی در محیط دهان دچار تغییر دما می‌شوند. این تغییرات دما باعث تغییر ابعاد مواد ترمیمی که در مجاورت ساختمان دندان‌ها قرار دارند می‌شود. از آنجا که میزان انبساط حرارتی مواد ترمیمی معمولاً با انبساط حرارتی نسج دندان صد درصد منطبق نمی‌باشد. مقدار انبساط هر یک از آنها تحت تأثیر تغییر دما متفاوت است و این امر باعث نشست مایعات، بسزاق و میکروارگانیزم‌ها در فضای بین ترمیم و ساختمان دندان می‌شود.

فلزات:

در این قسمت به بررسی نکاتی از ساختمان فلزات می‌پردازیم:

ساختمان کریستالی:

هنگام استفاده از فلزات و آلیاژها در تکنولوژی و علوم، اغلب از آنها به صورت جامد و کریستالی استفاده می‌شود. به عبارت دیگر فلزات از توده‌ای از اتم تشکیل شده‌اند که معمولاً به صورت ساختمان کریستالی چیده شده‌اند.

در نتیجه خواص فلز نه تنها به ماهیت اتم‌های تشکیل‌دهنده آن بلکه به آرایش اتمی نیز وابسته می‌باشد. ساختمان کریستالی بوسیله مجموعه اتم‌ها با مولکول‌هایی که توسط نیروهای بین اتمی به یکدیگر متصل‌اند

بوجود می‌آید. این مجموعه‌های اتمی که در سه بعد مختلف قرار گرفته‌اند معارف ساختمان کریستالی هستند.

ساختمان سه بعدی کریستالی حاصل قرار گرفتن منظم اتم‌ها در فضا است و فضای شبکه‌ای (space lattice) نامیده می‌شود. ساختمان مزبور می‌تواند به شکل‌های هندسی متفاوتی دیده شود. برای مثال یک شکل مکعبی ساده (Simple Face Centered Cubic) یا شکل‌های پیچیده دیگر را ایجاد نماید. میزان تراکم و ترتیب قرار گرفتن اتم‌ها مشخص‌کننده ساختمان کریستالی می‌باشد.

مرز دانه‌ها (Grain Boundary):

در مناطقی از ساختمان کریستال که دانه‌ها با هم برخورد می‌کنند، بعضی مواقع شبکه‌ها با هم تطابق نمی‌یابند و لذا نواحی به نام مرزدانه‌ها بوجود می‌آید. به عبارت دیگر اگرچه تمام دانه‌ها دارای ترکیبی نسبتاً یکسان و کریستال‌های هماهنگ هستند اما هر یک با دانه مجاور خود کمی تفاوت دارد. این امر موجب تشکیل مرزدانه‌ها می‌شود. مرز دانه‌ها خصوصیات مخصوص به خود را دارد و این خصوصیات در شرایط مختلف در فلز بروز می‌کنند. با وجود اینکه مرز دانه‌ها در ناحیه نقص شبکه قرار دارد اما این نواحی الزاماً ناحیه ضعیف شبکه نمی‌باشند. اگرچه هنگام افزایش دمای فلز این نواحی از خود دانه‌ها ضعیفتر هستند. فضای نامنظم اتمی در ناحیه مرز دانه‌ها و تفاوت در کریستال‌های دانه‌های مجاور موجب می‌شود تا فلزات تغییر شکل یکنواختی پیدا نکنند.

با توجه به این خصوصیت مرز دانه‌ها، می‌توانیم کل شبکه مرزی را ساختمان سلولی محکمی فرض کنیم که موجب می‌شود شبکه اصلی راحت‌تر دچار تغییر فرم دائم گردد.

تشکیل هسته (نوکلئاسیون) و رشد:

انجماد فلز همان مرحله نوکلئاسیون و رشد است. ابتدا هسته کریستال بوجود می‌آید و سپس با اضافه شدن اتم‌های دیگر به کریستال، توده مزبور رشد یافته و کریستال‌ها یا ذرات سازنده کل ماده را بوجود می‌آورند. با کاهش انرژی جنبشی توده مذاب فلز تعداد زیادی از اتم‌ها به عنوان هسته آغازگر کریستالیزاسیون گردهم می‌آیند. هسته مزبور رشد می‌کند تا پس از برخورد با کریستال‌های مجاور و یا دیواره‌های ظرف بالاخره متوقف گردد.

اندازه کریستال‌ها معمولاً بوسیله رشد و رابطه آنها با نوکلئاسیون مشخص می‌گردد. این نکته را با کسر G/N نشان می‌دهند. هر عامل تغییردهنده G/N بر اندازه کریستال تأثیر می‌گذارد. از این متغیرها درجه حرارت و میزان حل‌شوندگی محلول را می‌توان نام برد. با کاهش درجه حرارت نسبت G/N کاهش می‌یابد و اندازه کریستال کوچکتر خواهد شد. و کاهش سریع درجه حرارت موجب کاهش رشد و نوکلئاسیون خواهد شد.

اندازه دانه (Grain Size):

دانه (grain)، کریستال بسیار کوچک فلز است. متوسط قطر کل دانه‌های موجود در یک توده فلزی را اندازه دانه (grain size) می‌گویند.

معمولاً هر چه اندازه دانه‌های ساختمان فلز کوچکتر باشد، خواص فیزیکی آن بهتر است. برای مثال مقاومت تسلیم بسیاری از مواد با جذر اندازه دانه نسبت معکوس دارد. اندازه دانه‌ها را از طریق کنترل سرعت انجماد، تبلور و سرعت تشکیل جوانه‌های کریستالیزاسیون کنترل می‌کنند. با افزایش سرعت انجماد اندازه دانه‌ها کوچکتر می‌شود. همچنین اگر سرعت جوانه‌زایی از سرعت کریستالیزاسیون بیشتر باشد، دانه‌های کوچکتری خواهیم داشت.

در آلیاژهای هموزن و غیرهموزن اندازه دانه‌ها، یکنواختی، ساختمان دانه‌ها و جنس آنها عامل مهمی در تعیین خصوصیات فلز می‌باشد. اگر در دو فلز تمام فاکتورهای مزبور یکسان باشند، آنگاه خواص مکانیکی آلیاژ حاوی دانه‌های ظریف از خواص مکانیکی آلیاژ حاوی دانه‌های درشت بهتر خواهد بود. این مواد با دانه‌های کوچکتر بالطبع شکل‌پذیری کمتری دارند. علاوه بر این راحت‌تر بر نیش و پالایش می‌شوند و تطابق بهتری دارند. مقاومت خستگی نیز به همین ترتیب افزایش می‌یابد و نسبتی ثابت بین مقاومت خستگی (Fatigue Strength) و حد نهایی مقاومت کششی با کاهش اندازه دانه‌ها برقرار می‌گردد.

(آلیاژهای طلای زرد حاوی ذرات درشت‌تر، از نظر مقاومت و سختی با آلیاژهای متال سرامیک تفاوت‌های جزئی دارند.) کاهش اندازه ذرات موجب افزایش سطح کل نمونه می‌شود، در عین حال آلیاژهای حاوی ذرات درشت‌تر سطح کمتری دارند و به دلیل اندازه غیرمنظم و درشت ذراتشان، گازهای مختلف و ناخالصی‌های دیگر را جذب می‌کنند. نسبت سطح به حجم یک ذره با شکل ذره نسبت مستقیم و با قطر آن نسبت معکوس دارد.

در یک حجم مساوی از دو ماده حاوی ذرات ریز و ذرات درشت انرژی آزاد ماده حاوی ذرات ریز بیشتر است. بنابراین کل انرژی آزاد در تعداد زیادی ذرات ریز بیشتر از انرژی آزاد تعداد کمتری درشت‌تر، یا همان حجم ماده جامد خواهد بود.

عوامل مؤثر بر اندازه ذرات:

تکنیک‌های تصیح و کنترل اندازه ذرات آلیاژهای طلا مدت طولانی است که کشف شده است. افزودن فلزاتی نظیر Rhodium, Iridium, Cobalt, Osmium, Ruthenium (حتی به مقدار ناچیز و در حالت مذاب) به آلیاژ، اثر فوق‌العاده‌ای در کاهش اندازه ذرات دارد. اما از

معایب این روش سنتی دو مورد زیر را می‌توان نام برد:

۱- این فلزات در حالت کلونییدی توده مذاب ممکن است از ساختار اصلی آلیاژ جدا شوند و در نتیجه میزان آنها در هر کدام از شمش‌های حاصل متغیر خواهد بود. بر اثر بروز این پدیده اندازه ذرات در شمش‌های مختلف يك آلیاژ تفاوت خواهد کرد و سختی و میزان پالایش‌پذیری آلیاژ نیز متفاوت خواهد بود.

۲- در هنگام ذوب مجدد شمش این آلیاژ در لابراتور دندانپزشکی امکان حذف شمش‌های حاوی ذرات متغیر وجود ندارد.

اما در تکنیک‌های مدرن‌تر کنترل اندازه ذرات، انرژی آزاد سطحی فلز مذاب را از طریق دیگری می‌توان کاهش داد. یکی از این روش‌ها، افزودن موادی است که حلالیت فاز مذاب را کاهش می‌دهند و از سوی دیگر قدرت پیوستگی (Cohesive St.) فراوانی دارند. پلاتین و پالادیوم از جمله این مواد هستند.

پلاتین در آلیاژهای طلا موجب کاهش چشمگیر اندازه ذرات می‌شود. در صورتیکه مقادیر جزئی از فاز غنی پلاتین (بنام فاز تتا) بیشتر از حد عادی و به صورت یکنواخت در سیستم وجود داشته باشد، تأثیر شدیدی در کنترل میزان رشد ذرات خواهد گذاشت.

پالادیوم نیز بدون ایجاد تغییرات فاز يك و از طریق افزایش نقطه ذوب، اندازه ذرات را کاهش می‌دهد. در آلیاژهایی که حاوی مقادیر مشابهی پلاتین یا پالادیوم می‌باشند Overheating صدمه چندانی به ساختمان آلیاژ وارد نمی‌سازد. بنابراین افزودن پلاتین به آلیاژ از تأثیر حرارت ریختگی و حرارت سیلندر بر اندازه ذرات می‌کاهد.

شکستگی در فلز (Failure of Metal):

فلزات، وقتی در مجاورت یا در شرایط محیطی مختلف، یا در مقابل نیروهای متغیر یا ثابت قرار می‌گیرند، به مرحله‌ای

می‌رسند که ساختمان آنها دیگر قادر به جذب بیشتر نیرو نخواهد بود، و یا قادر به مقاومت در برابر تغییر فشار و نیرو نخواهد بود، بنابراین دچار شکستگی می‌شوند. فلزات از طریق مکانیزم‌های مختلفی دچار شکستگی می‌شوند، که آنها را می‌توان در گروه‌های زیر طبقه‌بندی نمود:

الف) شکستگی با تغییر شکل: (Failure by deformation) زمانی که فشار از حد الاستیک بگذرد، تغییر شکل پلاستیکی حاصل می‌گردد. اگر این تغییر شکل موجب جلوگیری از عملکرد آن قطعه از ماده شود، Failure شکستگی بروز می‌نماید. تغییر شکل پلاستیکی از طریق پدیده‌ای که به لغزش (Slip) یا در رفتن موسوم است رخ می‌دهد. در این حالت يك لایه از یونها در شبکه کریستالی حرکت می‌کنند. صفحه‌ای که این حرکت نسبی در راستای آن انجام می‌شود Slip plane یا صفحه لغزش گویند و جهت حرکت نسبی را Slip Direction یا جهت لغزش می‌نامند. کریستال‌ها معمولاً بیشتر تمایل دارند در راستای صفحه‌ای که چگالی یونی بالاتری دارد دچار لغزش شوند. چگالی یونی بالا، نشان‌دهنده این است که برای ایجاد لغزش تنها فشار اندکی لازم است.

ب) شکست بر اثر خزش (Failure by creep): خزش، هرگاه جسم به مدت طولانی و در دمای بالا و تحت تنش کمتر از مقاومت تسلیم در دمایی معمولی قرار بگیرد یا به عبارت دیگر اگر حتی فلزات تحت فشاری پایین‌تر از Short-Time yield Strength (y.s) کوتاه مدت) که در دمای بالا اندازه‌گیری شده است قرار گیرند ممکن است دچار خزش یا تغییر شکل آرام و پلاستیکی شوند.

بنابراین هنگام اعمال نیروهای شدید، حرارت مشخص، زمان کمی لازم است تا مقدار معینی تغییر شکل حاصل شود. در دمای بالاتر و زمان کوتاه‌تر، فشار کم نیز می‌تواند همان اندازه خزش را بوجود آورد. خزش در واقع، حاصل عملکرد زمان، دما و فشار است. هنگام پختن پرس‌لن روی

است از حمله تدریجی عوامل شیمیایی یا الکتروشیمیایی به فلز توسط محیط اطراف آن، به طوری که فلز به اکسید، نمک یا مواد ترکیبی دیگر تبدیل شود. خوردگی فلزات ممکن است همراه مکانیزم‌های دیگر شکست مانند خستگی و یا فرسایش باشد.

روش‌های تقویت فلزات:

سختی (Hardness): مقاومت فلزات در برابر سوراخ شدن را سختی می‌نامند که رابطه نزدیکی با مقاومت تسلیم آنها دارد. سختی به میزان کمتری به تنش کششی وابسته است و افزایش آن مفتول‌شوندگی فلز را کاهش می‌دهد. بنابراین منظور از Hardening فلزات، افزایش مقاومت آنها در برابر شکستگی تحت نیروهای بزرگتر از حد الاستیک می‌باشد.

در صنعت روش‌های متعددی برای افزایش سختی فلزات وجود دارد:

الف) کاهش اندازه ذرات (grain size) Cold Working: ایجاد اختلال مکانیکی در شبکه فلز و کاهش اندازه ذرات (grain size) جامد (Solid Solution) و مخلوط‌های ناهمگون.

د) روش‌های گرمادهی برای سخت‌تر کردن فلز از طریق پرس‌پیتاسیون.

الف) کاهش اندازه ذرات (Grain Size):

در باره کنترل اندازه ذرات و تأثیرات مکانیکی آن بر فلزات بیشتر توضیح داده شده است. احتمالاً مکانیسم Hardening از طریق کاهش اندازه ذرات با ایجاد اختلال شبکه‌ای در لبه ذرات انجام می‌شود. دانشمندان معتقدند که لبه ذرات نواحی سازش یافته‌ای از شبکه هستند و آنجا نواحی متفاوت ذرات مجاور با هم تماس می‌یابند. هنگام جریان پلاستیک، تغییر شکل لبه ذرات کمتر از تغییرات مرکز ذره است. در نتیجه هر چه اندازه ذرات کاهش یابد، تعداد ذرات و نواحی لبه ذرات در واحد حجم

فلز، از آنجا که هر دو ماده چندین بار تحت عملیات گرمادهی قرار می‌گیرند، و محدوده این تغییرات نیز در دمایی پایین‌تر از نقطه ذوب فلز قرار دارد، اگر فلز کاملاً محافظت نشده باشد، ممکن است دچار خزش یا افتادگی گردد.

با ساختن پایه مخصوص مقاومت در برابر خزش (Custom made sag Resistance Tray) به خصوص در رستوریشن‌ها بلندمدت می‌توان به طرز صحیحی از فلز محافظت کرد.

ج) شکست بر اثر خستگی (Failure by Fatigue): این نوع شکستگی به علت تغییر مداوم نیروی وارده که معمولاً زیر حد الاستیک است، رخ می‌دهد. محصولات ریختگی معمولاً Fatigue Strength کمی دارند. منبع اصلی Fatigue Strength در انقباض میکروسکوپی، با تخلخل‌های ناشی از انقباض فلز و یا ترک‌ها قرار دارد. همچنین بعضی اوقات این نوع خستگی به دلیل افزایش تنش‌های ناشی از استرس‌های باقی‌مانده در قطعه ریخته شده و یا طراحی آن می‌باشد.

شکستگی بر اثر خستگی با شکستگی که تحت نیروی ثابت رخ می‌دهد، تفاوت دارد. تغییر شکل پلاستیک، ماده را مستعد شکستگی بر اثر خستگی می‌نماید، در حالیکه مانع Brittle Failure می‌شود. از آنجا که تغییر شکل پلاستیک در سطح فلز آسان‌تر بوجود می‌آید (نسبت به قسمت‌های داخلی که تحت فشار قرار دارند)، و بخصوص هنگامی که میزان نیروها در سطح بیشتر است، ترک‌هایی که بر اثر خستگی بوجود می‌آیند ابتدا از سطح آغاز می‌شوند.

شکستگی‌های ناشی از خستگی، معمولاً از ترک‌های سطحی ماده آغاز می‌شوند لذا اگر به طریقی کریستال‌های سطح فلز را تقویت نماییم، مقاومت در مقابل خستگی افزایش می‌یابد. مکانیسم‌های گوناگون گرمادهی یکی از روش‌های افزایش مقاومت فلزات در برابر خستگی است.

د) شکستگی بر اثر خوردگی (Failure by Corrosion): عبارت

فلز بیشتر خواهد شد. این امر مقاومت فلز را در برابر تغییر شکل افزایش خواهد داد.

ب) تغییر شکل در دمای معمولی (Cold Working):

در مورد اکثر فلزات این عبارت به معنی تغییر شکل غیرالاستیک آنها در دمای معمولی می‌باشد. این تغییر شکل پلاستیک یا دائم باعث قطعه قطعه شدن ذرات، از هم پاشیدن و یا خم شدن صفحات کریستال‌ها (Crystal Plane) و ماندگار شدن استرس‌های باقی‌مانده در قطعه، پس از برداشتن فشار می‌شود. بنابراین کریستال‌ها دیگر تحت همان مقدار فشار تغییر شکل نخواهند داد. معمولاً Cold Working فلزات به دو طریق باعث افزایش Hardness می‌شود:

۱- اندازه ذرات کوچکتر می‌شود.
۲- شبکه داخل ذره به‌طور دائم مختل می‌شود، که همواره مقاومت فلز را در برابر تغییر شکل افزایش می‌دهد.
به‌طور کلی اثر Cold Working بر فلزات، Strain Hardening نامیده می‌شود.

Cold Working نه تنها مقاومت تسلیم را افزایش می‌دهد بلکه مقاومت کششی را نیز می‌افزاید. در عین حال همواره به دلیل کاهش حرکات لغزشی ductility کاهش می‌یابد. مکانیسم پدیده فوق را به صورت زیر می‌توان توضیح داد: در مواردی که از چند کریستال مختلف تشکیل شده اند (Poly Crystal)، به دلیل تفاوت جهت ذرات، سیستم لغزشی نیز متفاوت است. لبه ذرات به عنوان سدی در برابر حرکات جابجایی عمل می‌کنند، یعنی حرکات جابجایی نمی‌تواند از یک ذره به ذره دیگر منتقل شود. بنابراین از آنجایی که نقایص داخل شبکه‌ای، در همان محل وارد شدن Strain روی می‌دهد. این امر تا حدی مانع از انتقال حرکت جابجایی به نزدیکترین محدوده مجاور آن می‌شود. در نتیجه برای جابجا نمودن نقایص شبکه‌ای که تحت تأثیر نزدیکترین محدوده کرنش خود قرار دارند

باید انرژی بیشتری صرف گردد. این اصل را «انباشته شدن» نقایص گویند، که Strain Hardening را افزایش می‌دهند.

Annealing: اثرات ناشی از Cold Working مانند Strain Hardening، کاهش ductility و تغییر شکل ذرات را با گرم کردن فلز می‌توان از بین برد. این پروسه را Annealing گویند. Annealing معمولاً شامل سه مرحله می‌شود:

- ۱- Recovery
- ۲- Recrystallization (تشکیل مجدد کریستال‌ها)
- ۳- Grain Growth (رشد ذرات)

۱- Recovery: این پروسه معمولاً در آنیل‌های کوتاه مدت و با حرارت پایین روی می‌دهد. در این مرحله ساختمان میکروسکوپی غالباً دست نخورده می‌ماند، اما قسمت اعظم Strain Hardening به خصوص ductility تغییر می‌کند.

یکی از مکانیسم‌های اصلی Recovery حذف قسمت عمده استرس‌های باقیمانده می‌باشد. (حذف انرژی Strain از سیستم).

۲- Recrystallization (دوباره تشکیل شدن کریستال‌ها):

Recrystallization یا مرتب شدن دوباره اتم‌ها، موجب نوکلئاسیون ذرات جدیدی بدون کرنش و دارای محورهای موازی در فلز می‌شود. هسته‌های این ذرات عمدتاً از لبه‌های ذرات تغییر شکل یافته یا خلل و فرج‌های دیگر موجود در قطعه تشکیل می‌شوند. این هسته تا حدی رشد می‌کنند که ذرات جدید با ترتیب جدید جایگزین ذرات قدیمی شوند. تغییرات مکانیکی قابل توجهی در خصوصیات فلز طی Recrystallization رخ می‌دهد. از جمله افزایش ductility و کاهش Strength و hardness را می‌توان نام برد. هر گونه استرس باقی‌مانده که ممکن است حتی پس از Recovery نیز باقی بماند، قبل از Recrystallization کاملاً حذف می‌شود.

- ۳- Grain Growth (رشد ذرات):

آخرین مرحله Annealing شامل رشد ذرات جدید حاصل از Recrystallization می‌باشد. هرچه اندازه ذرات افزایش یابد، فلز نرم‌تر و مفتول شونده‌تر می‌شود و نهایتاً حتی اندازه ذره ممکن است از اندازه آن پیش از تغییر شکل درشت‌تر گردد. یکی از روش‌های annealing در دندانپزشکی قرار دادن قطعه ریخته شده به مدت ۱۰ دقیقه در کوره‌ای است که قبلاً تا حرارت 1290°F گرم شده پس از این مدت قطعه مزبور را یکباره داخل ظرف آبی که حرارت معمولی اتاق را دارد وارد می‌کنند (Quenching). فرآیند فوق Hardness و Strength را کاهش می‌دهد و معمولاً ductility را از طریق تغییر ساختار میکروسکوپی Casting و تبدیل آن به یک محلول جامد یکنواخت (Homogenous Solid Solution) افزایش می‌دهد.

ج) آلیاژسازی:

برای دستیابی به خصوصیات کاربردی ویژه در فلز، می‌توان عناصر و فلزات گوناگون را با هم مخلوط کرد؛ و خواصی بدست آورد که در تک تک مواد ترکیبی به تنهایی وجود ندارد. بنابراین می‌توان از آلیاژ به عنوان یک مجموعه بسیار درهم تنیده عناصر فلزی و یا ترکیبی از عناصر فلزی و غیرفلزی دیگر با خواص مختلف یاد کرد. این عناصر معمولاً در دمایی بالا و حالت مایع به شدت قابل انحلال در یکدیگر هستند و با عنوان اجزاء (Component) آلیاژ شناخته می‌شوند.

هنگامی که آلیاژ از حالت مایع تا دمایی انجماد سرد شود آلیاژ حاصل ممکن است به یک یا چند فاز مختلف تبدیل شود که به دما، فشار، سرعت سرد شدن و ترکیب آلیاژ بستگی دارد.

در دندانپزشکی؛ آلیاژسازی بیشتر به منظور ساختن فلزات یا دمایی ذوب مناسب، ductility و Strength بهتر، مقاومت در برابر خوردگی و سازگاری نسبی بیشتر انجام می‌شود. مکانیزم اصلی برای دستیابی به خصوصاتی که در بالا

ذکر شد، براساس تغییر ساختار میکروسکوپی ماده، توسط مخلوط نمودن یک یا چند اتم با اندازه ذرات متفاوت حاصل می‌گردد. از هم پاشیدگی شبکه، به علت پذیرفتن اتم خارجی در شبکه فلز حلال به‌طور عادی چنین محلول جامدی را تولید می‌نماید. این پدیده محلول جامد بینابینی (Interstitial Solid Solution) نام دارد. حالت دیگر تشکیل محلول جایگزین (Substitutional Solid Solution) می‌باشد که در این صورت اتم‌های جدید به‌طور دائم جایگزین اتم‌های اصلی (مادر) می‌شوند. ایجاد هر یک از انواع مختلف محلول جامد به اندازه نسبی اتم‌های محلول بستگی دارد که باعث کشیدگی موضعی شبکه و در نتیجه سخت‌تر شدن فلز می‌شود.

Phases (فازها): هر فاز قسمت مجزا و یکنواختی از ماده است که فرآیندهای مکانیکی به تنهایی نمی‌توانند آن را به عناصر تشکیل‌دهنده اش تجزیه نمایند. بدیهی است، ماده خالص طبق این تعریف به عنوان یک فاز شناخته می‌شود. از سوی دیگر آلیاژ تک فاز عبارت است از مقدار اندکی عناصر حل شده در یک حلال فلزی. دو فاز مختلف معمولاً توسط سطوح مرزی بین لبه فاز (Phase boundaries) از هم جدا می‌شوند.

Solid Solution: از آنجایی که بین حالت مایع و جامد تفاوت‌های زیادی وجود دارد محلول‌های جامد نیز تفاوت‌های فراوانی با محلول‌های مایع دارد. به‌طور کلی در یک محلول، اتم‌ها یا مولکول‌های یک ماده به‌طور اتفاقی در سراسر اتم‌ها یا مولکول‌های ماده دیگر پخش می‌شود و تشکیل (بر طبق آنالیز شیمیایی معمولی) یک توده یکنواخت می‌دهند. هنگامی که چنین شرایطی حاصل شود (بدون توجه به حالت ماده که می‌تواند گاز، مایع یا جامد باشد) یک محلول به‌وجود می‌آید. محلول‌های جامد در کارهای متالورژی بسیار مهم هستند، چون برخی از روش‌های تهیه آلیاژ شامل وارد نمودن

شبکه باید شبکه اتم‌های محلول روی شبکه اتم‌های حلال منطبق (Super Impose) گردد.

استحکام محلول جامد: اگر در یک فلز خالص نقیصه‌ای^۱ را در لبه ذره در نظر بگیریم اتم‌هایی که بالای صفحه لغزش قرار دارند، تحت تراکم و اتم‌هایی که پایین صفحه لغزش هستند در حال کشش می‌باشند. چنین اتم‌هایی که در نزدیکی ناحیه ناقص شبکه‌ای هستند تا فاصله‌ای کمتر از فاصله متعادل بین اتمی دچار کشیدگی می‌شوند. در حالیکه اتم‌هایی که پایین صفحه لغزش هستند، فاصله مفید بین اتمی آنها بیش از فاصله متعادل بین اتمی است.

افزودن اتم‌های خارجی کوچکتر یا بزرگتر از اتم حلال، به این ترتیب بین اتمی، وضعیت را تغییر می‌دهد. اگر اتم‌های خارجی، جانشین یک اتم نرمال، در محل نرمالی از شبکه شوند، انرژی کرنش بیشتری مورد نیاز است، زیرا اتم‌هایی که اطراف ناحیه نقایص شبکه‌ای هستند باید کشیده یا فشرده شوند تا فضایی برای جاننشینی فراهم آید. در محیط اطراف نقایص داخل شبکه‌ای (بالا تر و پایین‌تر از صفحه لغزش)، چنین انبساطی در ابعاد اتمی وجود دارد. متعاقباً اتم خارجی می‌تواند با افزایش مقدار خالص انرژی کل در اطراف نقایص شبکه‌ای فضایی برای خود فراهم کند. حالت فوق یک پدیده کاملاً علمی است زیرا اتم‌های بزرگتر از اتم‌های حلال جذب نواحی کشش می‌شود که خود به دلیل بزرگتر بودن فضای بین اتمی در این ناحیه نسبت به فضای بین اتمی در حال تعادل است. از سوی دیگر اتم‌های کوچکتر به همین منوال جذب نواحی تراکم که فضای بین اتمی کوچکتر از مقدار تعادل است می‌شوند.

محلول جامد یک فلز در فلز دیگر می‌باشد. فلز حل شده به نام محلول (Solute) و فلزی که حل شدن در آن صورت گرفته حلال (Solvent) نامیده می‌شود.

قابلیت حل شدن حالت جامد یک فلز در دیگری با افزایش دما، بیشتر می‌شود، تا حدی که ممکن است حلال کاملاً از فلز محلول اشباع شود. پس از سرد شدن، ذرات کوچک فاز ثانویه ممکن است رسوب نمایند و غلظت محلول در شبکه کاهش یابد.

انواع محلول‌های جامد

الف) جاننشینی Substitutional S.S :

هرگاه اتم‌های محلول به شکل تصادفی جانشین اتم‌های حلال در سراسر شبکه حلال شوند، یک محلول جامد جاننشینی تشکیل می‌شود. اگر شعاع اتمی حلال و محلول کمتر از ۱۵٪ تفاوت داشته باشد، جاننشینی نامحدود امکان‌پذیر است اما حتمی نیست. در حالیکه اگر شعاع اتمی حلال و محلول بیش از ۱۵٪ تفاوت داشته باشند جاننشینی محدود خواهد شد. پذیرش اتم‌های محلول موجب اختلال در شبکه حلال خواهد شد. نتیجه نهایی سختتر شدن فلز حلال است.

ب) بینابینی interstitial S.S : هرگاه اتم‌های محلول در فضای بین اتم‌های شبکه فلز حلال، حل شوند یک محلول جامد بینابینی تشکیل می‌شود. به عبارت دیگر این پدیده شامل قرارگیری اتم‌های محلول بین اتم‌های بسیار نزدیک به هم حلال است، در نتیجه شعاع اتم‌های محلول باید از $1^{\circ}A$ کمتر باشد. ورود اتم‌های محلول همیشه باعث تغییر شکل شبکه و انبساط واحد ساختمانی ماده می‌شود (hardening نتیجه تغییر شکل شبکه است).

ج) تشکیل فوق شبکه (Super Lattice Formation) یک شکل خاص محلول جامد بینابینی یا جایگزینی که در آن نحوه توزیع اتم‌های محلول و حلال بسیار مرتب است. محلول فوق شبکه نام دارد. یک فرضیه در مورد نحوه تشکیل فوق شبکه معتقد است؛ برای تشکیل فوق

۱- نقیصه خطی موجود در یک کریستال واقعی را edge dislocation گویند.

انتشار به این صورت تعریف می‌گردد: «حرکت اتم‌ها در داخل محلول را گویند. این حرکت معمولاً از ناحیه غلیظ به ناحیه رقیق برای ایجاد یک محلول یکنواخت انجام می‌شود و محلول مزبور ممکن است گاز، جامد و یا مایع باشد». به‌طور کلی سرعت واکنش انتشار تحت تأثیر زمان و حرارت می‌باشد. دما تأثیر بیشتری روی سرعت واکنش دارد.

سرعت انتشار بسته به انواع اتم (هرچه کوچکتر باشد انرژی فعال‌کننده کمتر خواهد بود)، فاصله بین اتم‌ها، پیوند بین مولکول‌ها، نقایص شبکه و موارد مشابه متفاوت خواهد بود.

به عبارت دیگر واسطه‌های گوناگون، سرعت انتشار متفاوت دارند که مشخصه این ذرات واسطه است. ثابت انتشار (diffusion constant) یک عنصر، ترکیب یا کریستال و ... به عنوان ضریب انتشار آن (Coefficient of diffusion) شناخته می‌شود، و عبارت است از مقدار انتشار در واحد سطح (مثل 1cm^2) و واحد ضخامت (مثل 1cm) یک ماده، که در واحد زمان (مثل یک ثانیه) مشخص رخ می‌دهد. در صنعت، از پدیده انتشار در اتصال فلزات استفاده می‌شود. چون انتشار تنها می‌تواند در محلول جامد صورت گیرد، تنها دو نوع فلزی که توانایی حلالیت مناسبی دارند می‌توانند به هم متصل شوند. بنابراین چون سرب در آهن حل نمی‌شود، می‌توان فولاد را در حمام سرب مذاب گرم کرد بدون اینکه خط اتصال سرب به آهن مشخص باشد. اگر بخواهیم اتصال مطلوبی بدست آوریم باید به سرب مقدار مذاب کمی از فلز دیگری که با آهن آلیاژ می‌سازد اضافه کنیم. رایج‌ترین فلز برای این کار روی است که موجب اتصال سرب به آهن می‌شود.

د) **Precipitation** (رسوب): نوع گرمادهی است، که بر خواص آلیاژ از طریق تغییر فاز اثر می‌گذارد. این پدیده در محلول جامد اشباع شده، در صورتیکه فلز تا دمایی کمتر از دمایی

اتم‌های نرمال جابجا شده از این مناطق، بدون تغییر شکل و از هم پاشیدگی شبکه می‌توانند به نواحی نرمال شبکه بروند. بنابراین انرژی کرنش در اطراف نقیصه شبکه کاهش می‌یابد. نتیجه اینکه انرژی لازم جهت حرکت نقایص شبکه‌ای و به دنبال آن تغییر شکل پلاستیک افزایش می‌یابد. این پدیده به دلیل کاهش انرژی کرنش ناشی از جایگیری یون‌های خارجی است. لذا مقدار نیروی بیشتری برای ایجاد همان مقدار تغییر پلاستیک لازم است. به عبارتی ماده سخت‌تر شده است. به‌طور کلی هر مکانیسمی که انرژی اطراف نقایص شبکه‌ای را کاهش دهد یا به حداقل برساند به نحوی که انرژی بیشتری برای حرکت دادن آن نیاز باشد، وضعیتی بوجود می‌آورد که در آن فلز به‌طور مؤثری سخت‌تر خواهد شد.

Super Saturated: این بدان معنا است که **Salute** زیادتر و اضافی وجود دارد و در طی انجماد آلیاژ مقدار اضافی فاز رسوب می‌کند. (حتماً بیشتر آن در شبکه جای می‌گیرد). وارد کردن فلزی که دارای فاز اضافه است از دمایی بالا به مایع خنک‌تر از رسوب جلوگیری می‌کند که به این مراحل **quenching** می‌گویند. بنابراین به‌طور مؤثری از انتشار اتمی **atomic Diffusion** اجتناب می‌شود و حالت اشباع شده در دمایی معمولی اتاق بدست می‌آید. این پروسه قابل برگشت است یعنی گرم کردن فلز در ساییدن آن به دمایی بالا و سپس خنک کردن آن به آهستگی باعث رسوب می‌شود. که نتیجه آن **Hard شدن فلز** است. در نتیجه با خنک کردن آهسته یا **quenching** می‌توان **Hardness, ductility** فلز را کنترل کرد.

Diffusion (انتشار): در مبحث متالوژی انتشار در حالت جامد، یکی از مراحل فیزیکی بسیار مهم می‌باشد. انتشار حالت جامد به این مفهوم است که اتم‌ها از یک نقطه شبکه به نقطه دیگر شبکه در کریستال فلز مهاجرت می‌کنند.

گرمادهی محلول گرم شود روی می‌دهد. در این دما اتم‌های فاز محلول تحرک کافی برای رسوب ندارند، که باعث بوجود آمدن فاز دوم می‌شود. همزمان با تشکیل فاز دوم سختی نیز افزایش می‌یابد.

سه نوع رسوب وجود دارد:

الف) رسوب در محلول جامد که از طریق انتشار انجام می‌گیرد.

ب) تغییر فاز Martensic که بدون انتشار انجام می‌گیرد.

ج) واکنش Order-Disorder

Precipitation Hardening : مهمترین تغییر فازی رسوب است، که Precipitation Hardening فلزات براساس آن انجام می‌شود. همانطور که گفته شد هنگام رسوب یک فاز جامد از محلول جامد رسوب می‌کند.

رسوب ممکن است به‌طور موضعی روی لبه ذرات و همچنین داخل ذرات ته‌نشین شود. این امر انرژی شیمیایی آزاد را کاهش می‌دهد. رسوب تغییراتی در ساختار فلز به وجود می‌آورد که خواص مکانیکی و همچنین مقاومت در برابر خوردگی را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

Precipitation Hardening در سه مرحله قابل تشخیص است:

مرحله ۱: Dissolution (حل شدن)

مرحله ۲: Precipitation Coherent^۱

مرحله ۳: Incoherent Precipitation

گرچه غالباً رسوب غیرچسبنده از حالت فوق اشباع و حالت quenched سخت‌تر می‌باشد، ولی گاهی از رسوب چسبنده نرم‌تر است، علت آن ایجاد حالت Overaged می‌باشد.

پدیده Overaged عمدتاً در حالتی است که، رسوب غیرچسبنده درشت‌تر بوده و به طرز مطلوبی قادر به جلوگیری از حرکت نقایص شبکه‌ای نمی‌باشد، و لذا موجب از بین رفتن ناحیه کشش (ناشی از هسته چسبنده جدا شده از ماتریکس که Hardness را کم می‌کند) می‌باشد. یعنی آزاد شدن استرس‌های داخلی

و از بین رفتن کرنش موجب Hardening می‌گردد.

رسوب به ترکیب آلیاژ و دمای تعیین‌کننده Over-Saturation آلیاژ بستگی دارد. شایان ذکر است که در دندانپزشکی age hardening آلیاژهای طلا خود بخود و با پرهیز از quenching سیلندر و یا با خنک نمودن آهسته آن پس از انجماد صورت می‌گردد.

Solution Heat Treatment : هدف از این پروسه حل نمودن حداکثر مقدار ممکن از فاز دوم در محلول جامد آلفا و سپس نگهداری این محلول تا رسیدن به دمای معمولی است. این عمل به صورت زیر انجام می‌گیرد:

۱- گرم کردن آلیاژ تا دمای بالا، ولی پایین‌تر از دمایی که موجب رشد بیش از حد ذرات یا ذوب یکی از اجزای آن گردد.

۲- نگهداری آلیاژ در این دما برای زمانی بین کمتر از یک ساعت تا یک روز تمام به منظور انجام پروسه انحلال.

۳- خنک کردن سریع (quenching) توسط آب برای تهیه محلول جامد فوق اشباع (supersaturated) در دمای عادی.

سختی محلول جامد حاصل نسبتاً کم است، ولی بیشتر از ماده anneal شده‌ای است که به آهستگی خنک شده است.

Order-Disorder^۲: مکانیسم دیگر Hardening است که در آلیاژهای دندانپزشکی استفاده می‌شود. اثر مهم Ordering هنگامی رخ می‌دهد که غلظت اتم‌های محلول ۲۰٪ و یا بیشتر باشد. بخشی از سیستم Au-Cu (درصد وزنی ۶۰-۹۰٪ Cu) که اساس آلیاژ پایه ریخته‌گری طلای دندانپزشکی است، از طریق این مکانیسم سخت می‌شود. عموماً محلول جامد در دمای بالا، ساختار تصادفی دارد. یعنی یک اتم فرضی جاذبه و میل زیادی به اتم مجاور خود ندارد. براساس این ساختار اتفاقی در دمای بالا، انرژی حرارتی کافی برای حرکت اتم‌ها وجود دارد اما هیچ‌گونه گرادیان (شیب) غلظتی

۱- Coherent : ساختمان تشکیل شده از ذرات چسبنده به ماتریکس با انرژی Strain بالاتر را گویند.

۲- Disorder موجب افزایش انرژی تماس سازه می‌گردد.

وجود ندارد. در محلول جامد تصادفی هیچ مانعی در برابر حرکت نقایص شبکه‌ای وجود ندارد و به طور کلی به نظر می‌رسد در مقایسه با سیستم شبکه‌ای مرتب (Ordered) نسبتاً نرم‌تر و مفتول‌شونده‌تر است. وقتی دما کم شود، کاهش انرژی حرارتی ممکن است اجازه وقوع بعضی اثرات Second-Order را بدهد. در سیستم Au-Cu، در بعضی درصدهای خالص ترکیبی اختلاف فاحشی بین ماهیت الکتروشیمیایی یون‌های Au و Cu مجاور وجود دارد. می‌توان گفت که در این حالت یون Cu در مقایسه با Au مثبت است. اما این تفاوت در بار الکتریکی به اندازه حالت واقعی یونی بزرگ نیست و در نتیجه حتی در دمای بالا محسوس نمی‌باشد. کاهش تدریجی و آرام دما جدا شدن اتم‌ها را ممکن می‌سازد، تا جایی که از یک شبکه منفرد دو شبکه بوجود می‌آید: یکی از این دو شبکه فقط جایگاه Au دارد و دیگری فقط جایگاه Cu دارد. هر یک از اینها یک محدوده (Domain) نام دارند و لذا این نوع ترتیب شبکه‌ای، فوق شبکه نام می‌گیرد. Domain های مجاور، فازهای متفاوت دارند و می‌توان مرز بین آنها را تشخیص داد. این مرز را anti-phase boundary (مرز فاز مخالف) گویند. برخلاف Precipitation Hardening در اثر خنک شدن آهسته Ordering انجام می‌گیرد به شرطی که Stoichiometry اتفاق افتد.

فصل سوم:

تقسیم‌بندی آلیاژهای باندشونده بر پسرلن

ظاهراً صدها نمونه تجاری آلیاژ دندانپزشکی جهت ساخت روکش‌های PFM موجود می‌باشد و به ادعای کارخانه‌های سازنده، تمام آنها قادرند با پسرلن باند شوند. اما از لحاظ ترکیبات، نحوه بکارگیری و بسپاری خصوصیات دیگر این آلیاژها با هم فرق دارند. افرادی که با آلیاژهای متال - سرامیک کار می‌کنند باید از ترکیب شیمیایی، خصوصیات فیزیکی و موارد ضعف و قوت این آلیاژها آگاه باشند، این آگاهی به دندانپزشک و تکنسین کمک می‌کند تا با شناخت قابلیت‌ها و همچنین محدودیت‌های آلیاژهای گوناگون برای انجام مراحل درمانی، مناسبترین آلیاژ را انتخاب نمایند.

از پلا نوع III و IV می‌توان برای ساخت crown و bridge تمام متال استفاده کرد اما از این آلیاژ نمی‌توان به عنوان یک ساختار فلزی که بر روی آن پسرلن پخته شود استفاده نمود که به چند مورد از بهترین علت‌های آن می‌توان اشاره کرد:

۱- از نظر حرارتی این فلز قابلیت سازگاری با پسرلن‌های Low-Fusing را ندارند. چراکه ضریب انبساط حرارتی آنها اختلاف زیادی با پسرلن دارد و امکان باند شدن پسرلن به فلز را نمی‌دهد.

۲- در آلیاژهای طلا، Melting, Type III, Type IV خیلی پایین‌تر از پسرلن‌های دندان است. بنابراین قبل از اینکه پسرلن به درجه حرارت مورد نیازش برای پخت برسد، این فلزات در زیر ساختار شروع به ذوب شدن می‌کنند.

۳- از نظر شیمیایی این آلیاژها قابلیت سازگاری با پسرلن را ندارند در واقع فرمول آنها به گونه‌ای است که قدرت باند شدن با پسرلن را ندارد، با این تفاسیل مشخص می‌گردد که آلیاژهایی که قدرت باند شدن با پسرلن را دارند (متال سرامیک)

باید ویژگی‌های خاص خود را داشته باشند.

پیش از آغاز بحث شیمی آلیاژهای متال - سرامیک یادآوری چند اصطلاح مهم به نظر می‌رسد:

گران (Noble):

این واژه به دسته‌ای از فلزات اطلاق می‌شود که به دلیل خنثی بودن در برابر خوردگی، اکسیداسیون و تارنیش مقاومند. این مقاومت در هنگام گرمادهی، ریخته‌گری، لحیم‌کاری و در داخل دهان اهمیت ویژه‌ای دارد. حداقل ۷ فلز noble در دندانپزشکی مورد قبول عموم می‌باشد. طلا و ۶ عضو گروه پلاتین شامل: پلاتینیوم (Pt)، پالادیوم (Pd)، ایریدیوم (Ir)، اوسمیم (Os)، رودیم (Rh) و روتنیم (Ru). بعضی محققین نقره را نیز جزء فلزات noble بشمار می‌آورند، اما در دندانپزشکی نقره در محیط دهان میل شدیدی برای اکسیداسیون از خود نشان می‌دهد و لذا جزء فلزات گران محسوب نمی‌شود.

Nonnoble:

طبیعی است که فلزات nonnoble می‌توانند هم اکسید و هم احیاء شوند و سایر فلزات غیر از گروه فوق را شامل می‌شوند.

Precious:

این اصطلاح در مورد فلزاتی به کار می‌رود که با توجه به کمیابی و میزان تقاضا دارای ارزش اقتصادی بالایی هستند در دندانپزشکی می‌توان به طلا، نقره، شش عضو گروه پلاتین، بریلیوم، گالیوم و ایندیوم اشاره نمود.

همانگونه که دیده می‌شود فلزات noble می‌توانند precious هم باشند اما عکس این قضیه همواره صادق نیست. زیرا به طور مثال گالیوم فلز گرانبهایی است اما جزء فلزات noble محسوب نمی‌شود بنابراین بکارگیری واژه precious که عبارتی اقتصادی است برای توصیف خصوصیات شیمیایی آلیاژها مناسب به نظر نمی‌رسد اما به بیان دیگر غلط مصطلحی است که

در ترمینولوژی دندانپزشکی جا خوش کرده است.

آلیاژ متال سرامیک چیست؟

حداقل هفت خصوصیت، آلیاژهای متال سرامیک را از سایر آلیاژهای مورد استفاده در دندانپزشکی جدا می‌کند.

(۱) آلیاژ متال - سرامیک برای اتصال به پرسن باید لایه‌هایی از اکسیدهای فلزی را در سطح خود ایجاد نماید. برای مثال، اکثر عناصر موجود در آلیاژهای base، وقتی به همراه پرسن داخل کوره قرار می‌گیرند، مستعد اکسید شدن می‌باشند. و قادرند با پرسن باند شوند. از جمله عناصر مهم در این زمینه می‌توان از ایندیوم، روی و قلع نام برد. در مورد آلیاژهای Noble، اجزاء این آلیاژ اکسید نمی‌شوند بنابراین ذراتی از مواد Base باید اضافه گردد تا اکسیداسیون صورت گیرد (Base trace element).

(۲) فرمول شیمیایی آلیاژهای متال - سرامیک باید به گونه‌ای طراحی شود تا ضریب انبساط حرارتی آن اندکی بیش از پرسن باشد تا اتصال پرسن به فلز برقرار بماند.

حتی اگر باند شیمیایی از طریق لایه اکسید تشکیل شود، اگر آلیاژ و پرسن از لحاظ ضریب انبساط حرارتی با هم سازگار نباشند، روکش PFM دچار شکستگی خواهد شد. ضریب انبساط حرارتی

این آلیاژها بین $14/8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ - $12/7$ می‌باشد و برای پرسن در حدود $14/8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$ - $10/7$ می‌باشد.

(۳) نقطه ذوب آلیاژهای متال - سرامیک تا حد قابل ملاحظه‌ای از دمای پخت پرسن بیشتر باشد. چنین تفاوتی ضروری است تا بدون هراس از تغییر شکل یا ذوب شدن آلیاژ، نسبت به پخت و یا glaze کردن پرسن اقدام کرد.

بعضی محققین معتقدند نقطه ذوب این آلیاژ نباید از $1100 \text{ } ^\circ\text{C}$ کمتر باشد.

(۴) آلیاژ در دمای پخت پرسن دچار تغییر شکل نگردد. به عبارت دیگر در مقابل creeping و

sagging مقاوم باشد. همچنین خواص فیزیکی، استحکام و ضریب الاستیسیته بالایی داشته باشد.

(۵) آلیاژ به راحتی توسط پرسن مرطوب شود. به عبارت دیگر wetability پرسن روی آن زیاد باشد.

(۶) ویژگی‌های فوق تنها هنگامی کاربرد خواهند داشت که مراحل ذوب، ریخته‌گری، polish و finish آلیاژ آسان بوده، نیازمند ابزارها و روش‌های پیچیده و دشوار نباشد.

(۷) سازگاری بافتی (biocompatibility) نیز اهمیت ویژه‌ای دارد و سلامت دندانپزشک، تکنسین یا بیمار به هیچ عنوان نمی‌بایست به مخاطره بیفتد.

پیش از معرفی آلیاژهای متال - سرامیک توجه به تقسیم‌بندی آلیاژهای ضروری به نظر می‌رسد. روش‌های مختلفی برای تقسیم‌بندی آلیاژهای دندانپزشکی موجود است، اما هیچ کدام در سراسر جهان مقبولیت صد درصد ندارد. در واقع تقسیم‌بندی‌های متعددی با مبانی گوناگون وجود دارد.

اولین روش تقسیم‌بندی آلیاژها براساس نوع کارآیی آنها می‌باشد که در سال ۱۹۳۲ توسط National Bureau of Standard مطرح گردید. در این سیستم آلیاژهای طلای زرد در crown & bridge به ۴ گروه I,II,III,IV type براساس میزان طلا، پلاتین و عدد سختی تقسیم می‌شدند.

روش دیگری در سال ۱۹۴۸ و در سال ۱۹۶۰ نیز ۵ گروه آلیاژهای متال - سرامیک مشخص شد. روش دیگری تقسیم‌بندی آلیاژها براساس رنگ و عنصر اساسی هر کدام بوده است. در سال ۱۹۸۴، ADA براساس میزان فلزات noble موجود در آلیاژ، روش جدیدی برای تقسیم‌بندی آلیاژها معرفی کرد. این سیستم نیز از کارآیی کافی برخوردار نمی‌باشد، زیرا آلیاژهایی با ترکیبات و خصوصیات گوناگون در یک گروه آن جای می‌گیرند.

یکی از مناسبترین روش‌های تقسیم‌بندی آلیاژهای متال - سرامیک به شرح زیر می‌باشد:

این سیستم طبقه‌بندی براساس ترکیب آلیاژها بنا شده است. در این روش ابتدا تمام آلیاژها در یکی از دو گروه اساسی قرار می‌گیرند: noble و base. سپس آلیاژها در سیستم‌های گوناگون جای می‌گیرند و نهایتاً در صورت لزوم به زیر گروه‌های جداگانه‌ای تعلق می‌یابند. به این ترتیب آلیاژها براساس ترکیب و میزان عنصر غالب، طبقه‌بندی می‌شوند. جهت توصیف روش تقسیم‌بندی فوق باید به ترکیب آلیاژ توجه نمود. ابتدا نام عنصری که اکثریت ترکیب آلیاژ را می‌سازد (عنصر قالب) و متعاقب آن دومین عنصری که بیشترین درصد آلیاژ را می‌سازد در کنار هم قرار می‌گیرند. عناصری که درصد ناچیزی از آلیاژ را تشکیل می‌دهند اما در شکل‌گیری خصوصیات و ویژگی‌های آلیاژهای یک سیستم نقش عمده‌ای برعهده دارند (مثل بریلیم، مس، کبالت، نقره و طلا) جهت تقسیم آلیاژهای یک سیستم به زیر گروه‌ها (subcategories) به کار می‌روند.

این روش تقسیم‌بندی ساده است و یادگیری آن آسان می‌باشد، زیرا برای فهم آن باید ترکیب آلیاژها را شناخت تا بتوان آلیاژ را در گروه مناسب خود قرار داد. در این سیستم تقسیم‌بندی کلمات low high medium معانی خاصی دارند. در گذشته آلیاژهایی که کمتر از ۷۰٪ طلا داشتند علی‌رغم اینکه ممکن بود بیش از ۵۰٪ و در واقع بخش عمده آنها از طلا باشد، Low gold content می‌خواندند. طبیعی است بکارگیری کلمه low باعث بروز آشفتگی می‌شود زیرا آلیاژهایی با ۱۰٪ الی ۶۹٪ طلا را دربر می‌گیرد. حال آنکه این آلیاژها به لحاظ خصوصیات و نحوه بکارگیری تفاوت‌های چشمگیری دارند. جهت پیشگیری از بروز چنین سوء تعبیرهایی در این سیستم تقسیم‌بندی کلمات low, medium, high به شکل زیر تعریف می‌شوند، تا بتوان به سهولت میزان عنصر

غالب و سرنوشت‌ساز آلیاژ را حدس زد.

با این روش تقسیم‌بندی می‌توان به سادگی آلیاژها را به روش قابل درکی تقسیم‌بندی نمود.

انواع سیستم‌های متال - سرامیک

جهت بررسی، توصیف مختصری از سیستم‌ها و زیر گروه‌های مربوطه آلیاژها تهیه شده است. جداول مربوطه ضمن بیان ترکیب هر آلیاژ مزایا و معایب هر سیستم را به خوبی نشان می‌دهد.

همانگونه که گفته شد این سیستم‌ها به طور کلی در دو طبقه فلزات noble و base قرار می‌گیرند:

۱) گروه فلزات noble جهت اتصال به پرسن:

۱-۱) دسته طلا - پلاتین - پالادیوم Au-Pt-Pd: از قدیمی‌ترین سیستم‌های متال - سرامیک می‌باشد، که امروزه به دلیل قیمت گران مصرفی کمی دارد. این آلیاژ حاوی طلا (تا ۸۰٪) و مقادیر گوناگونی از پالادیوم، پلاتین و مقادیر جزئی آلیاژهای بیس می‌باشد.

۱-۲) دسته طلا - پالادیوم - نقره Au-Pd-Ag: این آلیاژها به منظور غلبه بر سه عیب عمده سیستم قبلی اختراع شدند. عیوب دسته قبلی عبارت است از مقاومت ضعیف در برابر sagging، سختی کم و قیمت بالا. بین ۳۹٪ تا ۷۷٪ طلا، تا ۳۵٪ پالادیوم و تا ۲۲٪ نقره دارند.

۱-۳) دسته طلا - پالادیوم Au-Pd: جهت مبارزه با دو مشکل اساسی آلیاژهای طلا - پلاتین - نقره و طلا پالادیوم - نقره، یعنی تغییر رنگ پرسن و ضریب انبساط حرارتی بالا، این گروه تولید شدند. مصرف آن در میان آلیاژهای noble بالاست. و حاوی ۴۴٪ تا ۵۵٪ طلا و ۳۵٪ تا ۴۵٪ پالادیوم می‌باشد.

۱-۴) دسته پالادیوم نقره Pd-Ag: اولین سیستم بدون طلا می‌باشد که سال ۱۹۴۰ در آمریکا وارد بازار شد. مهم‌ترین عیب آن golly green giant effect (سبز شدن پرسن دندانی) می‌باشد.

۱-۵) سیستم‌های حاوی پالادیوم فراوان: تا سقف ۸۸٪ پالادیوم دارند، اما گروه‌های مختلفی در این سیستم وجود دارند که تحت عنوان گروه‌های (کیالت) (مس) و (طلا - نقره) شناخته می‌شوند. در دو گروه اول حدود ۷۹٪ پالادیوم به همراه ۲٪ طلا و مقادیر جزئی کیالت یا مس به چشم می‌خورد و در گروه آخر که به منظور غلبه بر مشکلات دو گروه قبلی اختراع شده است کیالت و مس هیچکدام وجود ندارد، بلکه ۷۵٪ تا ۸۶٪ پالادیوم، مقادیر اندکی نقره (تا ۷٪) و کمی طلای (تا ۶٪) دیده می‌شود.

۲) آلیاژهای بیس جهت اتصال به پرسن:

۱-۲) دسته نیکل - کروم Ni-Cr: این آلیاژها بنا به دلایل اقتصادی در روکش‌ها و بریج‌های ثابت کاربرد فراوانی دارند. اوایل و پیش از افزایش قیمت طلا نیز به‌طور محدودی از این آلیاژها در پروتزهای ثابت استفاده می‌شد. ولی امروزه حدود ۷۵٪ کل پروتزهای ثابت ساخته شده در آمریکا از این آلیاژها تهیه می‌شوند. آلیاژهای حاوی نیکل که در اواخر دهه ۱۹۶۰ تولید شدند در واقع نسل اول این سیستم‌ها می‌باشند.

امروزه انواع بسیار گوناگونی از آنها در بازار موجود است که کارخانه سازنده هر کدام مزایای مختلفی برای آلیاژ خود قایل است.

این امر تا حدودی باعث سردرگمی خریداران می‌شود. جدول الاستیسیته آنها از آلیاژهای noble بیشتر است، اما حد کشسانی مشابهی دارند و لذا با ضخامت کمتر سختی و استحکام کافی دارند، در نتیجه فضای بیشتری برای پرسن باقی می‌ماند. اما مشکلاتی از قبیل castability ضعیف، fitness ناموفق، سختی بیش از حد و شکست باند پرسن در لایه اکسید - فلز از جمله مسائل کار با

آنها است. از دیگر مشکلات آلیاژهای مزبور ترکیبات بسیار گوناگون آنها می‌باشد. به‌طوری‌که هر آلیاژ ساختار مولکولی منحصر به فردی دارد. این دسته شامل دو گروه حاوی بریلیوم و بدون بریلیوم می‌باشد. تقریباً اکثر کتابها و مقالات بر کیفیت بهتر casting و fitness مطلوب گروه حاوی بریلیوم تأکید دارند. مشکلات اولیه در زمینه casting و fitness با تصحیح فرمولاسیون آلیاژ و درک صحیح روش‌های اسپروگذاری، investing و casting تا حدود زیادی برطرف شده‌اند.

۲-۲) دسته کیالت - کروم Co-Cr: در پروتز ثابت مصرف جزئی دارند و از نظر تجاری و برای رقابت در بازار فروش بر جنبه‌های مضر نیکل و بریلیوم در گروه قبلی تأکید می‌کنند. بیشتر در پروتزهای متحرک پارسیل (RPDs) بکار می‌روند. (جدول ۱-۳)

۲-۳) سایر سیستم‌ها: این گروه شامل آلیاژهای تیتانیوم و گروه‌های کوچک دیگر می‌گردد. آلیاژهای تیتانیوم سوژه تحقیقات و مطالعات بیشماري هستند و خواص گوناگون آنها مورد بررسی قرار گرفته است، اما هنوز بازار مصرف گسترده‌ای نیافته‌اند.

خصوصیات مکانیکی، فیزیکی و حرارتی یک آلیاژ توسط عوامل متعددی (گذشته از عناصر تشکیل‌دهنده آن) تحت‌تأثیر قرار می‌گیرد. برای مثال خصوصیات فیزیکی با عوامل متعددی همچون درجه خلوص اجزاء و مراحل تولید (مثل ترتیب ورود فلزات به آلیاژ مذاب) دستخوش تغییر می‌شود. به این ترتیب نباید انتظار داشت دو آلیاژ با ترکیب کاملاً مشابه، خصوصیات کاملاً مشابهی از خود نشان دهند.

در پایان نیز جدولی حاوی لیست تعدادی از آلیاژهای موجود در بازار که از سیستم طبقه‌بندی مشروحه در این فصل استفاده می‌کنند ارائه می‌شود. (جدول ۲-۳)

Casting Alloys for Bonding to Dental Porcelain

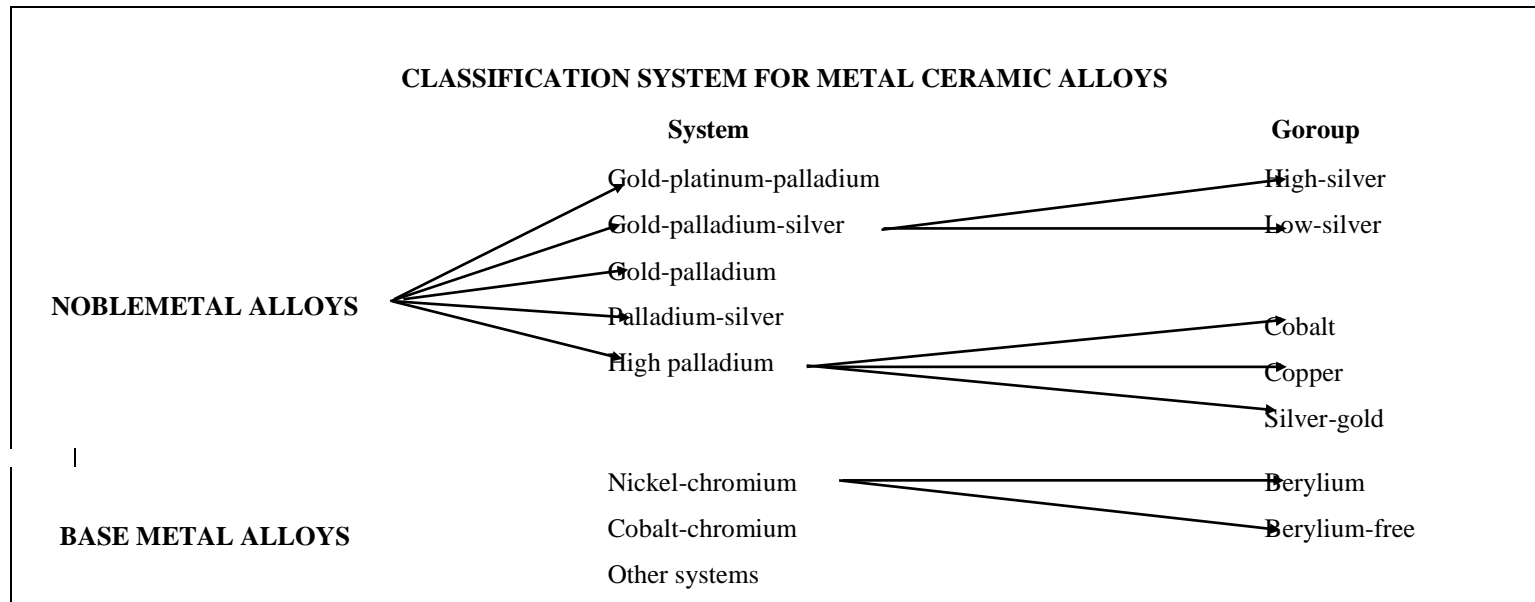


Table 3-2 Percentage composition of representative metal ceramic alloys

NOBLE METAL ALLOYS										
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In				
Gold-platinum-palladium										
SMG-2 (J.M. Ney Co)	87	5	7	-	<1	<1				
Ultra-Gold (J.F. Jelenko & Co) (Degussa Corp)	87.5	1	10	-	+	+				
Rx Y-Ceramic (Jeneric/Pentron, Inc)	84.5	5	8	-	-	-				
700SL (Leach & Dillon)	84	6	7	1	0.7	0.7				
Will-Ceram Y2 (Williams Dental Co)	84	6	7	1.5	-	-				
	82	4.5	8	3.5	<1	<1				
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In				
Gold-platinum-palladium										
Jelenko Ot (J.F. Jelenko & Co.)	87.5	6	4.5	1	0.4	0.3				
Image (J.M. Ney Co)	85	5	5	4	<1	-				
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In	Rh			
Gold-platinum-palladium										
Rex G (Jeneric/ Pentron, Inc) (Degudent G) (Degussa Corp)	87	-	10	-	+	+	1.5			
	86	-	10.5	-	+	<2	-			
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In				
Gold-platinum-palladium										
Will-Ceram Wt (Williams Dental Co)	54	26.5	-	15.5	<5	<5				
Cameot (J.f. Jelenko & Co)	52.5	27	-	16	2	2.5				
Rx WCG (Jeneric/Pentron, Inc)	52	28	-	14	1	3				
Special White (Degussa Corp)	45	40	-	16.5	3	4				
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In	Co	Cu	Ga	Zn
Gold-platinum-palladium										
Will-Ceram Wt (Williams Dental Co)	51.5	38.5	-	-	-	8.5	-	-	1.5	-
Cameot (J.f. Jelenko & Co)	52	38	-	-	-	-	-	-	-	-
Rx WCG (Jeneric/Pentron, Inc)	51.5	38.5	-	-	-	8.5	-	-	1.5	-
Special White (Degussa Corp)	51	38.5	-	-	-	9	-	-	<2	-
	48.5	39.5	-	-	<1	10.6	-	-	<1	-
	46.5	44.5	-	-	-	-	-	-	-	-
	45	45	-	-	3.5	5	-	-	-	-

Table 3-2 Percentage composition of representative metal ceramic alloys (continued)

NOBLE METAL ALLOYS (continued)										
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In	Co	Cu	Ga	Zn
Palladium-silver										
Jelstart (J.F. Jelenko & Co)	-	60	-	28	6	6	-	-	-	-
Lunar (J.M.Ney Co)	-	60	-	30	+	+	-	-	+	-
Paladent B (Jeneric/Pentron, Inc)	-	60	-	28	2.5	6.5	-	-	1.5	-
Palladius-Ag (Vident)	-	60	-	27	7	5	-	-	-	1
Pors On (Degussa Corp)	-	58	-	30	6	4	-	-	-	-
Applause (J.M. Ney Co)	-	55	-	35	9	-	-	-	-	-
100 SL (Leach & Dillon)	-	54	-	37	8.5	0.5	-	-	-	-
Will-Ceram W1t (Williams Dental Co)	-	35.5	-	37.5	8.5	<1	-	-	-	-
Jel-5 (J.F. Jelenko & Co)	-	53.5	-	38.5	7	-	-	-	-	-
Rx 91 (Jeneric/Pentron, Inc)	-	53.5	-	37.5	8.5	0.5	-	-	-	-
Degustar GA-2 (Degussa Corp)	-	52	-	36	7.5	<2	-	-	-	-
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In	Co	Cu	Ga	Zn
High Palladium										
High palladium-cobalt group PTM-88 (J.F.Jelenko & Co)	-	88	-	-	-	-	4	-	8	
APF (Jeneric/Pentron, Inc)	-	79	-	-	6	4	8	-	1.5	
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In	Co	Cu	Ga	Ge
High palladium-copper group										
Option	2	79	-	-	-	-	-	10	9	-
Ultima Lite (J.M. Ney Co)	-	78.1	-	-	-	4	-	8	5	-
PG-82 (Unitek/3M)	2	80.5	-	-	-	5.5	-	5	6.9	-
Naturelle	2	79	-	-	-	-	-	10	9	-
Naturelle-Lite (Jeneric/Pentron, Inc)	-	79	-	-	-	4	-	10	7	-
200SL (Leach & Dillon)	2	79	-	-	-	-	-	10	9	-
Palladium V (Vident)	2	79	-	-	-	-	-	9.5	9	0.5
Albabond E (Degussa Corp)	2	78	-	-	-	<2	-	11	7.5	-
Liberty (J.F. Jelenko & Co)	2	76.5	-	-	-	-	-	10	5.5	-

Table 3-2 Percentage composition of representative metal ceramic alloys (continued)

NOBLE METAL ALLOYS (continued)											
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In	Co	Cu	Ga	Ge	
High palladium-silver-gold group	6	75	-	6.5	Small amounts of Sn and In						
Protocol (Williams Dental Co)	6	75	-	6.6	-	6.5	-	-	6	-	
300SL (Leach & Dillon)	5.5	75	1	6.5	Balance = Ga and In						
Aspen (Jeneric/Pentron, Inc)	4.5	77.5	-	7	4	-	-	-	6	-	
Degupal G (Degussa Corp)	2	86	-	<1	-	-	-	-	10	-	
Legacy (J.F. Jelenko & Co)											
BASE METAL ALLOYS											
	Ni	Co	Cr	Be	Al	Mo	Ti	Ru	V	Cb	W
Nickel-chromium											
Nickel-chromium-beryllium group	76	0.25	13.5	1.8	2.5	5.25	0.25	-	-	-	-
Rexillium III (Jeneric/Pentron, Inc)	77.5	-	12.5	1.7	-	-	-	-	-	-	-
Litecast Bt (Williams Dental Co)	78	-	13	1.8	-	-	-	-	-	-	-
Tech Star (Leach & Dillon)	80.7	-	13.5	1.8	-	-	-	4	-	-	-
Biobond II (Dentsply Interntional, Inc)											
	Ni	Co	Cr	Be	Al	Mo	Ti	Ru	V	Cb	W
Nickel-chromium beryllium-free group											
Fortet (Unitek/3M)	64	-	22	-	-	9	-	-	-	-	-
Neptune (Jeneric/Pentron, Inc)	62	-	22	-	-	8.5	-	-	-	3.5	-
	Au	Pd	Pt	Ag	Sn	In	Co	Cu	Ga	Zn	
Cobalt-chromium											
Genesis II (J.F. Jelenko & Co)	76	0.25	13.5	1.8	2.5	5.25	0.25	-	-	-	
Novarex (Jeneric/ Pentron, Inc)	77.5	-	12.5	1.7	-	-	-	-	-	-	
Ultra 100 (Unitek/3M)	78	-	13	1.8	-	-	-	-	-	-	
Rexillium-NBF (Jeneric/Pentron, Inc)	80.7	-	13.5	1.8	-	-	-	4	-	-	

فصل چهارم :

نکاتی در زمینه کار با آلیاژهای دندانپزشکی خوردگی (Corrosion):

تخریب تدریجی فلزات تحت تأثیر عوامل موجود در محیط دندان را گویند. عوامل مؤثر در بروز خوردگی به دو گروه عمده الکتروشیمیایی و شیمیایی تقسیم می‌شوند. خوردگی الکتروشیمیایی بدین طریق ایجاد می‌شود که در اثر جریان گالوانیسم (در نتیجه حضور فلزات غیرمشابه در دهان) مواد به داخل محلول بزاق وارد می‌شوند و roughness و pitting حاصل می‌گردد. این حالت ممکن است به علت تفاوت در تمرکز المان‌ها در یک قسمت ترمیم نسبت به قسمتی دیگر و یا با وجود ناخالصی در آلیاژ اصلی روی دهد همچنین خوردگی (Corrosion) ممکن است در اثر حمله شیمیایی ترکیبات غذا یا بزاق به فلزات نیز روی دهد.

چگالی (Density):

چگالی ماده، شاخص مقدار جرم در واحد حجم آن ماده است.

لحیم کاری (Soldering):

روشی برای اتصال دو قطعه فلز از یک نوع به یکدیگر است. در این روش دو قطعه مزبور به وسیله آلیاژی که دمایی ذوب پایین‌تری دارد به هم متصل می‌شوند.

عملیات حرارتی (Heat Treatment):

منظور از انجام عملیات حرارتی در فلزات بهبود خواص آنها می‌باشد.

تخلخل (Porosity):

تخلخل فلزات که در زیر میکروسکوپ نظیر نمایی پنیر سوئیسی دیده می‌شود، که نتیجه انقباض ناشی از انجماد می‌باشد. هنگام طراحی محل قرارگیری Wax up در داخل سیلندر باید قواین مربوطه را دقیقاً رعایت کنیم در غیر اینصورت امکان بروز تخلخل افزایش می‌یابد.

ریخته‌گری (Casting):

منظور از ریخته‌گری، عملیات ریختن آلیاژ مذاب در داخل قالب (mold) برای تهیه رستوریشن

می‌باشد. به عبارت دیگر ریخته‌گری مجموعه عملیات شکل دادن یک شیء به وسیله ریختن فلز مذاب در قالب (mold) است.

سازگاری نسجی (Biocompatibility):

هیچ‌یک از مواد ترمیمی مورد مصرف در محیط دهان نمی‌بایست بر سلامت بافت‌های دهان تأثیر مطلوب بگذارند. به عبارت دقیق‌تر هیچ یک از مواد مصرفی دندانپزشکی که در دهان و یا لابراتوار به کار گرفته می‌شوند، نباید هیچ تأثیر نامطلوبی به صورت موضعی یا عمومی بر روی بیمار، دندانپزشک، دستیار دندانپزشک و یا تکنسین‌هایی که با آن کار می‌کنند، باقی‌گذارد. مواد دندان‌معمولاً یک نوع جسم خارجی محسوب می‌شوند و بسیاری از آنها طی مراحل آماده‌سازی، دچار تغییرات و واکنش‌های شیمیایی می‌شوند، لذا دستیابی به یک رفتار خنثی و بی‌ضرر برای این مواد بسیار مشکل به نظر می‌رسد. این خصوصیت مواد دندان‌معمولاً این خواص بیولوژیکی (biological properties) می‌نامند. واژه سازگاری بافتی (biocompatibility) شامل کلیه واکنش‌های متقابل، از جمله تأثیر بافت‌ها و مایعات دهان بر روی مواد دندان‌معمولاً می‌شود.

تطابق (Fitness):

این واژه در اصل به معنای هماهنگی و تطابق می‌باشد. اما در دندانپزشکی به توانایی آلیاژ برای بازسازی دقیق و صحیح الگوی مومی اولیه اطلاق می‌شود. fitness تنها معلول خواص آلیاژ نیست و شرایط ریخته‌گری نیز بر آن مؤثر است.

مقاومت به خزش (Sag Resistance):

مقاومت آلیاژ در برابر خزش و تغییر شکل دائمی هنگام پخت پرسن، مقاومت به خزش (sag resistance) خوانده می‌شود. sagging ناشی از خزش آلیاژ تحت تأثیر وزن خود هنگام پخت پرسن و یا لحیم‌کاری می‌باشد. هرچه نقطه ذوب آلیاژ بیشتر باشد مقاومت آن در برابر خزش بیشتر است. از روش‌های دیگر برای مقاوم‌سازی آلیاژ در برابر

خزش (در حرارت‌های بالا)، می‌توان سخت کردن آلیاژ توسط precipitation را نام برد.

Burnishing:

دقت تطابق مارچین‌های یک کار ترمیمی غیر از قابلیت و نحوه ریخته‌گری (casting) فلز، به سهولت burnishing آن نیز بستگی دارد. قابلیت burnishing به عوامل متعددی همچون modulus of elasticity, strain hardening, yield strength, percent elongation بستگی دارد.

Corrosion:

بر اساس مطالعات Green, Fontana هشت نوع خوردگی در فلزات ممکن است بروز نماید.

The Eight Type of Corrosion:

1- Uniform Attack

2- Galvanic corrosion

3- Crevice corrosion

4- pitting

5- Intergranular Corrosion

6- Selective leaching

7- Erosion

8- Stress Corrosion

یکی از نکات کلینیکی که همواره مورد بحث قرار دارد، Galvanic Corrosion است. نمونه کاملاً شاخص آن راکسیون بین طلا و آمالگام می‌باشد. در این نوع خوردگی آلیاژ گران به صورت کاتد و دیگری یعنی آمالگام به صورت آند عمل می‌کند. در یک آزمایش In vitro در بزاق مصنوعی یک سرپوش آلیاژ طلا روی Core آمالگام قرار داده شد و فلزات روی و قلع به عنوان محصول خوردگی آمالگام، پس از مدتی در داخل روکش مشاهده شدند. در مورد وجود چنین رابطه‌ای بین آلیاژ طلا و آلیاژ ارزان، آلیاژ ارزان به صورت آند عمل می‌کند و در معرض خوردگی قرار خواهد گرفت. این مسئله حتی هنگام مقایسه آلیاژهای دارای طلای زیاد و کم نیز صادق می‌باشد. به‌طور کلی نتایج فوق در محیطی خارج از دهان و با موادی صرفاً معدنی بدست آمده است. موادی نظیر پروتئین، آنزیم‌های مختلف، باکتری‌ها، پلاک دندان‌ها در آن محیط وجود نداشته‌اند، تا تقریباً حالت محیط داخلی دهان را جهت کاربردی نمودن نتایج

آزمایشات بوجود بیاورند. علیهذا نتایج کلینیکی طبعاً به صحت و دقت تکنیک کاربرد آلیاژ و داشتن Casting بدون نقص بستگی دارد. در این مورد هنوز تحقیقات قطعی با نتایج روشن وجود ندارد.

Casting Fitness

در مورد اهمیت پدیده فوق یعنی دقت تطابق کار ریخته‌گری، نیازی به توضیح نمی‌باشد و در این قسمت فقط به بررسی فاکتورهای مؤثر و کنترل‌کننده این دقت تطابق خواهیم پرداخت.

Nitkin-Asgar در یکی از تحقیقات خود ضمن بررسی و مقایسه آلیاژهای ارزان، آلیاژ طلای تیپ III و آلیاژ Ag-Pd متوجه شدند هرچه مقدار طلا در یک آلیاژ بیشتر باشد، Casting Fitness نیز به همان مقدار افزایش می‌یابد و البته عکس مطلب فوق نیز قطعاً صادق است.

کاهش مقدار طلا در آلیاژ موجب کاهش وزن مخصوص آلیاژ و افزایش Technique Sensitivity آلیاژ می‌گردد. با کاهش وزن مخصوص آلیاژ سؤالاتی مطرح می‌گردد:

تغییر وزن مخصوص آلیاژ چه اثری در Casting آلیاژ دارد؟

کاهش مقدار طلای آلیاژ در کشش سطح آن و نحوه Casting کامل لبه‌های مارچین کار ریخته‌گری چه اثری دارد؟

گذشته از سؤالات فوق که از نظر کلینیکی اهمیت فراوانی دارند، با کاهش مقدار طلا و با افزایش مقدار Ag, Pd در آلیاژ قدرت جذب گازها توسط آلیاژ در موقع ذوب افزایش می‌یابد و طبعاً هنگام سرد شدن آلیاژ مذاب، این گازها به صورت حباب خارجی می‌شوند. این خصوصیت موجب زبری و خشونت (Roughness) در سطح کار می‌شود و دقت Fitness به شدت کاهش می‌دهد. مسئله این است که به چه وسیله و با بکارگیری چه تکنیک‌هایی می‌توان از بروز این اشکالات جلوگیری نمود.

واضح است آلیاژهایی که مقدار طلای کمتری دارند، وزن مخصوص کمتری خواهند داشت. Casting چنین

ناقص در مارجین کار مواجهه خواهیم بود و این مشکل بخصوص در آلیاژهای ارزان به علل زیر بروز می‌کند:

(الف) بالا بودن نقطه ذوب آلیاژ
(ب) بالا بودن کشش سطحی آلیاژ مذاب

(ج) پایین بودن وزن مخصوص

(د) پایین بودن فشار Casting (R.P.M) دستگاه سانتریفوژ

از سوی دیگر در آلیاژهای گران به علت خصوصیات نظیر وزن مخصوص بیشتر، فشار Casting کافی و پایین بودن نقطه ذوب آلیاژ، تا حدی کشش سطحی چشمگیر موجود بین آلیاژ مذاب و گچ ریختگی جبران می‌شود. در نتیجه ریخته‌گری این نوع آلیاژها به خصوص در نواحی مارجین نسبتاً دقیق‌تر و کامل‌تر خواهد بود. انتخاب آلیاژ قطعاً به فاکتورهای فیزیکی لازم جهت کاربرد آلیاژ بستگی دارد. در مورد تعدادی از این فاکتورها قبلاً تحت عنوان خواص مکانیکی و بیولوژیکی صحبت شد. از نظر کلینیکی طبعاً قابلیت Casting و Fitness سرپوش (crown) اهمیت فوق‌العاده‌ای دارد.

محققین به تدریج دریافته‌اند جهت ایجاد Fitness در سرپوش ریختگی، عواملی نظیر تغییرات مدل مومی، انقباض آلیاژ هنگام سرد شدن و انبساط گچ ریختگی، اهمیت بسیار زیادی دارند. در مورد اثر موم Wax-up در دقت Casting، تحقیقات Asgar روشن ساخت اگر از موم آبی سخت به تنهایی در تهیه مدل مومی استفاده شود، Fitness نهایی سرپوش فلزی چندان رضایت‌بخش نخواهد بود، در حالیکه اگر از روش Dual wax-Technique استفاده نماییم، Fitness سرپوش نهایی به نحو چشمگیر افزایش خواهد یافت.

در این روش $\frac{2}{3}$ اکلوزالی Wax up

از موم نرم و نواحی مارجین با موم سخت Wax up می‌گردد. این عمل جهت ایجاد تعادل لازم در تمامی نواحی مدل مومی در مقابل نیروی انبساط هیگروسکوپیک و Setting گچ ریختگی می‌باشد. در این تکنیک همیشه نواحی ضخیم مدل مومی با

آلیاژهایی بخصوص در نواحی مارجین همواره باعث بروز مشکلاتی می‌شود. ضمناً باید توجه داشته باشیم، گچ‌های اینوستمنت معمولی که برای کار با آلیاژهای حاوی طلا زیاد تهیه شده‌اند، دارای انبساط حرارتی کمی هستند و این مقدار انبساط نمی‌تواند انقباض آلیاژهای با درصد پایین طلا را جبران نماید. براساس تحقیقات موجود ثابت شده است، می‌توانیم از تکنیک‌های Casting و مواد مصرفی مربوط به آلیاژهای با درصد طلای بالا برای آلیاژهای با درصد کم طلا نیز استفاده نماییم و تقریباً به نتایج مشابهی دست یابیم. منظور آلیاژهایی است که مقدار طلای آنها تا حدود ۴۰٪ - ۴۵٪ آلیاژ کاهش یافته است و در عین حال رنگ زرد آلیاژ و قدرت مقاومت در برابر تارنیش نیز کماکان به قوت خود باقی است.

رابطه دقیقی بین نقطه ذوب آلیاژ و مقدار Roughness سطح آن مشخص نشده است، ولی عملاً هرچه نقطه ذوب آلیاژ افزایش یابد، میزان Roughness نیز بیشتر می‌شود. در ضمن هرچه نقطه ذوب آلیاژ بالاتر باشد، ضریب انبساط حرارتی و ضریب انقباض انجمادی آلیاژ نیز افزایش پیدا می‌کند که عامل بسیار مهمی در کاهش Fitness کار ریختگی است. ریخته نشدن، اکثراً به علت نازک بودن این ناحیه و عدم وجود فشار کافی جهت خروج گازهای محبوس در این ناحیه از Mold و همچنین کشش سطحی بین گچ ریختگی و آلیاژ می‌باشد. بنابراین در استفاده از آلیاژهای با وزن مخصوص پایین باید تدابیر لازم جهت خروج گازهای محبوس از ناحیه Marginal Mold هنگام سیلندرگذاری انجام شود. اصولاً کشش سطح بین گچ و آلیاژ موجب می‌شود تا این دو ماده نتوانند در سطح کامل با یکدیگر قرار گیرند و به اصطلاح سطح گچ توسط آلیاژ مذاب Wet نشود. در صورت عدم اصلاح تکنیک ریختگی در آلیاژهای ارزان همواره با یک ریختگی

موم نرم‌تر و نواحی نازک با موم سخت‌تر Wax up می‌شوند و رعایت این اصل هنگام استفاده از این تکنیک همواره الزامی است.

بنابراین هنگام Wax up فریم برای آلیاژهای PFM در نواحی مارجین از موم سخت و ۲ اکلوزالی از موم نرم استفاده خواهد شد.

از عوامل دیگری که در کیفیت Casting و دقت Fitness سرپوش مؤثر می‌باشد، می‌توان به اسپروگذاری اشاره نمود. اسپروگذاری مبحث وسیعی دارد که در این مختصر طبعاً بررسی دقیق جزئیات آن امکان‌پذیر نخواهد بود، اما جهت آشنا نمودن ذهن خواننده به کلیاتی در این رابطه اشاره خواهیم کرد. از نظر اسپروگذاری نه تنها اندازه اسپرو بلکه جنس، شکل و محل اتصال اسپرو به مدل مومی نیز در Fitness سرپوش مؤثر خواهد بود. یکی دیگر از مسائل مؤثر در Fitness ریختگی ناهمواری‌های سطح Casting می‌باشد.

این ناهمواری‌ها به علت خشونت موجود در سطح ریختگی به وجود می‌آید. خشونت سطح گچ به علت خروج سریع بخار آب هنگام گرم کردن سیلندر رخ می‌دهد. از سوی دیگر صاف بودن سطح گچ به عواملی نظیر W/P Ratio و Fineness ذرات تشکیل‌دهنده گچ و ترکیب شیمیایی آن بستگی دارد. طی آزمایشات گوناگون مشخص شده است اگر آلیاژ را بیش از حد حرارت دهیم، Casting حاصل از آن ناهموار آزمایشات گوناگون مشخص شده است اگر آلیاژ را بیش از حد حرارت دهیم، Casting حاصل از آن ناهموار خواهد بود، زیرا در حرارت‌های بالا گچ ریختگی شکننده می‌شود، سطح آن در بعضی نواحی ترک می‌خورد و از بین می‌رود. در عین حال سیالیت آلیاژ نیز افزایش می‌یابد و نهایتاً ناهمواری‌های موجود در سطح گچ را پر می‌کند، افزایش سیالیت آلیاژ موجب افزایش قدرت نفوذ آن در خلل و فرج گچ می‌گردد، اما در حرارت عادی سیالیت آلیاژ بسیار کمتر است و آلیاژ از چنین قدرت نفوذی برخوردار نیست. مقدار

ناهمواری‌های سطحی در Casting گاهی به حدود ۰/۴٪ می‌رسد که نسبت به میزان انقباض طلا قابل توجه است. بنابراین وجود چنین مسئله‌ای می‌تواند اثرات مهمی در کیفیت Fitness داشته باشد.

همچنین درجه حرارت Mold نیز در افزایش مقدار ناهمواری سطحی نقش مهمی دارد. تا حدود ۱۳۰۰ درجه فارنهایت مقدار این ناهمواری‌های سطحی قابل قبول است، اما با افزایش درجه حرارت

Mold به حدود ۱۵۰۰°F مقدار این ناهمواری‌ها نیز افزایش چشمگیری می‌یابد. در این درجه حرارت ناهمواری‌های سطحی آلیاژهای گران حدود ۱۵٪ تا ۱۰٪ و در آلیاژهای ارزان حدود ۳۵٪ تا ۴۰٪ افزایش خواهد یافت.

گرچه یکی از علل نشستن کامل سرپوش و کوتاهی مارجین‌ها ناهمواری‌های سطحی می‌باشد، اما مطالعه این سرپوش‌ها روی die نشان می‌دهد که عدم نشستن کامل سرپوش روی die بیشتر به دلیل Casting ناقص در ناحیه مارجین است. ناقص بودن Casting در ناحیه مارجینال نیز به دلیل احتباس گازها در این ناحیه از Mold و عدم تخلیه کامل آنها و همچنین به خاطر وجود تناسب S/V و انجماد سریع فلز در این ناحیه روی می‌دهد. بنابراین تأمین حجم و ضخامت کافی مدل مومی در این ناحیه جهت Casting کامل و متراکم ضروری است.

روش‌های ذوب آلیاژ : Techniques of melting

وسایل و تکنیک‌های مورد استفاده در ذوب فلزات بر کنترل خواص فیزیکی آلیاژها بسیار مؤثر است. آلیاژهای دندانپزشکی را می‌توانیم با روش‌های زیر ذوب نماییم:

۱- نیروی الکتروسیسته القایی (Induction unit)

۲- ریخته‌گری با سانتریفوژ دارای مقاومت الکتریکی (Electricap Resistance Furnace)

۳- استیلن - اکسیژن

۴- گاز - اکسیژن

در این موارد همیشه باید نیروی سانتریفوژ افزایش یابد تا قبل از سخت شدن فلز، Mold به‌طور کامل از آلیاژ مذاب پر شود به عبارت دیگر هرچه حاصل کسر (S/V) بزرگتر باشد پر کردن Mold از آلیاژ مذاب (قبل از سخت شدن آن) مشکل‌تر است. یک گزارش بسیار ارزنده حاکی است که فشار Casting نتیجه میزان چرخش ماشین سانتریفوژ RPM (Round per minute) و وزن مخصوص آلیاژ می‌باشد. بنابراین هنگام Casting آلیاژهای بیس جهت جبران کاهش وزن مخصوص این آلیاژها باید به میزان چرخش ماشین سانتریفوژ اضافه شود، تا آلیاژ مذاب ضمن خارج ساختن هوای فشرده داخل Mold بتواند به کشش سطحی گچ ریختگی نیز فائق آید و Casting کاملی انجام شود. به علاوه، افزایش نیروی سانتریفوژ و افزودن بر کشش سطحی آلیاژ مذاب باعث می‌شود، نواحی مارجین با دقت کامل Cast شوند. در استفاده از آلیاژهای بیس این تئوری اکثر مواقع عملاً کاربردی ندارد. بنابراین نواحی مارجین بصورت گرد Cast می‌شود و البته کوتاهی مارجین در این آلیاژ نیز از همین جا ناشی می‌شود.

گچ‌های ریختگی:

این گچ‌ها از دو نوع Phosphate Bonded و Silicate Bonded تشکیل شده‌اند. اساساً گچ‌های ریختگی از نظر شیمیایی باید طوری تنظیم شوند که بتوانند خواص فیزیکی مناسبی داشته باشند. گچ‌های ریختگی مورد استفاده در دندان‌پزشکی از سه بخش مهم تشکیل شده‌اند:

۱- Binder:

نظیر Silicate Colloidal و Phosphate که مقاومت ابتدایی یا Green Strength را بوجود می‌آورد. عوامل مزبور در گچ‌های Phosphate Bonded در Setting expansion یا انبساط سخت شدن نیز مؤثرند.

۲- Setting agents:

نظیر Calcined Magnesias که ضمن کاتالیزور شدن به تشکیل Green Bond

۵- گاز - هوا
اگر هنگام ذوب آلیاژهای گران آنها را over heat نکنیم، از کلیه روش‌های فوق می‌توان برای ذوب آلیاژهای گران نیز استفاده نمود.

امروزه فقط از روش اول و سوم استفاده می‌شود تا از تبخیر عناصر کمیاب آلیاژ نظیر Fe و Sn و In جلوگیری شود. طبعاً تبخیر و کاهش مقادیر این عناصر در خواص فیزیکی آلیاژ تأثیرات منفی خواهد داشت. همچنین کاربرد روش دوم در ذوب آلیاژهای بیس موجب جذب کربن توسط آلیاژ مذاب می‌شود که عامل مهمی در تضعیف خواص فیزیکی آلیاژها بیس به شمار می‌رود. بنابراین اگر بخواهیم آلیاژ قیمتی را که یک بار ریخته شده است دوباره Cast نماییم تنها راه جبران تبخیر عناصر کمیاب آن اضافه نمودن حداقل ۵۰٪ وزنی آلیاژ جدید به آلیاژ استفاده شده می‌باشد.

تکنیک‌های ریخته‌گری : Techniques of casting

تکنیک‌های Casting به ۴ گروه تقسیم می‌شود:

الف) Pressure Casting در سال ۱۸۹۷ توسط Philbrook ابداع شد.

ب) Air-Pressure Casting در سال ۱۹۰۷ توسط Taggart ابداع شد.

ج) Centrifugal Casting توسط Jamieson ابداع شده است.

د) Air-Vacuum Casting

Casting آلیاژها معمولاً با استفاده از سانتریفوژ انجام می‌شود، فشار سانتریفوژ باید جهت خارج ساختن گازهای داخل Mold و Casting کامل، حداقل حدود ۱۰ PSI باشد همواره نسبتی بین دمای انجماد آلیاژ و حجم مولد (Mold) وجود دارد. افزایش حجم Mold در نهایت دمای انجماد را کاهش می‌دهد. البته باید توجه کرد که افزایش سطح Mold دمای انجماد را افزایش خواهد داد. بنابراین وجود چنین رابطه‌ای بین سطح و حجم (S/V) عمل Casting را در Mold های کوچک که طبعاً سطح آنها از حجمشان بیشتر است مشکل‌تر خواهد ساخت و لذا

کمک می‌کند و به عنوان قلب اینوستمنت نیز نامیده می‌شود.

۳- Refractory Grain :

نظیر Cristobalite و quartz که هنگام انبساط حرارتی مؤثر می‌باشد. همچنین فقط در گچ‌های فسفات ۲٪ - ۱٪ کربن به مجموعه اضافه می‌شود. گچ‌های فسفات در مرحله Burn out تا 1000°C - 950°C و نوع سیلیکاته تا 1200°C - 1100°C حرارت را تحمل می‌کنند.

ضمن اینکه گچ فسفات حداکثر انبساط حرارتی خود را در درجه

حرارت 700°C - 650°C بدست می‌آورد. نکته دیگر اینکه Roughness سطحی اینوستمنت با افزایش شدید درجه حرارت به علت راکسیون فسفات و ایجاد یک حالت Glassy fingers در Interface بروز می‌نماید. افزایش انبساط حرارتی همیشه در ناحیه مارجین‌ها مؤثر نیست. البته آلیاژ مذاب در نواحی مارجین به علت ضخامت کم آن ناحیه، در کمتر از یک ثانیه منجمد می‌شود و لذا این مشکل تقریباً وجود خواهد داشت. به عبارت دیگر اگر تدابیر لازم در موقع Wax up در مورد ناحیه مارجین اتخاذ نشود، حتی بالا بردن درجه حرارت نیز نه تنها مشکل را حل نمی‌کند، بلکه موجب افزایش مشکلات جدیدی نیز می‌گردد. حداکثر انبساط جهت جبران انقباض casting آلیاژهای قیمتی حدود $1/6\%$ - $1/4\%$ و برای آلیاژهای دارای Cr حدود $2/5\%$ - $2/0\%$ می‌باشد.

عملاً در گچ‌های فسفات مقدار Setting expansion با سرعت مخلوط کردن گچ، زمان مخلوط کردن و زمان وقفه بین اختلاط و ریختن گچ در سیلندر مرتبط است و با رابطه w/p نسبت عکس دارد.

هرچه قدر مقدار آب بیشتر شود، انبساط Setting و هیگروسکوپیک افزایش و انبساط حرارتی کاهش می‌یابد. نکته جالب اینکه مقایسه انبساط سخت شدن گچ‌های فسفات مختلف Aurovest و Deguvest در رابطه با زمان نتایج زیر را نشان داده است:

۱- $20/4\%$ وزن مایع (2SiO_2) $0/175 =$
Deguvest (Fluid / powder) در گچ

۲- $27/0\%$ وزن مایع (2SiO_2) $0/141 =$
Aurovest (Fluid / powder) در گچ

گچ Aurovest انبساط کامل سخت شدن خود را که حدود $0/45\%$ است بعد از ۲۵ دقیقه پس از ریختن حاصل نمود، در حالیکه گچ Deguvest این انبساط کامل را که حد $0/35\%$ است بعد از ۷۰ دقیقه بدست آورد. مقدار انبساط حرارتی Aurovest حدود $1/50\%$ و Deguvest حدود $1/20\%$ محاسبه شده است.

فصل پنجم:

آلیاژهای قابل اتصال به پرسن‌های دندانپزشکی:

تاکنون به یک سری مطالب کلی در مورد آلیاژها اشاره نموده ایم. شایان ذکر است این مطلب در مورد آلیاژهای قابل اتصال به پرسن‌های دندانپزشکی نیز صادق است مضافاً اینکه هنگام کار با آلیاژهای PFM باید به بعضی از خصوصیات فانکشنال آنها توجه بیشتری نماییم. به طور مثال خواص فیزیکی ویژه‌ای جهت آلیاژهای PFM در نظر گرفته می‌شود که متعاقباً به آنها اشاره خواهیم کرد.

جهت تکوین و تکامل یک سیستم آلیاژی که توانایی اتصال به پرسن‌های دندانپزشکی را دارا باشد، باید از نظر فیزیکی فاکتورهای زیر در سیستم وجود داشته باشد. طبعاً تعدادی از این فاکتورها در جدول ضوابط استاندارد A.D.A آلیاژهای طلا مخصوص سرپوش‌های فلزی آمده است، اما در اینجا به عنوان یادآوری بار دیگر فاکتورهای مؤثر در سیستم آلیاژهای قابل اتصال به پرسن‌های دندانپزشکی را ذکر خواهیم نمود.

۱- سازگاری بافتی (Tissue Tolerance)

۲- قدرت مقاومت در مقابل تارنیش (Tarnish Resistance)

۳- قدرت مقاومت در مقابل خوردگی

۴- غیرسمی بودن آلیاژ (Non Toxic)

عناصری که در آلیاژ دچار خوردگی می‌شوند با ایجاد محصولات Toxic (که ممکن است موجب بروز آلرژی نیز بشوند) سازگاری آلیاژ را با نسوج بیولوژیک اطراف آن مختل خواهند کرد.

۵- عدم ایجاد تغییر رنگ بر روی پرسن

۶- قابلیت اتصال به پرسن (Bonding Capacity to porcelain)

۷- سطح تماس آلیاژ و پرسن باید تمیز و غیرآلوده باشد (Alloy Clean interface porcelain)

۸- سازگاری ضریب انبساط حرارتی (Compatibility Coefficient of Thermal expansion)

۹- قابلیت ریختگی که در واقع به حساسیت آلیاژ در مقابل

تکنیک‌های مورد استفاده در Wax up و Casting مرتبط می‌شود.

۱۰- تطابق کافی در مارجین

۱۱- قابلیت لحیم‌کاری

۱۲- سختی کافی (ضریب الاستیسیته بالا)

۱۳- مارجین‌های ظریف (مقاومت تسلیم بالا)

دو عامل اخیر باعث افزایش مقاومت آلیاژ در مقابل شوک‌های حرارتی در پخت‌های مکرر پرسن می‌شود.

۱۴- Ease of Grinding & polishing طبیعی است که با کنترل اندازه ذرات آلیاژ می‌توان مقاومت و سختی آلیاژ را هنگام پولیش نمودن کنترل نمود. زیرا هر چه اندازه ذرات آلیاژ کوچکتر باشد، تعداد ذرات افزایش می‌یابد و در نتیجه مقدار Grain Boundaries نیز افزایش می‌یابد. لذا سختی آلیاژ بیشتر می‌شود و پولیش نمودن آلیاژ سخت‌تر می‌شود.

طبعاً هیچ آلیاژی نمی‌تواند دارای تمام خصوصیات فوق باشد زیرا دارا بودن ویژگی شماره ۱۳ جهت ایجاد مارجین نازک و متراکم کاملاً در تضاد با شماره ۱۴ می‌باشد. در مورد ویژگی Ease of Casting با اضافه کردن آلومینیوم، بریلیوم و بور به آلیاژهای بیس، سختی آلیاژ چنان افزایش می‌یابد که ویژگی شماره ۱۴ را دچار مشکل می‌سازد.

شایان ذکر است، اگر کارهای روزمره لابراتوارها را بررسی نماییم به علت وجود نقایص گوناگون در Casting آنها نظیر حباب‌ها، عدد سختی این آلیاژها به هیچ وجه با آنچه در شرایط استاندارد بدست آمده است مطابقت ندارد.

ویژگی‌های فوق تنها وقتی به صورت عملی قابل استفاده خواهند بود که اطلاعات کافی از گروه‌بندی‌های مختلف آلیاژها موجود باشد و بنابراین لازم است به طور مفصل در مورد تقسیم‌بندی آلیاژهای PFM صحبت نماییم.

آلیاژهای قیمتی (Precious Alloys):

آلیاژهای قیمتی به گروهی از آلیاژها اطلاق می‌شود که مقدار

دندانپزشکی مصارف بسیاری دارد. همچنین این فلز نسبت به مواد مختلف موجود در محیط دهان غیرقابل نفوذ است.

این ماده به عنوان ماتریکس در ساختن رستوریشن‌های ژاکت کراون استفاده می‌شود، زیرا دمای ذوب آن بالاتر از پرسن بوده و ضریب انبساط حرارتی آن به اندازه کافی نزدیک به ضریب انبساط

پرسن می‌باشد ($6/8 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ Al_2O_3 و $9/7 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ Pt). در ضمن مانع تاب برداشتن فلز یا ترک خوردن پرسن در حین تغییرات حرارتی می‌گردد. روش دیگری نیز برای اتصال آلومینا پرسن به فویل پلاتین اختراع شده است. در این روش (Twin Foil) قبل از پخت پرسن لایه‌ای به ضخامت $2/0 \mu\text{m}$ - $0/2$ از قطع بر روی پلاتینیوم قرار می‌دهند لایه قلع اکسید می‌شود و اتصال شیمیایی بسیار قوی با آلومینا پرسن ایجاد می‌کند. لایه مزبور به عنوان پوسته داخلی عمل کرده و حباب‌های تحت سطحی (sub surface porosity) و ترک‌های بسیار ریز (Microcrack) پرسن را کاهش می‌دهد و بدین ترتیب مقاومت قطعه افزایش می‌یابد.

رنگ پلاتین سفید مایل به آبی و وزن مخصوص آن $21/37$ است. دمای

ذوب آن (3191°F) 1755°C می‌باشد. این فلز مقاوم، ductile، چکش‌خوار است و می‌توان آن را به شکل ورقه (Foil) یا سیم نازک در آورد. پلاتین با اکثر فلزات آلیاژ می‌شود. این فلز موجب افزایش سختی (Hardness) و خاصیت الاستیسیته فلزات دیگر که با آنها آلیاژ تشکیل می‌دهد می‌گردد. همچنین دمای ذوب آلیاژ را افزایش و ضریب انبساط حرارتی آن را کاهش می‌دهد. پلاتین اندازه ذرات سیستم را نیز کاهش می‌دهد.

پالادیوم:

Pd از فلزات گروه پلاتین است، مفتول‌شوندگی و مقاومت آن همانند Pt است و درخشندگی نقره فام دارد. پالادیوم بسیار

مشخصی طلا داشته باشند. مقدار طلا در این آلیاژها باید از حد معینی کمتر نباشد، در غیر این صورت کیفیت ساختمانی و خواص مکانیک آنها به خطر خواهد افتاد. جهت حفظ خواص آلیاژهای قیمتی وجود حداقل ۴۵٪ وزنی طلا در ساختمان ترکیبی آلیاژ ضروری است. به عبارت دیگر حذف طلا در این آلیاژها نقایصی از نظر قابلیت‌های تکنیکی در آنها ایجاد می‌نماید. مطالب فوق ممکن است این ابهام را ایجاد نماید که دسته‌ای از آلیاژهایی که عناصر تشکیل‌دهنده آن جزء گروه پلاتین و از فلزات Noble نظیر طلا محسوب می‌شوند، بایستی جزء این گروه به شمار آید، در حالیکه به علت ارزانتر بودن آنها نسبت به طلا و پلاتین و همچنین حساسیت تکنیکی بیشتر در این گروه فلزات، آنها از گروه آلیاژهای قیمتی جدا و در گروه آلیاژهای اقتصادی قرار می‌گیرند.

اجزاء تشکیل‌دهنده آلیاژها طلا:

طلاي خالص؛ نرم، چکش‌خوار و قابل مفتول شدن است و تحت شرایط عادی اتمسفر اکسید نمی‌شود و تنها در حضور تعداد معدودی از مواد اکسیدکننده قوی خطر اکسید شدن آن وجود دارد. رنگ زرد و درخشندگی زیادی دارد. وزن مخصوص آن بین $19/33$ - $19/30$ است در نتیجه یکی از سنگین‌ترین فلزات می‌باشد. دمای ذوب آن

1630°C (1945°F) است. از طلا در دندانپزشکی برای بهتر نمودن خواص کاربردی آلیاژ، افزایش مقاومت آن در برابر Tarnish و بهبود رنگ و تراکم آلیاژ استفاده می‌شود. طلا به تنهایی بسیار نرم است و درجه ذوب آن بسیار پایین است. مهمتر از همه اینکه، ضریب انبساط حرارتی آن بالاست.

پلاتینیوم:

پلاتینیوم خالص به علت نقطه ذوب بالا و مقاومت در دماهای بالا در

چکش‌خوار بوده و از همه فلزات گروه Pt ساده‌تر ذوب می‌شود. دمای

ذوب آن (2826°F) 1552°C و تراکم آن $12/02\text{gr/cm}^3$ است و وزن مخصوصش $11/4$ یعنی تقریباً نصف Pt می‌باشد. گرچه nobility آن کمتر از Pt است، لیکن به دلیل دمای ذوب، تراکم و وزن مخصوص کمتر به عنوان جزء اصلی آلیاژهای دندانپزشکی شناخته می‌شود.

Pd به تنهایی باعث افزایش سختی طلا نمی‌شود اما قادر است به طرز مؤثرتری از پلاتین دمای ذوب را افزایش و ضریب انبساط حرارتی را کاهش دهد. دامنه ضریب سیستم‌های حاوی Pd فراوان (مثل

پالادیوم - طلا) حدود 100°F از سیستم طلا - پلاتین - پالادیوم بالاتر است. این امر مانع تغییر شکل ناشی از حرارت (Thermal distortion) هنگام پخت پرس‌لن می‌گردد.

پالادیوم تصفیه‌کننده مناسبی برای اندازه ذرات آلیاژ می‌باشد و از این طریق خصوصیات فلز را بهبود می‌بخشد، اما در این خصوص به اندازه پلاتین مؤثر نمی‌باشد.

مشکل اصلی Pd جذب سریع هیدروژن هنگام افزایش دما است. بنابراین در دمای بالا همواره شکننده شده و خاصیت مفتول‌شوندگی خود را از دست می‌دهد. در ضمن آلیاژهای این فلز، برای رستوریشن‌های متال - سرامیک مناسب نمی‌باشد زیرا، حین پخت پرس‌لن گاز هیدروژن جذب شده را آزاد می‌کنند و سبب ایجاد تخلخل در پرس‌لن می‌گردد.

نقره:

نقره فلزی سفید رنگ، مفتول‌شونده، چکش‌خوار و بهترین هادی گرما و برق است و از طلا سخت‌تر می‌باشد. نقطه ذوب آن

960°C (1761°F) یعنی از نقطه ذوب طلا کمتر است. نقره خالص معمولاً در دندانپزشکی استفاده نمی‌شود زیرا در محیط مرطوب دهان لایه سیاه رنگ سولفید نقره روی آن تشکیل می‌گردد و در ضمن هنگام ذوب مقدار زیادی اکسیژن جذب کرده که آن را طی انجماد

آزاد می‌نماید در نتیجه به دلیل ایجاد تخلخل سطح ریختگی زبر نخواهد شد. نقره و طلا هنگام تهیه محلول جامد به راحتی با یکدیگر مخلوط می‌شوند. در نسبت‌های مناسب، نقره سختی، الاستیسیته و مفتول‌شوندگی آلیاژ را افزایش می‌دهد. نقره می‌تواند موجب رنگی شدن پرس‌لن بشود و در محل اتصال پرس‌لن به فلز یک رنگ زرد مایل به سبز ایجاد نماید. این حالت ممکن است به دلیل تبخیر مقداری از آلیاژ، حین پخت پرس‌لن و متراکم شدن بخار آن بر روی پرس‌لن و یا به علت انتشار نقره در سطح آلیاژ و داخل پرس‌لن باشد. اما چون معمولاً این تغییر رنگ در محدوده مارجین رخ می‌دهد و تمام پرس‌لن را شامل نمی‌گردد در مورد آن با قاطعیت نمی‌توان اظهار عقیده نمود.

تصور می‌شود اتم‌های نقره که دارای بار «صفر» می‌باشند به پرس‌لن رنگ زرد مایل به سبز می‌دهد. از آن گذشته گمان می‌رود که این تغییر رنگ با افزودن مقدار بیشتری سدیم به پرس‌لن شدیدتر می‌شود. احتمالاً پدیده مزبور به دلیل جابجایی سریع‌تر نقره در پرس‌لن سدیم‌دار در مقایسه با پرس‌لن پتاسیم‌دار است. یعنی در رنگ‌های روشن‌تر پرس‌لن که دارای اوپاسیته کمتر و سدیم بیشتر هستند تغییر رنگ شایع‌تر می‌باشد. این نقیصه با پوشاندن ساختار فلزی توسط یک لایه طلا که فعالیت نقره در سطح آلیاژ را کاهش می‌دهد مرتفع خواهد شد.

آهن:

آهن عنصر اصلی سخت‌کننده در سیستم طلا - پالادیوم - پلاتین می‌باشد. ظاهراً آهن از طریق واکنش با پلاتین، سختی سیستم را افزایش می‌دهد. راکسیون حاصل میان آهن و پلاتین از طریق Percipitation hardening باعث افزایش سختی می‌شود. این فلز در دمای پخت پرس‌لن از طریق مکانیسم solid solution و هنگام سرد شدن (به

نرم است که با دست شکل می‌گیرد. بعضی از خواص آن شبیه قلع می‌باشد، «خواص فیزیکی و شیمیایی». ایندیوم می‌تواند قدرت، سختی، مقاومت آلیاژ در برابر خوردگی و سیالیت آن را در حالت مذاب افزایش دهد. این فلز مانند قلع از سیستم مکانیسم، *solid solution hardening* سختی آلیاژ را افزایش می‌دهد. ایجاد اکسید ایندیوم در سطح آلیاژ، هنگام پخت پرسن، باعث بوجود آمدن محلول جامد با پرسن شده که اتصال پرسن به فلز را حفظ می‌کند. همچنین افزودن ایندیوم ممکن است از تشکیل یک ساختار با ذرات ریز جلوگیری کند.

سیستم طلا - پلاتین - پالادیوم : (Au-Pt-Pd)

نسبت سه عنصر طلا - پلاتین و پالادیوم در آلیاژ به نحوی است که دمایی ذوب آلیاژ بالاتر از 2450°F باشد. به طوریکه هنگام پخت پرسن در دمایی 1800°F خزش جدی در فلز بوجود نیاید. گزارش شده است، هنگام پخت پرسن با این آلیاژ حدود 0.009inch خزش در فلز بوجود می‌آید، که بیشتر به علت نزدیکی دمایی پخت پرسن به دمایی ذوب فلز است. آلیاژ باید دارای نسبت مناسب عناصر (Balanced Alloy) و همچنین ضریب انبساط حرارتی مناسب بین 5×10^{-6} تا 6×10^{-6} 14×10^{-6} بسته به خصوصیات پرسن مورد استفاده باشد.

گذشته از هماهنگی ضریب انبساط حرارتی فلز و پرسن، ترکیب مناسب سیستم برای بدست آوردن مقاومت تسلیم بالا و نهایتاً ایجاد زیربنای سفت و غیرقابل انعطاف (non flexible) برای حمایت ماده شکننده‌ای مانند پرسن بسیار مهم است. از نقطه نظر تئوری، هرچه فلز محکم‌تر باشد، اختیارات بیشتری هنگام طراحی وجود دارد.

رنگ این سیستم معمولاً زرد است و به همین علت در رستوریشن‌های قدامی برای زیبایی (esthetic) بیشتر ترجیحاً مورد استفاده قرار

آهستگی در هوا) به روش age precipitation سخت می‌گردد. در آلیاژهای این گروه استفاده از مکانیسم age hardening بسیار لازم است زیرا در رستوریشن‌های متال سرامیک برای پختن پرسن، کار چندین بار در کوره حرارت می‌بیند. در سیستمی مثل طلا - پالادیوم به علت فقدان Pt، دلیلی برای افزودن آهن وجود ندارد. برعکس سختی آن به Solid solution hardening توسط قلع و یا ایندیوم بستگی دارد. آهن علاوه بر اینکه در سیستم Au-Pd-Pt به عنوان سخت‌کننده عمل می‌نماید قدرت باندینگ با پرسن را نیز ۳ - ۴ برابر می‌کند.

قلع یک فلز سفید و درخشان است و در هوای معمول تغییر رنگ نمی‌دهد. این فلز نرم و نقطه

ذوب آن، (450°F) 232°C و وزن مخصوصش $7/29$ است. در دندانپزشکی قلع خالص به شکل فویل به عنوان ماده جداکننده (separation Med) در ساختن دنچر مورد استفاده قرار می‌گیرد. افزودن حداکثر ۵٪ قلع به یک سیستم، سختی آن را اضافه می‌کند اما این فلز به اندازه آهن مؤثر نیست. ظاهراً مکانیسم سخت نمودن به دلیل تعداد بیشتر الکترون‌های موجود و کوچکتر بودن شعاع اتمی قلع و از طریق *solid solution hardening* می‌باشد. عمل اصلی اکسید قلع ایجاد محلول جامد بر روی سطح آلیاژ در محل اتصال با پرسن است، که باعث تماس اتمی فلز و پرسن می‌گردد. افزایش درصد قلع در سیستم Pd-Au باعث افزایش حد نهایی قدرت کششی حد تناسب و کاهش دمایی ذوب می‌گردد. از سوی دیگر کاهش درصد قلع باعث افزایش نقطه ذوب سیستم می‌شود.

ایندیوم :

ایندیوم یکی از عناصر فلزی گروه آلومینیوم است. تراکم آن $7/31 \text{ gr/cm}^3$ و نقطه ذوب آن (313°F) 156°C می‌باشد. این فلز رنگ سفید نقره‌ای دارد و آنقدر

میگیرند. آلیاژهای سفید معمولاً در ناحیه عاری از قلع، در مارچین‌های زیر لثه‌ای، رنگ خاکستری ایجاد می‌نماید.

سه عنصر طلا، پلاتین، پالادیوم در حقیقت عوامل تنظیم‌کننده نقطه ذوب آلیاژ (که معمولاً بالاتر از ۲۰۵۰ درجه فارنهایت خواهد بود) نیز به شمار می‌روند. نقطه ذوب آلیاژ از درجه پخت پرسن که حداکثر ۱۸۰۰ درجه فارنهایت است بالاتر می‌باشد، بنابراین از Creep و یا distortion آلیاژ هنگام پخت پرسن جلوگیری به عمل می‌آید.

علیرغم برخی اشکالات ذکر شده، به لحاظ خواص فیزیکی بهترین سیستم آلیاژی مورد استفاده برای دندانپزشکی سیستم آلیاژهای قیمتی می‌باشد. بالا بودن وزن مخصوص آلیاژ به علت درصد فراوان طلا، کیفیت Casting را به مراتب افزایش می‌دهد و در حقیقت آن را به عالی‌ترین سطح ممکن می‌رساند. به عبارت دیگر بالا بودن وزن مخصوص آلیاژ، باعث رانده شدن سریع و با فشار گازهای محبوس داخل Mold می‌شود و Casting را کامل می‌نماید. تذکر این نکته لازم است که یکی از سه عنصر اولیه سیستم یعنی پالادیوم شدیداً جاذب گاز است و ممکن است موجب بروز مشکلاتی در آلیاژ بشود. به همین دلیل در آلیاژهای کارخانه Degussa این فلز از سیستم حذف شده است و به جای آن فلز تانتالوم که دارای رنگ زرد نیز می‌باشد استفاده می‌شود.

در مورد پالادیوم در بحث آلیاژهای اقتصادی (Ag-Pd) بیشتر توضیح خواهیم داد.

هر سیستم آلیاژ تکنیک خاص خود را جهت کاربرد دارا می‌باشد، بنابراین جهت روشن شدن این مطلب به تشریح تعاریف زیر می‌پردازیم:

تکنیک: عبارت از روش و رفتاری است که توسط عمل‌کننده در خواص فیزیکی فلز جهت تغییر فرم یا شرایط آن عمل می‌شود. به این معنی که اگر دو ماده خواص فیزیکی غیرمشابه دارند، تکنیک استفاده از آنان نیز غیرمشابه

خواهد بود. بی‌توجهی به این نکته، عامل اساسی در بروز مشکلات عدیده‌ای است که در کاربرد مواد مختلف ایجاد می‌گردد. بطور مثال آلیاژهای قیمتی و آلیاژهای اقتصادی با توجه به خواص فیزیکی و شیمیایی خود، هر کدام تکنیک‌های کاربردی خاص خود را دارند. بنابراین استفاده از تکنیک‌های کاربردی آلیاژهای گران در مورد سایر آلیاژها منجر به بروز اشکالات غیرقابل اصلاح و اغلب شکست تکنیکی در استفاده از آن آلیاژ خواهد شد.

با توجه به نکات فوق در مورد سیستم آلیاژهای Au-Pt-Pd باید به مسائل زیر توجه خاصی مبذول داریم:

۱- Frame work design

رعایت کامل و صحیح Trestle Design در طراحی بریج‌ها هنگام استفاده از سیستم Au-Pt-Pd الزامی است. به خصوص وقتی که اقدام به ساختن بریج‌های Long Span می‌نماییم. این طرح نه تنها قدرت و مقاومت Frame Work را از نظر فیزیکی افزایش می‌دهد، بلکه از نظر بیولوژیکی نیز طرح حیاتی به شمار می‌رود. به عبارت دیگر امکان بازسازی ضوابط ژئومتریکی مهندسی دندان طبیعی را توسط پروتز امکان‌پذیر می‌نماید.

۲- Tooth preparation

از نظر تراش دندان رعایت تراش‌های Shoulder و Shoulder bevel در کنترل تغییرات ابعادی ساختار فلزی ضرورت دارد، زیرا وجود Shoulder مقاومت فریم را در برابر پخت‌های مکرر پرسن افزایش می‌دهد.

۳- Marginal wax design

ایجاد ضخامت مطلوب در ناحیه مارچینال مدل مومی، نه تنها باعث افزایش مقاومت موم در مقابل تغییرات حرارتی سخت شدن گچ می‌گردد بلکه امکان Casting کامل و بدون حباب در ناحیه مارچین را نیز بوجود می‌آورد.

می‌نمایند و سپس در حالیکه بریج روی این تری Refractory قرار دارد و امکان هیچ نوع اختلاقی در فرم هنگام پخت پرس‌ن بر سطح فریم‌های Long span ساخته شده از آلیاژ Au-Pt-Pd بنماید.

سیستم آلیاژهای قیمتی گروه (Au-Pt-Pd) II

آلیاژهایی که در این گروه قرار می‌گیرند عمدتاً در سال ۱۹۶۸ وارد عالم دندانپزشکی شدند. فرمول ساختمانی این آلیاژها به طور کلی به شرح زیر می‌باشد:

طلا ۵۰٪

پالادیوم ۳۰٪

نقره ۱۲٪

ایندیوم و قلع ۸٪

بدلیل بالا بودن قیمت طلا در بازارهای جهانی محققان بر آن شدند تا مقدار طلای موجود در آلیاژهای گروه Au-Pt-Pd را تا حدود ۵۰٪ کاهش دهند و این عمل منجر به ساخت آلیاژهای گروه Au-Pt-Pd شد. در این سیستم گرچه قیمت آلیاژ کاهش یافته است اما اساساً کاهش شدید مقدار طلا موجب پایین آمدن وزن مخصوص این گروه آلیاژها شده است. با این وجود افزایش مقدار پالادیوم - ایندیوم و قلع، سختی آلیاژ را نسبت به سیستم قبل افزایش داده است.

کاهش مقدار طلا تا حدود ۵۰٪ در آلیاژ تأثیر چندانی در خواص آلیاژ متال و سرامیک ندارد. این سیستم با توجه به قیمت ارزانتر، سختی بیشتر و تراکم کمتر در مقایسه با سیستم Au-Pt-Pd عملاً می‌تواند با آن رقابت نماید (بدلیل تراکم کمتر، وزن کار نهایی کمتر شده و هزینه کاهش می‌یابد).

دامنه ذوب آن 2300°F - 2200°F و در نتیجه مقاومت آن به خزش بیشتر است. طویل شدن (elongation) این سیستم حدوداً دو برابر سیستم Au-Pt-Pd می‌باشد بنابراین قابلیت برنیش شدن بیشتر دارد. تغییراتی در این گروه آلیاژها بخصوص وجود مقادیری از نقره حساسیت تکنیکی این گروه را به

بعد از Casting فریم فلزی می‌توانیم بوسیله سنگ‌های پرداخت، این ناحیه ضخیم را در مارجین نازک نماییم. نتیجه کار یک سطح کاملاً پرداخت شده و قوی و Sharp خواهد بود که نه تنها از نظر ویژگی‌های فریم اهمیت دارد بلکه از نظر بیولوژیکی نیز حائز اهمیت است.

۴- Porcelain Application

در پخت اول از اضافه کردن پرس‌ن به نواحی مارجین باید خودداری شود، زیرا پرس‌ن همواره به طرف حجم اصلی خود منقبض می‌شود و این انقباض باعث deformation فریم در ناحیه مارجین خواهد شد. این پدیده اکثراً در نواحی باکال فریم که دارای ضخامت کمتری است اتفاق می‌افتد. بنابراین پس از اینکه پرس‌ن را در هنگام پخت اول از ناحیه مارجین برداشتیم در پخت دوم ditch ایجاد شده در ناحیه مارجین را بوسیله پرس‌ن پر می‌کنیم.

۵- تعداد دفعات پخت پرس‌ن

افزایش و تکرار بیش از حد دفعات پخت پرس‌ن، باعث انحلال بیش از حد اکسیدهای فلزی در پرس‌ن خواهد شد که می‌تواند موجب از بین رفتن عوامل اتصال متال - سرامیک شود. به عبارت دیگر پرس‌ن یکی از حلال‌های اکسیدهای فلزی است و از طرف دیگر اکسیدهای فلزی (همانطوریکه قبلاً ذکر شد) عامل اصلی اتصال آلیاژ به پرس‌ن می‌باشند. کاهش و یا از بین رفتن این اکسیدها توسط پرس‌ن موجب تضعیف قدرت باند بین فلز و سرامیک می‌شود.

۶- Tray اختصاصی جهت بریج‌های Long span

در بریج‌های طولانی که از آلیاژهای Au-Pt-Pd ساخته می‌شوند، یکی از روش‌های جلوگیری از Distortion بریج ساختن این نوع تری‌ها است. این تری‌ها را بوسیله پر کردن داخل فریم توسط گچ نسوز (Refractory die material) تهیه

طرز چشمگیری افزایش داده است. در این گروه، فلز آهن به دلیل حذف پلاتین از سیستم حذف شده است، زیرا آهن فقط در صورتی می‌تواند موجب افزایش سختی آلیاژ گردد که پلاتین در سیستم وجود داشته باشد. بنابراین بدون وجود پلاتین، فعل و انفعالات فیزیکی - شیمیایی لازم جهت سختی آلیاژ صورت نمی‌گیرد. لذا وجود آهن در این حالت بی‌مورد خواهد بود. فلزات ایندیوم و قلع از طریق Solid solution hardenig در مجموعه فیزیکی گروه طلا - نقره - پالادیوم موجب سختی آلیاژ می‌شوند. درجه ذوب آلیاژهای این گروه حداقل ۱۰۰ درجه فارنهایت بالاتر از گروه قبلی است و این مسئله مقاومت فلز را در مقابل افت (sagging) افزایش می‌دهد.

افزایش مقدار Pd-Ag بجای Au وزن مخصوص آلیاژهای این گروه ۲ را به میزان ۲۵٪ نسبت به آلیاژهای گروه ۱ کاهش می‌دهد. در عین حال بدلیل کاهش مقدار طلا در این گروه، سختی آلیاژ افزایش می‌یابد و گرچه عدد سختی برینل برای آلیاژهای گروه ۱، ۱۶۵ BHN می‌باشد، اما برای آلیاژهای گروه ۲ به ۲۰۰ BHN می‌رسد. بنابراین مطابق جدول استانداردهای آلیاژهای طلای A.D.A آلیاژهای گروه ۲ در تیپ IV قرار می‌گیرند. لذا از این گروه‌ها برای ساختن بریج‌های Long Span می‌توان استفاده نمود. از آنجا که ضریب انبساط حرارتی نقره و طلا بسیار مشابه یکدیگر است، نقره نیز به مقدار جزئی در آلیاژ بکار رفته است، اما این عمل موجب بروز مشکلاتی در آلیاژهای این گروه می‌شود. وجود نقره پس از پخت پرسن باعث ایجاد یک ته رنگ سبز در نواحی مارچین می‌گردد. از این پدیده اغلب با نام Jolly Green effect یاد می‌شود. برای توجیه پدیده فوق معمولاً یکی از دو تئوری زیر مورد استفاده قرار می‌گیرند:

تئوری اول: معمولاً در ناحیه مارچین روکش ضخامت پرسن کم

است و اکثراً فقط لایه اوپک و یک لایه بسیار نازک دنتین در این نواحی قرار دارد. رنگ اکسیدهای خاکستری فلز در این گروه آلیاژها از لایه لایه رنگ زرد پرسن عبور می‌کند و چون ضخامت پرسن نیز در این نواحی کم است، مجموعه رنگی حاصل از این فرآیند به رنگ سبز دیده می‌شود و از ورای لایه اوپک نازک ناحیه مارچینال به چشم می‌رسد.

تئوری دوم: تصعید مولکول‌های نقره موجود در آلیاژهای این سیستم، هنگام پخت پرسن و ته‌نشین شدن آنها به دلیل جاذبه زمین در نواحی مارچینال باعث این پدیده می‌گردد. تمیز نکردن دقیق فریم فلزی قبل از پرسن‌گذاری موجب ایجاد رنگ سبز می‌شود. به هر حال تکنیک‌های لابراتواری برای استفاده از این آلیاژها باید به دقت رعایت شوند. در واقع پالادیوم نسبت به هر نوع آلودگی بسیار حساس است. طبق بررسی‌های متعددی مشخص شده است که در فلز ظاهراً خالص پالادیوم همواره مقداری سرب، سیلیکون و بیسموت وجود دارد. همچنین در پالادیوم تصفیه نشده مقادیر بسیار زیادی مس نیز دیده می‌شود. وجود یک چنین ناخالصی‌هایی موجب تضعیف Grain boundaries می‌شود و در نتیجه شکنندگی Casting را افزایش می‌دهد و در نهایت این امر موجب شکستگی و یا تورق مارچین می‌شود.

گذشته از اصول کلی که در کاربرد تمام انواع آلیاژها باید رعایت شود، هنگام استفاده از آلیاژهای گروه II مجبور هستیم یک سری ضوابط و نکات تکنیکی دیگر را نیز مراعات کنیم.

ضوابط تکنیکی لازم الاجرا جهت استفاده از آلیاژهای Au-Pt-Pd

۱- Over Heat شدن این گروه آلیاژها باعث جذب گازها توسط فلز پالادیوم می‌شود. لذا باید جداً از Over heat نمودن آنها خودداری کنیم. (فلز پالادیوم دارای خاصیت ذاتی جذب گازها می‌باشد).

بروز تخلخل و حباب زدن لایه
Opaque میشوند.

گازهای جذب شده بوسیله Pd هنگام
پخت پرسن خارج میشوند و موجب

SUMMARY OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF TYPE III & IV ALLOYS

PROPERTIES	ALLOYS								
		Midas	Albacast	Forticast	Alborium	Jel-4	G-3	Harmony	Dentillium
Tensile Strength (psi)	Mean	81,100	61,800	100,800	106,800	69,600	73,300	76,400	108,800
	S.D.	2,100	300	500	3,600	900	1,000	700	2,600
Yield Strength – 0.2% (psi)	Mean	49,900	33,800	74,600	87,200	50,200	54,500	53,900	83,800
	S.D.	1,800	800	1,100	2,900	800	2,300	2,300	5,000
Modulus of Elasticity (X 10 ⁶ psi)	Mean	15.2	11.3	14.3	13.7	10.7	13.7	11.3	29.8
	S.D.	2.0	1.0	3.6	3.8	2.3	2.3	1.3	2.6
Percent Elongation (%)	Mean	20.0	15.0	6.8	13.8	41.8	29.0	39.2	23.8
	S.D.	2.7	0.5	1.4	0.6	3.0	3.0	2.0	3.3
Vickers Hardness (DPN)	Mean	185	132	233	244	181	216	179	262
	S.D.	5	2	4	13	1	2	6	5
Density (g/cm ³)	Mean	13.3	10.6	12.6	11.4	---	---	---	7.8
	S.D.	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	---	---	---	<0.1

Table (5-1) – Summary of physical and mechanical properties of type III & IV

SUMMARY OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF Au-Pt-Pd & Au-Ag-Pd ALLOYS
ALLOYS

PROPERTIES		Ceramco "0"	Jelenko "0"	Degudent Universal	Cameo	Vivostar	PG
Tensile Strength (psi)	Mean	73,000	71,300	88,200	105,000	101,000	75,600
	S.D.	1,800	1,500	200	2,800	1,600	2,700
Yield Strength – 0.2% (psi)	Mean	60,800	58,100	66,400	76,300	68,700	47,700
	S.D.	2,100	1,000	1,100	2,600	1,600	1,600
Modulus of Elasticity (X 10 ⁶ psi)	Mean	12.5	12.8	13.6	16.6	16.9	14.8
	S.D.	0.3	1.1	0.7	2.0	3.1	3.1
Percent Elongation (%)	Mean	5.0	9.1	12.9	13.9	16.8	30.6
	S.D.	0.7	1.8	0.9	2.2	1.7	3.1
Vickers Hardness (DPN)	Mean	18.2	18.3	17.9	13.3	14.5	11.9
	S.D.	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
Density (g/cm ³)	Mean	10.600	12.900	16.100	15.000	12.600	10.000
	S.D.	1.000	1.700	1.200	2.600	1.200	600

Table (5-2) – Summary of physical and mechanical properties of Au-Pt-Pd & Au-Ag-Pd alloys

عناصر تشکیل‌دهنده آن را به طور کامل بررسی نماییم:

۱- پالادیوم: (Pd)

جزء عناصر گروه پلاتین می‌باشد و از نظر قدرت ductility و وزن مخصوص شبیه پلاتین است. پالادیوم به عنوان یکی از عناصر شناخته شده که در درجه حرارت‌های بالا جاذب هیدروژن است. بنابراین آلیاژهای حاوی این عنصر نه تنها تضعیف شده و در حرارت‌های بالا شکننده می‌شوند (بعلت کاهش میزان ductility آنها)، بلکه پس از Casting و هنگام سرد شدن، گازهای محبوس شده توسط Pd را، از خود خارج می‌سازند و این عمل موجب تخلخل بین پرسن و فلز در لایه Opaque (در Bonding Interface) خواهد شد.

۲- نقره: (Ag)

نقره از عناصر گروه طلا می‌باشد. وجود نقره در هر سیستم آلیاژ موجب می‌شود هنگام ذوب آلیاژ، نقره مقدار فراوانی گاز اکسیژن را جذب کند. این مقدار گاز اکسیژن هنگام سرد شدن آلیاژ از آن خارج می‌شود و موجب تخلخل و ناهموار شدن سطح Casting می‌گردد. همانطور که در بخش قبلی نیز اشاره کردیم نقره یکی از عناصری است که می‌تواند موجب تغییر رنگ پرسن‌های دندانپزشکی شود، پدیده‌ای که پیشتر با نام Jolly green Giant از آن یاد کردیم. اثر رنگی نقره معمولاً در رنگ‌های روشن پرسن شدیدتر است. زیرا پرسن‌های رنگ روشن از نوع Soda Parthic Felds می‌باشند و میزان سدیم آنها بیش از پتاسیم است. لذا امکان انتشار رنگ در این گونه پرسن‌ها بیشتر است، بنابراین هرگاه تصمیم به استفاده از آلیاژهای سیستم اقتصادی داریم، بایست حتی‌المقدور از پرسن‌های Potash Feldspar که پتاسیم بیشتر و رنگ تیره‌تری دارند و در عین حال ذرات اپک آنها بیشتر است استفاده نماییم زیرا در این صورت احتمال تغییر رنگ پرسن توسط نقره کاهش می‌یابد.

۲- برای جلوگیری از بروز پدیده Jolly green Giant می‌توانیم حداقل در ناحیه مارجین روکش، قبل از پخت پرسن Coating‌های مخصوص (طلای کلوئیدال) استفاده کنیم و به این روش مانع دیده شدن رنگ سبز از وری پرسن شویم.

۳- بعد از Glaze نمودن پرسن می‌توانیم با آب کاری Collar (Gold Plating) فریم، رنگ سبز آلیاژ را حذف کنیم. این رنگ Collar از وری لثه نمایان می‌شود.

از نظر درک سریعتر و دقیقتر مطالب فوق و جهت مقایسه و نتیجه‌گیری در جدول (۲-۵) و (۱-۵) خواص فیزیکی و مکانیکی آلیاژهای گروه Au-Pt-Pd و گروه Au-Pt-Ag و همچنین آلیاژهای طلا تیپ III و IV آمده است.

سیستم آلیاژهای اقتصادی Economy Alloys (گروه Ag-Pd)

پس از افزایش قیمت طلا و جهت کاهش هزینه‌های سرسام‌آور سیستم آلیاژهای قیمتی، در سال ۱۹۷۴ سیستم آلیاژهای اقتصادی به بازار عرضه شدند. این آلیاژها از نظر تکنیکی بسیار حساستر از گروه آلیاژهای گران می‌باشند، و تکنیک کاربردی خاص خود را دارا هستند. مهمترین اشکال این آلیاژ رنگ زرد مایل به سبزی است که در پرسن ایجاد می‌نمایند. ساختمان شیمیایی این گروه آلیاژها دقیقاً نکات مثبت و منفی آنها را نمایان می‌سازد. این سیستم به خاطر داشتن حدود ۶۰٪ پالادیوم هنوز به عنوان سیستم Noble شناخته می‌شود.

فرمول کلی گروه Pd-Ag:

پالادیوم ۶۰٪

نقره ۳۰٪

ایندیوم - قلع ۱۰٪

پیشتر نیز گفتیم که کاهش طلا در هر سیستم، موجب افزایش مشکلات Casting و سایر موارد کاربردی خواهد شد. پایین بودن وزن مخصوص این آلیاژها Casting نواحی نازکتر، نظیر مارجین‌ها را با مشکل مواجه می‌سازد. علی‌رغم مسائل فوق جهت درک کامل ویژگی‌های این گروه بهتر است

سیستم آلیاژهای بیس (Base Metals):

روند صعودی قیمت طلا و رابطة نزدیک آن با مسائل مالی، تولیدکنندگان بین‌المللی آلیاژهای دندانپزشکی را وارد کرد تا آلیاژهای بیس را به بازار عرضه نمایند. از سه گروه آلیاژ بیس که در مقدمه آلیاژهای قابل اتصال به پرسنل نام بردیم، گروه Cr-Co آلیاژ مورد استفاده در تهیه پروتزهای پارسیل است و سالهاست که در دندانپزشکی از آن استفاده می‌شود. در گروه Fe-Cr فقط یک مورد تجاری شناخته شده برای درمان‌های پروتز ثابت وجود دارد و قسمت اعظم روکش‌های PFM با استفاده از گروه Ni-Cr ساخته می‌شوند. آلیاژهای بیس مباحث زیادی را در دندانپزشکی بوجود آورده‌اند، و قدر مسلم اینکه هنوز از نظر سازگاری بیولوژیک (Biocompatibility) نسبت به آلیاژهای قیمتی و اقتصادی وضعیت مشخصی ندارند. در ضمن همانطور که قبلاً گفته شد با جایگزین شدن هرچه بیشتر آلیاژهای ارزان به جای آلیاژهای قیمتی و اقتصادی به دلیل تغییر خواص فیزیکی و مکانیکی آلیاژ که خود به دلیل کاهش و یا حذف فلزات نوبل می‌باشد حساسیت تکنیکی آلیاژ نیز افزایش می‌یابد.

حصول نتایج کلینیکی قابل پیش‌بینی در آلیاژهای بیس به راحتی آلیاژهای قیمتی نخواهد بود. البته ناگفته نماند اگر تکنیک استفاده از آلیاژهای بیس دقت مناسبی داشته باشد، طبعاً نتایج کار با آن قابل پیش‌بینی خواهند بود. آلیاژهای بیس عمدتاً از گروه‌های Ni-Cr یا Fe-Cr ساخته می‌شوند. برای اولین بار حدود سال‌های ۱۹۲۰ از این آلیاژها در دندانپزشکی استفاده شد و پس از مدتی محققین دریافتند که تنها فلزات Cr, Fe, Ni از گروه آلیاژهای بیس عملاً قابل اتصال به پرسنل می‌باشند. گرچه فلزات زیر کانیوم، تایتانیوم، و تانتالوم نیز به عنوان فلزات

ارزان شناخته شده‌اند، اما به علت تکنیک‌های پیچیده Casting و تمایل شدید این فلزات به اکسیداسیون، به تدریج استفاده از آنها در سیستم آلیاژهای ارزان منسوخ شده است. در میان تمام فلزات بیس، نیکل به دلیل چند ویژگی برجسته اهمیت خاصی دارد، این خصوصیات عبارتند از:

- ۱- ضریب انبساط حرارتی آن نزدیک به ضریب انبساط طلا است.
- ۲- در سطح آلیاژ یک لایه Clean Oxide ایجاد می‌کند.
- ۳- به شدت در مقابل خوردگی مقاوم است.

بنابراین متالوژیست‌ها برای تهیه فلزات بیس بیشتر از سایر عناصر به نیکل توجه دارند. افزودن مولیبدن و عناصر مشابهی نظیر نیوبیوم و تنگستن جهت کنترل ضریب انبساط حرارتی باعث افزایش مقاومت آن در مقابل pitting نیز می‌شود. در عین حال افزودن، آلومینیوم، سیلیکون و برلیوم، Casting را ساده‌تر می‌کند.

نکته بسیار مهم و حساس در مورد این آلیاژها، رعایت دقیق تعادل غلظت عناصر آن، جهت کنترل میزان اکسیداسیون آلیاژ می‌باشد، که در تعیین قدرت اتصال آلیاژ به پرسنل نقش عمده‌ای را بازی می‌کند. به‌طور مثال در یک سیستم حاوی Ni-Cr-Mn-Si تعادل غلظت عناصر، باید به صورتی باشد که اکسیدهای حاصل از هر فاز، جذب فاز دیگر شوند. بدینوسیله می‌توان در آلیاژهای بیس، ضخامت لایه اکسید تولید شده را کنترل نمود.

در چنین سیستمی نیز مانند همیشه، SiO_2 به عنوان عامل اصلی اتصال پرسنل به آلیاژ عمل می‌نماید. تعادل غلظت عناصر سازنده آلیاژهای بیس، بر سهولت تکنیک کاربردی آلیاژ نیز به طرز چشمگیری مؤثر است. بدین معنی که اگر از آلیاژ Ni-Cr دو نمونه تهیه گردد که تنها غلظت عناصر تشکیل‌دهنده آنها با یکدیگر تفاوت داشته باشد، تمامی خواص فیزیکی و مکانیکی و بیولوژیکی آنها با یکدیگر

تفاوت خواهد کرد. این واقعیت نشانگر حساسیت فوق‌العاده آلیاژهای بیس، به تغییرات تعادل غلظت عناصر تشکیل‌دهنده آنها می‌باشد. در حالی‌که آلیاژهای قیمتی، تا این حد نسبت به تغییر غلظت عناصر حساس نمی‌باشد.

در مورد سازگاری بیولوژیکی این آلیاژها با نسوج اطراف نیز تحقیقات Cytotoxicity بسیار وسیعی به عمل آمده است. این تحقیقات نشان می‌دهد که این آلیاژها بر سیستم بیولوژیکی مجاور خود اثر می‌گذارند و محیط شیمیایی دهان نیز بر روی آلیاژهای فوق (بصورت *in vitro*) تأثیر می‌گذارد.

ترکیب شیمیایی آلیاژهای بیس:

همانطور که در جدول (۳-۵) دیده می‌شود ترکیب شیمیایی اغلب آلیاژهای این گروه از Ni-Cr می‌باشد. در تمام آلیاژهای این گروه کروم حدود ۱۱/۹٪ تا ۲۶/۳٪ وزن آلیاژ را تشکیل می‌دهد. علیرغم اینکه وجود کروم در این آلیاژها موجب افزایش مقاومت آنها در مقابل خوردگی می‌شود اما وجود آن نقاط ضعف خاصی را نیز به آلیاژ تحمیل می‌نماید. کروم نه تنها سختی آلیاژ را اضافه می‌کند بلکه درجه ذوب آن را ۲۶۰۰ درجه فارنهایت افزایش می‌دهد. بنابراین برای Casting این گروه آلیاژها از گچ‌های High Fuse investment نظیر Phosphate Bonded و یا Silicon Bonded باید استفاده شود. طبعاً علاوه بر عنصر فوق عناصری نظیر نیکل به مقدار زیاد و برلیوم و عناصر دیگر در تشکیل آلیاژ شرکت دارند.

خواص فیزیکی آلیاژها بیس:

جدول (۴-۵) و (۵-۵) خواص فیزیکی مکانیکی این گروه آلیاژها را نشان می‌دهد، این جدول‌ها را می‌توان با جدول (۲-۵) مقایسه نمود. از آنجا که وزن مخصوص آلیاژهای بیس به مراتب از آلیاژهای قیمتی کمتر است (Density آنها از نصف Density آلیاژهای قیمتی نیز کمتر است)،

بنابراین در اغلب لابراتوارها هنگام Casting آلیاژهای بیس دمای کوره ذوب موم را تا حدود ۱۶۰۰- می‌دهند. هیچکدام از تحقیقات موجود، تاکنون نتوانسته‌اند ضرورت این کار را به اثبات برسانند. اما از نظر تجربی این عمل موفقیت‌آمیز است و جهت ایجاد حداکثر انبساط ممکن در گچ investment و جلوگیری از انجماد و سرد شدن سریع آلیاژ مذاب انجام می‌شود. طبیعی است که استفاده طولانی از این درجه حرارت عمر کوره ذوب موم را کاهش می‌دهد.

با در نظر گرفتن واقعیت‌های فوق و Density کم این آلیاژ، همچنین رابطه S/V ریختگی حاصل از آلیاژهای بیس اغلب در ناحیه مارجین مشکلاتی خواهد داشت (مثل: Short Margin). یکی دیگر از نکاتی که هنگام کار با آلیاژهای بیس باید به آن توجه نمود نحوه ذوب آلیاژهای مزبور است.

نکات تکنیکی در کاربرد آلیاژهای بیس:

از آنجا که Density این آلیاژها از نصف آلیاژهای قیمتی است، بنابراین جهت جبران وزن مخصوص کم، باید هنگام Casting نیروی سانتریفوژ افزوده شود تا بتوان ریختگی کامل بدست آوریم. نقطه ذوب بالای این آلیاژها موجب می‌شود تا پس از Casting و هنگام سرد شدن انقباض بیشتری داشته باشند. (نسبت به آلیاژهای قیمتی). این مسئله از نظر جبران انقباض انجمادی آلیاژ، بوسیله انبساط گچ اینوستمنت مشکلاتی را ایجاد می‌کند.

این آلیاژها هنگام ذوب، برخلاف طلا و آلیاژهای قیمتی ball up نمی‌شوند. یعنی عناصر آلیاژ به صورت یکپارچه با هم مخلوط نمی‌شوند و بلکه آلیاژ مذاب از قطعات مذابی تشکیل شده است که بوسیله پوسته اکسیدانی که دور هر کدام از قطعات را پوشانده از هم جدا می‌باشند.

۰/۰۰۲ می‌باشد. لازم به ذکر است **Sagging** در آلیاژهای بیس روی نمی‌دهد. وجود چنین سختی در آلیاژهای بیس گرچه در طراحی ساختار فلزی مزایای ویژه‌ای دارد، اما موجب بروز مشکلاتی در **Finishing** و **Polishing** و یسا بریدن سرپوش‌هایی که باید از دهان خارج شود می‌گردد. به خاطر سختی فوق‌العاده زیاد این آلیاژها جهت انجام مقاصد فوق به زمان، وسایل و نیروی بیش از حد نیاز داریم. نکته دیگر که باید به دقت مورد توجه قرار گیرد اینک پخت پرسلن بر روی آلیاژهای مختلف باعث **Heat Treating** آنها می‌شود، به‌طوریکه در گروه آلیاژهای قیمتی پخت پرسلن موجب افزایش سختی آلیاژ می‌شود، در حالیکه در بسیاری از آلیاژهای گروه **Ni-Cr** این عمل موجب کاهش سختی آلیاژ می‌شود. از نظر اتصال آلیاژهای بیس به پرسلن گرچه فاکتور اساسی همان سازگاری ضرایب انبساط حرارتی آلیاژ و پرسلن است، ولی مقدار اکسیداسیون آلیاژ و کنترل آن در قدرت و استحکام این باند اثر فراوانی دارد. اغلب شکستگی‌های پرسلن در این نوع آلیاژها معمولاً در ناحیه بین لایه اکسید شده آلیاژ و آلیاژ می‌باشد.

این پوسته‌ها که دور هر کدام از قطعات مذاب را پوشانده‌اند، در اثر اکسیداسیون عناصر اکسیدان تشکیل می‌شوند و مانع سیالیت و مخلوط شدن قطعات (**Ingot**) ذوب شده می‌شوند. بنابراین تکنیسین باید در ذوب این آلیاژها تجربه کافی داشته باشد تا اشتباهاً هنگام ذوب موجب **Over heat** شدن آلیاژ و تبخیر عناصر حیاتی آن نشود. مقایسه جدول‌های (۴-۵) و (۳-۵) نشان می‌دهد، تمام آلیاژهای بیس بخصوص آلیاژهای حاوی برلیوم از سختی فوق‌العاده‌ای برخوردار هستند، در حالیکه حذف این عناصر گاهی سختی آلیاژ را از آلیاژهای قیمتی نیز کمتر می‌نماید. مقایسه شاخص سختی ویکرز آلیاژهای قیمتی (که حدود **VHN ۳۵۷ - ۱۶۱** می‌باشد)، یا **VHN ۳۵۷ - ۲۹۳**)، نشان‌دهنده سختی آلیاژهای بیس است. البته پیش‌تر نیز گفتیم که استثناهایی نیز وجود دارد. مقایسه عدد سختی از نظر مقاومت آلیاژ در برابر **Sagging** تحت استرس‌های حرارتی نیز مهم است. به عنوان مثال آلیاژهای گروه I با درجه ذوب ۲۱۵۰ - ۲۱۰۰ درجه فارنهایت هنگام پخت پرسلن حدود ۰/۰۰۹٪ حالت افت **Sagging** پیدا می‌کنند، در حالیکه این پدیده برای آلیاژهای قیمتی گروه II با درجه ذوب ۲۳۰۰-۲۲۰۰ درجه فارنهایت در حدود ۰/۰۰۳٪ -

TABLE 1

QUANTITATIVE ANALYSIS OF CERTAIN BASE-METAL ALLOYS

ELEMENT	Nobil	Microbond 2000	Qualimet A	Wiron S	Gemini II	Howmet III	Dentillum
Nickel	80.75	79.67	78.51	68.96	80.86	68.75	5.65
Chromium	12.58	13.24	19.47	16.54	11.93	19.57	26.28
Iron	0.34	0.11	0.43	0.37	0.20	0.38	59.20
Aluminum	3.42	3.87	0.21	4.15	2.95	----	----
Molybdenum	1.53	1.52	----	5.10	1.87	4.22	2.12
Silicon	0.29	0.30	1.10	0.83	0.18	2.72	0.44
Beryllium	0.57	0.65	----	----	1.55	----	----
Copper	0.15	----	----	----	0.13	1.54	----
Manganese	0.13	0.12	----	3.05	0.14	1.24	0.49
Cobalt	----	----	----	0.42	----	----	5.65
Tin	----	----	----	----	----	1.25	----

Elements checked but not found: Zinc, Cadmium, Indium, Bismuth, Antimony, Arsenic, Thallium, Gallium, Germanium, Lead, Vanadium, Tungsten, Niobium, Tantalum

Table (5-3) – Quantitative analysis of certain base-metal alloys

SUMMARY OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF BASE-METAL ALLOYS CONTAINING BERYLLIUM

PROPERTIES	ALLOYS							
		Ultratek	Jel-Span	Nobil Ceram	Microbond	Gemini II	Permabond	Verabond
Tensile Strength (psi)	Mean	165,600	112,800	166,100	165,200	160,600	142,300	196,500
	S.D.	1,200	6,700	3,500	3,900	5,700	2,600	3,400
Yield Strength – 0.2% (psi)	Mean	85,700	84,600	105,900	113,400	100,800	67,600	121,500
	S.D.	1,900	1,700	2,200	1,800	1,600	1,800	1,900
Modulus of Elasticity (X 10 ⁶ psi)	Mean	30.0	26.7	24.0	27.6	25.5	27.2	30.4
	S.D.	2.4	1.5	2.5	1.8	4.2	3.6	1.6
Percent Elongation (%)	Mean	23.9	3.0	23.2	11.6	11.3	21.0	18.0
	S.D.	0.9	0.6	3.5	0.4	1.5	3.3	1.1
Vickers Hardness (DPN)	Mean	293	310	326	348	340	307	357
	S.D.	11	14	10	11	35	8	18
Density (g/cm ³)	Mean	8.1	8.7	8.0	8.0	7.9	8.0	7.9
	S.D.	<0.1	0<1	0<1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
Porcelain Bond (psi)	Mean	14,200	13,500	12,900	7,400	7,500	7,000	12,700
	S.D.	1,300	2,700	1,400	1,100	1,000	1,200	3,000

Table (5-4) – Summary of physical and mechanical properties of base-metal alloys which do not contain beryllium.

SUMMARY OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF BASE-METAL ALLOYS
WHICH DO NOT CONTAIN BERYLLIUM

ALLOYS

PROPERTIES		Wiron S	Victory	Omega VK	Alpha MS	Microbond N/P	Microbond N/P	Jelbon	Neydium	Ceramalloy
Tensile Strength (psi)	Mean	102,400	95,900	133,300	94,300	78,200	78,300	128,100	101,900	127,400
	S.D.	3,400	1,600	7,000	3,900	3,600	3,200	8,100	2,000	1,000
Yield Strength – 0.2% (psi)	Mean	89,900	52,200	117,200	44,500	49,100	37,700	124,400	78,700	75,400
	S.D.	4,300	1,200	3,700	1,400	2,200	2,200	1,600	2,800	2,800
Modulus of Elasticity (X 10 ⁶ psi)	Mean	26.3	28.0	36.0	20.5	22.8	22.3	28.0	30.2	23.2
	S.D.	1.7	8.8	3.7	1.9	2.5	2.1	2.8	2.6	2.0
Percent Elongation (%)	Mean	5.9	27.9	5.4	32.6	28.3	27.3	<1.0	2.3	3.4
	S.D.	1.4	2.0	2.3	4.8	4.6	3.2	---	0.5	0.3
Vickers Hardness (DPN)	Mean	315	211	428	190	222	175	436	316	344
	S.D.	13	9	13	7	6	11	16	11	18
Density (g/cm ³)	Mean	8.0	8.6	8.3	8.3	8.6	8.7	7.9	8.3	8.2
	S.D.	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1	<0.1
Porcelain Bond (psi)	Mean	12,800	10,200	14,200	10,800	12,400	11,700	9,400	15,400	12,900
	S.D.	1,500	800	2,000	1,500	1,800	1,600	700	3,700	1,500

Table (5-5) – Summary of physical and mechanical properties of base-metal alloys which do not contain beryllium.

پخت پرسن روی آلیاژهای بیس از نظر تکنیکی بسیار حساس است. هر نوع بی‌دقتی در پخت پرسن موجب می‌شود ضخامت لایه اکسیده به مقدار خطرناکی افزایش یابد، با توجه به اینکه لایه مزبور از نظر ضریب انبساط حرارتی نیز با پرسن سازگاری مناسبی ندارد، بین پرسن و آلیاژ به صورت یک لایه اسفنجی عمل می‌کند و می‌تواند شرایط چنین شکستگی‌هایی را فراهم سازد. اکسید این آلیاژها در مقابل مایعات نفوذپذیر است، و موجب بروز نوعی نشت میکروسکوپی بین پرسن و فلز می‌شود.

تکنیک‌های پخت پرسن روی این آلیاژها مشابه آلیاژهای قیمتی نمی‌باشد. عدم توجه به این مسئله و سایر حساسیت‌های تکنیکی آلیاژهای بیس، در نتایج حاصل تناقضات فراوانی را ایجاد می‌نماید و دستیابی به یک نتیجه قطعی را با مشکل مواجه می‌سازد.

ملاحظات بیولوژیک در کاربرد آلیاژهای بیس:

خطر و صدمات احتمالی ناشی از آن یکی از واقعیت‌های زندگی است. در نهایت در استفاده از هر ماده‌ای امکان ایجاد خطرات بیولوژیک وجود دارد. اما نکته اینجاست که در مقایسه دو ماده کدامیک به عنوان انتخاب نهایی از خطر کمتری برخوردار خواهد بود. آلیاژهای ارزان از نظر ایجاد واکنش‌های نسجی در گروه مواد خطرناک (Risky) قرار دارند. بطور مثال Cr و Ni دو عنصری هستند که می‌توانند موجب ابتلا انسان به سرطان شوند. جالب اینکه در لیست موادی که می‌توانند موجب ابتلا انسان به سرطان بشوند نیکل جزء ده ماده اول قرار دارد. ضایعات بدخیم ریوی و سینوس‌های بینی در افرادی که در کارخانجات تولید آلیاژ نیکل کار می‌کنند بسیار شایع است.

وجود نیکل در دود سیگار نیز به عنوان یکی از فاکتورهای سرطانزای موجود در توتون

شناخته شده است. همچنین در Implant هایی که نیکل نیز در ساختمان آنان بکار رفته است، گزارش‌های متعددی از ضایعات بدخیم نسجی وجود دارد. بحث در مورد اثرات بیولوژیک نیکل بسیار مفصل است، زیرا تأثیرات Ni در زندگی امروزی بشر بسیار گسترده است و به قول یکی از صاحبان صنایع تولید نیکل، از لحظه‌ای که شما از خواب برمی‌خیزید تا لحظه‌ای که به خواب بروید نیکل همواره همراه شماست.

علیرغم گزارش‌های متعدد در مورد ضایعات بدخیم حاصل از تماس مزمن با Ni، هنوز نمی‌توانیم با قطعیت بگوییم که پس از استفاده و یا کار با ابزار دارای نیکل ضایعات بدخیم نسجی ایجاد می‌شوند. اما حساسیت پوستی نسبت به نیکل در خانم‌ها بیشتر از آقایان است و این امر به دلیل استفاده خانم‌ها از لوازم آرایشی دارای نیکل می‌باشد. اخیراً به علت استفاده از نیکل در عینک‌های آفتابی این حساسیت به‌طور مساوی در افراد هر دو جنس ظاهر می‌شود. باید توجه داشته باشیم که در آلیاژهای Cast شده حاوی Ni که پرداخت نشده‌اند همواره سطوح، وجود نیکل را نشان می‌دهند و چون امکان بروز خوردگی در آلیاژهای دارای نیکل بیشتر است این امر در نهایت به راکسیون‌های نسجی لثه منجر خواهد شد.

وجود عنصر برلیوم در گروهی از آلیاژهای بیس، خطرناکی را از نظر بیولوژیکی بوجود می‌آورد این عنصر چه به صورت آزاد و چه به حالت ترکیب با فسفر، اکسیژن، فلوئورین و یا سولفور ماده‌ای بسیار سمی است. سمی بودن این عنصر و آلیاژهای حاوی آن در سال ۱۹۳۳ در آلمان مورد بررسی قرار گرفت. مسمومیت حاد با تحریکات پوستی - مخاطی و ناراحتی‌هایی نظیر احتقان ریوی (که در صورت درمان به موقع

بهبود می‌یابند و یا باعث مرگ بیمار می‌شود) شروع می‌شود. مسمومیت مزمن با برلیوم معمولاً اثرات ریوی دارد و دوره کمون آن بین ۵ تا ۲۴ روز می‌باشد. بروز واکنش‌های آلرژیک در افرادی که به این ماده حساسیت دارند بسیار پیداشونده و مخرب است. به‌طور کلی بیشتر خطرات بیولوژیک در موقع ذوب، تراش و Finishing آلیاژهای حاوی این ماده و در اثر تنفس ذرات آن به‌وجود می‌آید. بنابراین هنگام کار با این آلیاژها از نظر تهویه عمومی و موضعی محل کار باید دقت لازم را به عمل آوریم و از تجهیزات خاص استفاده نماییم. جالب اینکه حساسیت به آلیاژهای قیمتی نیز گزارش شده ولی اولاً تعداد چنین حساسیت‌هایی به‌طور باور نکردنی کم است و ثانیاً این حساسیت‌ها در مورد آلیاژهای طلا و نه خود طلا به‌وجود آمده است.

حساسیت به کروم در صنایع مربوطه مسئله‌ای تقریباً عادی است. تماس با عوامل کرومات نظیر پودرهای تمیزکننده، مواد بی‌رنگ‌کننده، خمیر ریش، لوسیون، چرم‌های با رنگ کرم، کبریت و رنگ‌های زرد و نارنجی، امکان بروز چنین حساسیت‌هایی را به همراه دارد.

البته حساسیت به کروم موجود در آلیاژ حتی در اشخاص حساس به آن نیز گزارش نشده است. در چنین مواردی اگر حساسیت وجود داشته باشد طبعاً به فلزی غیر از کروم خواهد بود. نتیجه اینکه تمام آلیاژهای دندانپزشکی، می‌توانند دارای ویژگی و معایب خاص فونکسیونل و بیولوژیک باشند. طبعاً همانطور که ذکر شد صحت و دقت کاربرد تکنیک که محصول Casting دارای Density لازم و کافی است می‌توان خطر ضایعات را کاهش دهد.

اما مسلم است به علت نقایص تکنیکی، خطر استفاده از آلیاژهای بیس همواره بیشتر از آلیاژهای قیمتی خواهد بود.

ضوابط تکنیکی جهت ایجاد باند بین آلیاژهای قیمتی و پرسن:

۱- همواره ۵۰٪ آلیاژ تازه جهت Casting لازم می‌باشد این مسئله جهت جبران از دست دادن عناصر Trace آلیاژ است.

۲- آماده‌سازی سطح آلیاژ همواره باید با سنگ‌های قهوه‌ای و یا ذرات اکسید آلومینیوم ۲۵ میکرونی جهت ایجاد Surface texture مناسب انجام گیرد. این مسئله احتمالاً در ایجاد پیوند مکانیکی بین آلیاژ و پرسن کم‌کم می‌نماید.

۳- روی سطح آلیاژ که جهت پذیرش پرسن آماده می‌گردد باید عاری از هر نقطه تیز باشد، تا از ایجاد نقاط تمرکز استرس در نواحی پیوند جلوگیری گردد.

۴- آلیاژ باید از هر نظر قبل از پذیرش پرسن آماده شده باشد.

۵- تمیز نمودن سطح آلیاژ ضروری است.

لایه نازک اپک در حرارت ۱۸۵۰ درجه فارنهایت در خلأ کامل پخته شده و بعداً در اسید هیدروفلوئوریک قرار می‌گیرد (HF). این عمل نه تنها موجب انهدال بعضی از ذرات گچ ریختگی و یا ذرات اکسید آلومینیوم که احتمالاً در سطح فلز محبوس شده‌اند می‌گردد، بلکه در پخت اپک، تمام مواد عالی نیز در اثر حرارت تصعید می‌گردد. لازم به توضیح است که با وجود امکانات فعلی و با داشتن دستگاه‌های Sand blast مجهز، استفاده از HF دیگر چندان ضروری نمی‌باشد. بلکه بعد از آماده‌سازی کامل آلیاژ می‌توان سطح آن را با اکسید آلومینیوم به‌طور کامل Blast کرده و بعد با استفاده از دستگاه اولتراسونیک با مایعات مخصوص کاملاً تمیز نمود و در مرحله نهایی آن را در ۱۸۵۰ درجه فارنهایت یا خلأ کامل به منظور تصعید مواد عالی که احتمالاً در سطح آلیاژ باقی مانده‌اند حرارت داد. بعد از این مرحله دیگر به هیچ وجه نباید سطح فلز را با دست لمس

نمود بلکه باید به وسیله پنس مناسب آن را جهت قرار دادن اپک در اختیار گرفت. در صورتی که مجبور به نگهداری فلز بعد از حرارت دادن باشیم می‌توانیم آن را تا موقع اپک‌گذاری در داخل مایع اتیل - استات (COOC_2H_5) نگهداری نماییم.

بعضی اوقات لازم است تا در مرحله out gassing درجه حرارت را به ۱۹۰۰ درجه فارنهایت افزایش دهیم. طبعاً این مسئله در مورد فلزاتی که دارای نقره و پالادیوم فراوان هستند صادق می‌باشد.

این کار از طریق افزایش ایجاد Inter metallic compound با نقره و پالادیوم، Casting آلیاژ را کمی ساده‌تر می‌کند.

با توجه به نکات فوق، هنگام استفاده از این گروه، رعایت نکات تکنیکی مورد مصرف سیستم‌های قبلی چندان مفید نخواهد بود. افزودن قدرت Casting (دور سانتریفوژ) برای جبران وزن مخصوص کم این آلیاژها و همچنین رعایت قوانین خاصی در Wax up و اسپروگذاری برای تأمین دقت و کامل بودن Casting فریم، به خصوص در نواحی مارجین لازم است. به دلیل وجود نقره در این آلیاژها امکان تغییر رنگ پرسن نیز وجود دارد. در این سیستم می‌توان با پختن Casting طلایی مخصوص در نواحی مارجین تا حدودی این تغذیرات سبز رنگ پرسن را پوشاند.

کنترل فاکتورهای بهداشتی و تمیز نمودن دقیق سطح فریم، از عوامل مهم در جلوگیری از آلودگی آلیاژ می‌باشند. وجود آلودگی در سطح فریم بر کیفیت مکانیکی - فیزیکی و رنگی پرسن مؤثر است.

بعنوان حسن ختام و کسب اطلاعات مقدماتی در مورد پرسن‌های دندانپزشکی ذکر این نکته ضروری است که مهمترین عامل در اتصال پرسن و آلیاژ، سازگاری ضریب انبساط حرارتی آنها می‌باشد. از نظر اصولی تطابق کامل بین CTE پرسن و آلیاژ وجود ندارد.

پرسن دندانپزشکی در واقع شیشه است و در هر پخت، در سیکل حرارتی و سرد شدن ضریب انبساط حرارتی آن فرق می‌کند. جهت اندازه‌گیری ضریب انبساط حرارتی بایستی جسم به آهستگی یعنی به اندازه ۱۰-۱ درجه سانتی‌گراد در هر دقیقه حرارت داده شود. پرسن در زمان گرم شدن هر دقیقه ۶۰ درجه سانتی‌گراد حرارت می‌گیرد و در زمان سرد شدن در هر دقیقه ۲۰۰ درجه سانتی‌گراد حرارت از دست می‌دهد. طبعاً جهت کنترل انطباق دقیق ضریب انبساط حرارتی آلیاژ با پرسن می‌بایستی منحنی انقباض این دو عامل، دقیقاً از درجه حرارت تنظیم شده تا زمان سرد شدن منطبق به یکدیگر باشند. امکان ارزیابی چنین امری با سرعت کاهش درجه حرارت به میزان ۳۰۰ درجه سانتی‌گراد در دقیقه با امکانات فعلی میسر نیست.

ابتدا تصور می‌شد پیوند میان پرسن و فلز نظیر پیوند اکریل با طلا می‌باشد و بنابراین طراحی Frame work متناسب با آن شرایط انجام می‌گردید. در سال ۱۹۶۲ Nielsen نشان دادند که پیوند متال - سرامیک عمده‌تاً از نوع شیمیایی است و البته اثرات پیوندهای دیگر نیز قابل رد کردن نیست.

بدنبال این واقعیت طراحی ساختار فلزی آلیاژهای قابل پیوند به پرسن به صورت امروزی تکامل پیدا نمود. طبعاً مسئله بسیار مهم در «پیوند» آلوده نبودن سطح آلیاژ است تا پدیده Wetting بتواند به طور کامل انجام پذیرد. زمان و روش پخت پرسن برای آلیاژهای قیمتی و اقتصادی مطابق زمان‌های تنظیم شده از طرف کارخانجات و یا به صورت تعدیل شده‌ای از طرف تکنولوژیست انجام می‌گیرد.

در آلیاژهای بیس بعلت تولید شدید لایه اکسید و ایجاد مشکلاتی در قدرت پیوند، روش پخت طبعاً بایستی سریع‌تر از آلیاژهای دیگر باشد تا امکان اکسیداسیون را کاهش دهد. امروز کاربرد

بیشتر با این آلیاژها ضروری به
نظر می‌رسد که در فصل بعدی
بررسی خواهد شد.

آلیاژهای بیس در ساخت کرون‌های
پرسن وسعت زیادی پیدا کرده
است. بر همین اساس آشنایی

Table 5-6 Composition, advantages, and disadvantages of the gold-platinum-palladium alloys

Composition	
Gold: 75%-88%	Platinum: up to 8%
Palladium: up to 11%	Silver: up to 5% (if present)
Trace elements like indium, iron, and tin for porcelain bonding. (If the palladium content exceeds that of platinum, then the alloys should be classified as Au-Pd-Pt.)	
Advantages	Disadvantages
Excellent castability	High cost
Excellent porcelain bonding	Poor sag resistance so not suited for long-span
Easy to adjust and finish	fixed partial dentures
High nobility level	Low hardness (greater wear)
Excellent corrosion and tarnish resistance	High density (fewer castings per ounce)
Biocompatible	
Some are yellow in color	
Not "technique sensitive"	
Burnishable	

Table 5-7 Composition, advantages, and disadvantages of the gold-platinum-silver (high-silver group) alloys

Composition	
Gold: 39%-53%	Platinum: 25%-35%
	Silver : 12%-22%
Like the Au-Pt-Pd alloys, trace amounts of oxidizable elements are added for porcelain bonding.	
Advantages	Disadvantages
Less expensive than Au-Pt-Pd alloys	High silver content creates potential for porcelain discoloration
Improved rigidity and Sag resistance	High cost
High nobility level	High coefficient of thermal expansion
	Tarnish and corrosion resistant

Table 5-8 Composition, advantages, and disadvantages of the gold-platinum-silver (low-silver group) alloys

Composition

Gold: 52%-77% Platinum: 10%-33%
Silver : 5%-12%

Trace amounts of oxidizable elements for porcelain bonding.

Advantages

Less expensive than the
Au-Pt-Pd alloys
Improved sag resistance
High noble metal content
Tarnish and corrosion
Resistant

Disadvantages

Silver creates potential for
porcelain discoloration
(but less than high-silver group)
High cost
High coefficient of thermal
expansion

Table 5-9 Composition, advantages, and disadvantages
of the gold-palladium alloys

Composition

Gold: 44%-55% Platinum: 35%-45%
Gallium: up to 5% Indium and tin: 8%-12%

Indium, tin, and gallium are the oxidizable elements
Responsible for porcelain bonding.

Advantages

Excellent castability
Good bond strength
Corrosion and tarnish
resistance
Improved hardness
Improved strength (sag
Resistance)
Lower density

Disadvantages

Not thermally compatible
with high expansion
dental porcelains
High cost

Table 5-10 Composition, advantages, and disadvantages
of palladium-silver alloys

Composition	
Palladium: 55%-60%	Silver: 28%-30%
Indium and tin	
Palladium: 50%-55%	Silver: 35%-40%
Tin (little or no Indium)	
Trace elements of other oxidizable base elements are also present.	
Advantages	Disadvantages
Low cost	Discoloration (yellow, brown, or green) may occur with some dental porcelains
Low density	Some castability problems reported (with induction casting)
Good castability (when torch casting)	Pd and Ag prone to absorb gases
Good porcelain bonding	Require regular purging of the porcelain furnace
Burnishability	May form internal oxides (yet porcelain bonding does not appear to be a problem)
Low hardness	Should not be cast in a carbon crucible
Excellent sag resistance	Noncarbon phosphate bonded investments recommended
Moderate nobility level	High coefficient of thermal expansion
Good tarnish and corrosion resistance	
Suitable for long-span fixed partial dentures	

Table 5-11 Composition, advantages, and disadvantages of high palladium-cobalt alloys

Composition	
Palladium: 78%-88%	Cobalt: 4%-10%
(some high palladium-cobalt alloys may contain 2% gold)	
Trace amounts of oxidizable elements (such as gallium and indium) are added for porcelain bonding.	
Advantages	Disadvantages
Low cost	More compatible with higher expansion porcelains
Reportedly good sag resistance	

Low density means more castings per ounce (than gold-based alloys)	Some are more prone to over-heating than high Pd-Cu
Some melt and cast easily	Produce a thick, dark oxide
Good polishability	Colored oxide layer may cause bluing of porcelain
(supposed to be similar to Au-Pd alloys)	Prone to gas absorption
Reportedly easier to	Little information on long-term clinical success
Presolder than high Pd-Cu alloys	

Table 5-12 Composition, advantages, and disadvantages of high palladium-copper alloys

Composition	
Palladium: 70%-80%	Copper: 9%-15%
Gold: 1%-2% (if present)	Platinum: 1% (if present)
<p>Some, but not all, high palladium-copper alloys contain small quantities (1%-3%) of gold and/or platinum. Trace amounts of the oxidizable elements gallium, indium, and tin are added for porcelain bonding.</p>	
Advantages	Disadvantages
Good castability	Produce dark, thick oxides
Lower cost (than gold-based alloys)	May discolor (gray) some dental porcelains
Low density means more casting per ounce	Must visually evaluate oxide color to determine if proper adherent oxide was formed
Tarnish and corrosion resistant	Should not be cast in carbon crucibles (electric casting machines)
Compatible with many dental porcelains	
Some are available in 1-dwt ingots	

Prone to gaseous absorption
 Subject to thermal creep (marginal opening)
 May not be suitable for long-span fixed partial dentures
 Little information on long-term clinical success
 May be difficult to polish
 Presoldering may be a problem
 High hardness

Table 5-13 Composition, advantages, and disadvantages of the high palladium-silver-gold alloys

Composition	
Palladium: 75%-86%	Silver: less than 1%-7%
	Gold: 2%-6%
	Platinum: less than 1.0% (if present)
Trace amounts of oxidizable elements such as indium and gallium.	
Advantages	Disadvantages
Low cost Low density Improved sag resistance (better high temperature strength) Light-colored oxide layer	A relatively new alloy group No data on long-term performance Like other palladium-based alloys are prone to gaseous absorption Should not be cast in carbon crucibles

Table 5-14 Composition, advantages, and disadvantages of the nickel-chromium-beryllium alloys

Composition	
Nickel: 62%-82%	Chromium: 11%-20%

Beryllium: up to 2.0%

Numerous minor alloying elements include, but are not limited to: aluminum, carbon, gallium, iron, manganese, molybdenum, silicon, titanium, and/or vanadium.

Advantages

Low cost
Low density permits more casting per ounce
High sag resistance
Can produce thin castings
Poor thermal conductor
Can be etched

Disadvantages

Cannot use with nickel-sensitive patients
Beryllium exposure may be potentially harmful to technicians and patients
Proper melting and casting is a learned skill
Bond failure more common in the oxide layer
High hardness (may wear opposing teeth)
Difficult to solder
Ingots do not pool
Difficult to cut through cemented castings.

Table 5-15 Composition, advantages, and disadvantages of the cobalt-chromium alloys

Composition

Cobalt: 53%-68%

Chromium: 25%-34%

Trace elements include molybdenum, ruthenium (some) and/or wolfram.

Advantages

Do not contain nickel
Do not contain beryllium
Poor thermal conductors
Low density
Low cost

Disadvantages

More difficult to process than nickel-base alloys
High hardness (may wear the opposing dentition)
Oxidize more than both nickel-based alloys
No information on
Long-term clinical studies

Table 5-16 Composition, advantages, and disadvantages of the nickel-chromium beryllium-free alloys*

Composition

Nickel: 62%-77%

Chromium: 11%-22%

Boron (some), iron, molybdenum, niobium (or columbium), and/or tantalum.

Advantages

Do not contain beryllium
Low cost
Low density means more
Castings per ounce

Disadvantages

Cannot use with nickel-sensitive
patients
Cannot be etched
May not cast as well as
Ni-Cr-Be alloys
Produce more oxides than
Ni-Cr-Be alloys

فصل ششم

آلیاژهای بیس

در این بخش ۵ موضوع را در ارتباط با مصرف آلیاژهای بیس بررسی می‌نماییم.

۱- اجزاء تشکیل‌دهنده.

۲- خواص فیزیکی.

۳- سازگاری بیولوژیکی.

۴- اتصال به پرسن.

۵- خوردگی.

۱- اجزاء تشکیل‌دهنده:

آلیاژهای بیس (Base Metals) حاوی طلا، نقره، پلاتین یا پالادیوم

جدول شماره (۶-۱): طبقه‌بندی آلیاژهای بیس با توجه به عناصر تشکیل‌دهنده اصلی آنها

نمونه تجاری	نوع
PENTILLIUM, VERABOND, BETA	نیکل: ۷۵ تا ۸۰٪
BIO-BOND, C + B, PERMA BOND LITE CAST PHENIX METAL UNIBOND, WTION-S	کروم: ۱۱ تا ۱۵٪
NEO BOND II, TICONIUM	کبالت: ۴۰ تا ۷۰٪
BIOCAST, FORMULA CS, NO NICKEL	کروم: ۲۰ تا ۳۰٪
DENTILLIUM CB	آهن: ۵۹٪
	کروم: ۲۶٪
EXPERIMENTAL	تایتانیوم مس

مؤثر است و همچنین اکسیدهای لازم را برای پیوند با پرسن تأمین می‌نماید. منگنز، مولیبدن، تنگستن و ایریدیم احتمالاً مقاومت در مقابل خوردگی را افزایش می‌دهند. ترکیب منگنز با سیلیس در حرارت‌های بالا، می‌تواند مقاومت در مقابل خوردگی را در سیم نیکل دو برابر نماید. کربن در سختی، مقاومت و خاصیت مفتولی آلیاژهای نیکل و کبالت مؤثر است. در میان عناصر فرعی، حساس‌ترین غلظت عناصر غلظت دقیق کربن می‌باشد.

در مقایسه، عناصر فرعی که در جدول شماره (۶-۲) معرفی شده‌اند، بیش از غلظت نسبی نیکل - کبالت، کروم بر خواص فیزیکی آلیاژ تأثیر می‌گذارد.

معمولاً عناصر فرعی، برای بهبود خواص ریختگی، نحوه کاربرد، قابلیت اتصال به پرسن و مقاومت در مقابل خوردگی بکار می‌روند. سیلیکون یکی از مواد افزودنی مهم است که به آلیاژ نیکل خواص ریختگی مناسب بخشیده و قابلیت مفتول شدن آن را افزایش می‌دهد.

بریلیوم نیز برای بهبود وضعیت ریختگی به آلیاژهایی که قادر

به تحمل درجه حرارت‌های بالا هستند اضافه می‌گردد. بریلیوم در حفظ فلزات به هنگام ریختگی

جدول شماره (۶-۲)
عناصر فرعی در آلیاژهای بیس

خواص	غلظت	عنصر
بالا بردن تحمل CASTING بهبود تورق و خاصیت مفتولی - کاهش نقطه ذوب، عناصر را در کنار هم حفظ می‌کند.	تا ۲%	بریلد یوم
افزایش سختی آلیاژ = و تأمین اکسیدهای لازم برای باند پرسن	۰/۲ تا ۲/۵%	آهن
SOLUTION HARDENING تأمین اکسیدهای لازم برای باند به پرسن	۰/۲ تا ۱%	ایند یوم
مشابه ایندیوم	۰/۲ تا ۱%	قلع
مقاومت در مقابل خوردگی (DEOXIDIZER) SOLUTION HARDENING	۰/۵ تا ۶%	منگن ز
بهبود خاصیت ریختگی، افزایش خاصیت مفتولی تأمین اکسیدهای لازم برای باند SOLUTION HARDENING	۰/۵ تا ۳/۵%	سیلید کون
SOLUTION HARDENING	۱/۱ تا ۶%	آلوم ینیو م
SOLUTION HARDENING تأمین اکسیدهای لازم برای باند	۰/۰۲ تا ۱%	تایت انیو م
افزایش دامنه ذوب - مقاومت در مقابل خوردگی و (DEOXIDIZER) SOLUTION HARDENING	۰/۵%	بر
ضریب انبساط حرارتی، مقاومت در مقابل خوردگی، تأمین اکسیدهای لازم برای باند	۲ تا ۱۲%	مولید بدن
تنظیم ضریب انبساط حرارتی، مقاومت در مقابل خوردگی	۶ تا ۷%	تنگس تن
مقاومت در مقابل خوردگی modulus of elasticity	۰/۱۵%	ایرید دیم
تأمین سختی، مقاومت، خاصیت مفتولی	۴۰/۰۵%	کربن

لازم برای پیوند با پرسن نقش داشته و خصوصیات فیزیکی مانند سختی، مقاومت و ضریب، انبساط حرارتی را تنظیم می‌نماید.

۲- خواص فیزیکی:

کربن اضافی چه در هنگام ساخت آلیاژ در کارخانه و چه در مرحله ریختگی، شکنندگی آلیاژ را افزایش می‌دهد. همانطور که در جدول شماره (۲) آمده است، عناصر دیگری در آلیاژهای بیس موجودند که در تأمین اکسیدهای

برخی از خواص فیزیکی آلیاژهای بیس و آلیاژهای طلا در جدول شماره (۳-۶) با هم مقایسه شده اند.

نقطه ذوب:

نقطه ذوب آلیاژهای بیس معمولاً ۱۰۰ تا ۲۶۰ درجه سانتیگراد از آلیاژهای طلا بیشتر است و انقباض ناشی از سرد شدن آنها نیز از آلیاژهای طلا بیشتر است. Weiss معتقد است برای جبران انقباض آلیاژهای نیکل کروم، گچ ریختگی باید $3/4\%$ انبساط پیدا کند. مجموعه انبساط حرارتی و انبساط ناشی از سخت شدن در گچ‌های اینوستمنت، فسفات‌ها یا سیلیکات‌ها حدود $1/5$ تا $2/4\%$ می‌باشد. لذا در گچ‌های ریختگی موجود تنها راه نزدیک شدن به انبساط $3/4\%$ استفاده از انبساط هیگروسکوپیک می‌باشد.

بنابراین گچ‌های ریختگی جدیدی باید تهیه شوند که در محدوده ابعادی خود انبساط بیشتری پیدا نمایند. با توجه به نقطه ذوب بالاتر آلیاژهای بیس مقاومت

آنان در مقابل افت (Sag Resistance) هنگام پخت پرس‌لن، بیش از آلیاژهای قیمتی است. آلیاژهای در حرارت‌های بالاتر از ۹۸۰ درجه تا حدی دچار Creep می‌شوند.

Creep پرس‌لن نیز تقریباً در محدوده حرارتی ۸۱۶ تا ۹۸۲ درجه سانتیگراد به درجه پخت نهایی می‌رسد، امکان تغییر شکل (Distortion) نسبی در آلیاژهای طلا هنگام پخت پرس‌لن وجود دارد. در عین حال تغییر شکل ناحیه مارجین در آلیاژهای با درجه ذوب بالا کمتر نیست.

Buchanan با مقایسه تغییر شکل ناحیه مارجین در آلیاژهای قیمتی و غیرقیمتی اعلام نمود تغییر شکل مارجین در آلیاژهای قیمتی کمتر است. به نظر Bertolotti و Moffa مکانیزم‌های مؤثر در افت (sag) و باز شدن ناحیه مارجین هنوز بدرستی شناخته نشده است و نه تنها به ترکیب آلیاژ بلکه به تاریخچه حرارتی و انرژی فعالیت آلیاژ نیز بستگی دارد.

جدول شماره (۳-۶)

مقایسه خصوصیات فیزیکی اصلی آلیاژهای ارزان و آلیاژهای طلا (مقاله - سرامیک)

آلیاژ ارزان - پرس‌لن	آلیاژ طلا - پرس‌لن	خصوصیات
$1150^{\circ} - 1400^{\circ}C$	$1200^{\circ}C - 935^{\circ}C$	نقطه ذوب
$0.89 W/CM^{\circ}C$	$3.15 W/CM^{\circ}C$	هدایت حرارتی
$7-9 CM/CC$	$3.15 CM/CC$	وزن مخصوص
$240 - 400 KG/mm^2$	$140-200 KG/mm^2$	سختی (برینل)
$10,000 KG/cm^2 - 6,500$	$5,098 KG/cm^2$	ULTIMATE TENSILE STRENGTH
$0.09 - 12$	0.05	ELONGATION
$195,000 mm/m^2$	$95,000 mm/m^2$	MODULUS OF ELASTICITY

انتقال حرارتی:

انتقال حرارتی نیکل تقریباً یک چهارم طلا است، بنابراین حتی در درجات حرارت بالا که برای ذوب این نوع آلیاژها لازم است، شمش‌های غیرقیمتی انرژی حرارتی ذوب را به آسانی آلیاژهای طلا مبادله نمی‌نمایند.

در نتیجه برای ایجاد یک توده مذاب یکنواخت، تمام شمش‌های آلیاژ بیس باید به یک نسبت حرارت داده شوند. لذا برای ذوب این آلیاژها از مشعل چند سوراخه بزرگ استفاده می‌شود. چنین شعله بزرگی بجای آنکه شدت حرارتی ایجاد کند حجم حرارتی

تولید می‌کند. از طرف دیگر یک مشعل کوچک با شعله‌ای بسیار اکسیدان (استیلن) ممکن است به سادگی، قبل از آن که تمام شمش‌ها به حالت مایع برسند در آلیاژ سوختگی موضعی تولید نماید: ترجیحاً استفاده از روش Induction Casting مناسبتر است.

وزن مخصوص:

آلیاژهای بیس تقریباً نصف وزن مخصوص آلیاژهای طلا را دارند لذا، ماشین‌های ریختگی باید برای تولید فشارهای متعادل داخل (Mold) ضربه اولیه بیشتری تولید نمایند. این پدیده می‌تواند در صورت فقدان تخلخل کافی در برخی از گچ‌های ریختگی، مانع فرار سریع گازهای محبوس شده گردد، و با توجه به خاصیت انجماد سریع‌تر آلیاژهای بیس مشکلات بیشتری را در ریخته‌گری آنها ایجاد نماید. برخی از ماشین‌های ریختگی (Induction Machine) نیروی ضربه‌ای کافی برای ریخته‌گری مارچین‌های نازک تأمین می‌نمایند. Weiss و همکاران پی بردن که استفاده از اسپروها و Vents به اندازه مناسب اکثر مشکلات Casting را رفع می‌نماید. تحقیقات (Preston) و (Berger) نشان داده است که حرارت بالاتر Mold هنگام ریخته‌گری در پر شدن کامل Mold اهمیت بسیار زیادی دارد.

قابلیت تبخیر:

جدول شماره (۴-۶) قابلیت تبخیر هفت عنصر فرعی آلیاژها را نسبت به نیکل و طلا (که قابلیت تبخیر

جدول شماره (۴-۶)

فشار بخار عناصر در حرارت‌های (CASTING)

عناصر	فشار بخار (mmHg)
نیکل	۱
طلا	۱
آهن	۱
بریلیوم	۱۰
قطع	۴۰
کروم	۱۰
آلومینیوم	۱۰۰
منگنز	۱۰۰

آنها تقریباً برابر حرارت Casting آنها است) نشان می‌دهد.

در خلال ریختگی کلیه اجزاء آلیاژ بسته به فشار بخار خود تا حدی تبخیر می‌شوند. حرارت طولانی یا بسیار زیاد می‌تواند با تبخیر عناصر فرعی مهم، آلیاژهای جدید را بوجود آورد. آلیاژهای بیس در مقایسه با آلیاژهای طلا، به تغییرات کوچک اجزاء تشکیل‌دهنده حساسیت بیشتری دارند.

تشعشع در اثر گرما:

کلیه فلزات وقتی حرارت داده می‌شوند می‌درخشند. در درجه حرارت مشخص آلیاژهای طلا و آلیاژهای غیرقیمتی در طول موج‌ها و انرژی‌های مختلف نور ساطع می‌نمایند. از آنجا که برخی از ماشین‌های ریختگی از نوع (Induction)، برای اندازه‌گیری درجه حرارت فلزات ذوب شده دماسنج چشمی دارند، هنگام کاربرد آلیاژهای غیرقیمتی می‌بایستی این دستگاهها را مجدداً تنظیم نمود.

سختی و مقاومت:

پرداخت رستوریشن ساخته شده از آلیاژ بیس به علت سختی بیشتر آنها در مقایسه با آلیاژهای طلا مشکل‌تر است. پس از پرداخت نهایی، دوام سطح پرداخت شده در محیط دهان مشابه آلیاژهای طلا گزارش شده است. به علاوه در خلال پرداخت یک آلیاژ غیرقیمتی به نظر می‌رسد که لبه‌های ظریفتر کمتر از بین می‌روند.

۳۰۰	ایندیوم
-----	---------

به علت افزایش مقاومت فلزات، آلیاژهای بیس زیر ساخت غیرقابل انعطافتری برای پرس‌ن ایجاد می‌نمایند. همچنین بدون به خطر انداختن مقاومت ساختار فلزی می‌توان حجم ناحیه اتصال بین واحدها را (Joint Area) کاهش داد. (WEISS) معتقد است اگر ملاحظات زیبایی‌ای ایجاد نمایند، جهت افزایش ضخامت پرس‌ن می‌توان ضخامت ساختار فلزی با آلیاژهای بیس را تا حد ۱/۱ تا ۲/۱

میلی‌متر کاهش داد. در عین حال اثر این کاهش ضخامت با (Cating Agent) که در برخی فلزات قبل از مرحله اپک‌گذاری استفاده می‌شود خنثی می‌گردد.

واکنش‌های شیمیایی:

در شرایط ریختگی، اغلب عناصر آلیاژهای بیس تحت واکنش‌های شیمیایی قرار می‌گیرند. آلیاژهای نیکل مذاب مخصوصاً به کربن حساس هستند، به طوری که در حرارت ۱۲۰۰ درجه سانتی‌گراد تولید کار باید نیکل و در حرارت‌های بالای ۵۰۰ تا ۷۵۰ درجه سانتی‌گراد تولید کار باید بریلیم می‌نمایند. بقیه عناصر آلیاژهای بیس تحت شرایط ریختگی، مشکوک به تشکیل کار باید یا نیتراید می‌باشند.

بنابراین استفاده از شعله استیلن در آلیاژهای بیس ممنوع است، زیرا با محصولات کربنی حاصل از احتراق خود به شدت آلوده است و همچنین بسیار داغ می‌گردد. در درجه حرارت‌های بالا واکنش‌های اکسیداسیون و احیاء نیز به سرعت انجام می‌پذیرد. سیلیکون در حرارت‌های بالای ۱۳۰۰ درجه سانتی‌گراد بسیار فرار است و به منوکسید سیلیکون احیاء می‌گردد.

در حرارت‌های بالای ۴۰۰ درجه سانتی‌گراد آلومینیوم و نیکل هر دو اکسیده می‌شوند. چنین واکنش‌های اکسیداسیون/ احیاء ممکن است خواص مکانیکی آلیاژ را تا حد قابل اندازه‌گیری تغییر دهند. همواره در خلال ریختگی، یک لایه نازک کف مانند از محصولات واکنش، اطراف شمش‌های آلیاژ بیس ایجاد می‌گردد. این لایه کف مانند، شمش‌ها را هنگام ذوب از یکدیگر جدا نموده، و انتقال حرارتی بین آنها را کاهش می‌دهد، در داخل پوسته تشکیل شده از لایه نازک فوق، شمش‌ها حتی هنگامی که ذوب شده و آماده ریخته شدن باشند، قسمت اعظم فرم اولیه خود را حفظ می‌نمایند.

باقیمانده‌های لایه نازک فوق که از آلیاژهای بسیار روشن‌تر است هنگام ریختگی بیشتر در بوتله باقی می‌مانند. افزایش نه چندان طولانی زمان ذوب (۱۵- تا ۱۰ ثانیه) در کاهش این تغییرات شیمیایی مؤثر است. نیکل توسط اسید سولفوریک (Pickling Solution) تخریب می‌گردد. بنابراین (Casting) باید توسط (Air Abrasive) یا بخار آب تمیز شود.

۳- سازش بیولوژیک:

فلزات متعددی، از نظر بیولوژیک، در یک تا تمام حالات سه گانه شیمیایی مشخص زیر می‌توانند فعال باشند:

۱- فلز خالص به صورت شمش یا غبار (بسیاری از فلزات به صورت غبار بیشتر فعال هستند، برای مثال نیکل در این حالت قابل اشتعال می‌شود).

۲- ترکیبات نمک فلزی و یا فلزی - آلی.

۳- آلیاژها.

البته باید توجه داشت که تمام حالات شیمیایی فلز به یک اندازه خطرناک نیستند. استفاده از فلزات بیس ممکن است کارکنان کادر دندانپزشکی را در معرض هر سه مورد از حالات شیمیایی ذکر شده قرار دهد. بخار فلز خالص حاصل از Casting ممکن است منجر به واکنش‌های شیمیایی گردد و یا به غبار فلزی تبدیل شود. ترکیبات فلزی آلی و نمک‌های فلزی ناشی از خوردگی هم در محیط دهان و هم هنگام Casting ایجاد می‌گردد. فلزات آلیاژ شده ممکن است به صورت Casting در دهان و یا به صورت غبار (در لابراتوار) وجود داشته باشند.

جدول شماره (۵-۶) اطلاعات مربوط به سمی بودن بسیاری از عناصر فلزی بیس را نشان می‌دهد. از میان این عناصر فقط نیکل و بریلیم عوامل سرطان‌زای مثبت در حیوانات هستند. این عناصر فقط در حالت خاص و یا ترکیبات خاص مثل کربونیل نیکل، اکسید نیکل و اکسید بریلیم می‌توانند سرطان‌زا باشند.

جدول شماره (۵-۶)
سمی بودن عناصر در آلیاژهای
غیرقیمتی

بین تماس با بخارات نیکل و
ظاهر شدن تومور های بینی ۳۱/۶
سال بوده است. فقط در یک مورد

عنصر	نسبت سمی بودن	این زمان کمتر از ۲۰ سال گزارش
بریلیوم	سرطان زای مثبت حیوانی - به غبار بسیار سمی است. دسترس OSHA STANDARD: ۰/۰۰۲ MG/M ^۳ AIR	است. بنابراین به علت عدم اطلاعات کافی دمیولوژیک، تکنسین های
نیکل	سرطان زای مثبت حیوانی لابراتوار OCCUPATIONAL ۰/۰۱۵ mg/m ^۳ air EXPOSURE:	با احتیاط برخورد نمایند.
کروم	سرطان زای مشکوک حیوانی ناسازگار OSHA STANDARD : ۱ mg/m ^۳ air	بازگاری بیولوژیک با های نیکل، درماتیت های
قلع	تمامی ترکیبات آلی سمی هستند عنصر قلع سمیت کمی دارد. هر ترکیب ۰/۱ mg/m ^۳ Air	آلرژیک است. نیکل بیش از ترکیب فلزی دیگر درماتیت قلع ایجاد می کند. براساس
بور	ترکیبات هالوژن بسیار سمی هستند	تحقیقات اسکلت پروتز
مولیبدن	عنصر غیرسمی است - ترکیبات سمیت کم تحمل: ۵ mg/m ^۳ air (trioxide)	پاراسیل که حتی شامل ۱/۵% نیکل درماتیت تماسی ایجاد است. راکسیون نسبت به
آهن	عمدتاً غیرسمی است ۱۰ mg/m ^۳ air (oxide fumes)	نیکل، مجاور آلیاژ در دهان و یا در مجاورت زیورآلات استنلس
ایندیوم	سمیت کم ۰/۱ mg/m ^۳ air	آستانه مرز در نواحی که در تماس مستقیم با استیل
منگنز	عنصر و ترکیبات آن سمیت کمی نیکن دارند.	نیستند رخ می دهد. واکنش به شامل ادم پلک ها، تورم و
تنگستن	سمیت کم NPTS OCCUPATIONAL ۵ MG/M ^۳ AIR EXPOSURE:	شکاف لبها و اگزمای مزمن نه ها و کف دست می باشد. در عین حال حساسیت به نیکل در ۵
ایریدیوم	احتمالاً سمیت کم	درصد جمعیت مورد انتظار
سیلیکون	سمیت کم تحمل ۱۰ mg/m ^۳ air	است. اغلب مردم با وجود استفاده از آلیاژ دارای نیکل
آلومینیوم	عمدتاً غیرسمی	در اشپزی و عینک و ساعت به سلامت
تیتانیوم	عمدتاً غیرسمی	از بسیاری از آلیاژها منجمله برنز و یک نوع فولاد است. طبق بررسی های Huget مصرف معمولی و روزمره اشیاء حاوی نیکل هرگز به عنوان عاملی برای سرطان شناخته نشده است.

از بسیاری از آلیاژها منجمله
برنز و یک نوع فولاد است. طبق
بررسی های Huget مصرف معمولی و
روزمره اشیاء حاوی نیکل هرگز
به عنوان عاملی برای سرطان
شناخته نشده است.

برلیوم در مقاومت دندانپزشکی
بخاطر خطر تنفسی غبار و نمک های
آب تحت مطالعه دقیق قرار دارد.
برلیوم، در حد ۰/۰۰۲ میلی گرم
در مترمکعب هوا، سمی و سرطانزا
است و در ترکیبات مشخصی مثل BeO₄
نیز سرطانزا می باشد. حین
ریختگی مقداری از برلیوم تبخیر
شده، واکنش هایی انجام می دهد و
یا به صورت غبار متراکم می شود.
این مسئله در محیط های با تهویه
نامناسب می تواند خطرناک باشد.

عنصر نیکل و بسیاری از ترکیبات
آن (بخصوص کربونیل نیکل) در
تولید Rhabdomyosarcomas بی نهایت
مؤثرند. طبق گزارشات ارائه
شده، ابتلاء به سرطان های بینی،
حلق و ریه در کارکنان پالایشگاه
نیکل از درصد بیشتری برخوردار
است. آب آشامیدنی حاوی ۵ PPM
نیکل در موش ها باعث کم شدن
تعداد نوزادان در هر وضع حمل و
زیاد شدن مرگ و میر می شود.
بسیاری از ترکیبات نیکل اجازه
حمل با هواپیماهای مسافربری را
ندارند و در غلظت حدود ۰/۰۰۱
تا ۰/۱ میلی گرم در یک مترمکعب
هوا، خطر تنفسی ایجاد می نماید.
طبق گزارش (Pederson) زمان متوسط

Moffa از محیطی که کارکنان لابراتوار در حین تراش و پرداخت نهایی آلیاژ حاوی برلیوم در آن تنفس می‌کردند نمونه‌برداری نمود. چون محیط از وسایل تهویه مناسب برخوردار بود، محققین نتوانستند از هیچ یک از نمونه‌ها برلیوم جدا کنند. روش بکارگیری مطمئن آلیاژهای حاوی برلیوم توسط (ADA) و مؤسسه ملی ایمنی و سلامتی حرفه‌ای (NIOSH) منتشر شده است. تحقیقات سم‌شناسی با نمونه‌های نیکل کروم به صورت ایمپلنت و کشته‌های بافتی در حیوانات انجام شده است. Moffa و همکارانش نشان دادند که نمونه‌های ایمپلنت زیرپوستی آلیاژهای نیکل کروم به اندازه نمونه‌های طلا در خرگوش‌ها تحمل شده‌اند.

Woody و همکارانش ارگان‌های زنده را در معرض پودر نیکل کروم حاصل از روش تراش مرطوب و همچنین در مجاورت یک قطعه Casting دست‌نخورده قرار دارند. ارگان‌های در معرض قطعه Casting، هیچ‌گونه تغییرات سلولی غیرمطلوب نشان نداده‌اند، در حالی که در ارگان‌های مجاور پودر نیکل کروم، مناطقی با تغییر شکل و تجزیه سلولی مشاهده گردید.

Piliero و همکارانش نمونه‌های مختلف آلیاژ طلا و فلزات ارزان را در خوکچه‌های هندی مطالعه نمودند. خوکچه‌ها هیچ تغییر وزنی و یا رفتاری از خود نشان ندادند. آزمایشات هیچ‌گونه واکنشی به صورت التهاب، خوردگی سطحی و یا راکسیون‌های هیستوپاتولوژیک را مشخص نمودند.

۴- تشکیل باند با پرسن

به نظر می‌رسد پیوند میان پرسن و فلز ماهیت مکانیکی و شیمیایی دارد. تحقیقات متعدد نشان می‌دهد که باندینگ به تشکیل اکسیدهای فلزی بستگی دارد. اکسیدهای مزبور از طریق تسهیل آغشتگی (Wetting) و حل شدن، با پرسن واکنش شیمیایی متقابل انجام می‌دهند.

تصور می‌شود، نیروهای مکانیکی نقش حقیقی اما ضعیفتری در پیوند پرسن - فلز داشته باشند. نقش نیروهای مکانیکی به خصوص در نیروهای تراکمی حاصل از ناهم‌پهنی عمده ضرایب انبساط حرارتی پرسن و فلز مشخص می‌گردد. پیچیدگی شیمیایی و متالورژیک آلیاژهای بیس درک کامل این پیوند را بسیار مشکل می‌نماید. علاوه بر اختلاف‌های شناخته شده شیمیایی بین آلیاژهای بیس که در جدول‌های ۱ و ۲ مشاهده می‌شود، Fairhurst دریافت که تفاوت‌های میکروسکوپی نیز در ساختار این آلیاژها وجود دارد. او دریافت که هر یک از ۱۵ آلیاژ گوناگونی که آزمایش نمود ساختار میکروسکوپی متفاوتی داشتند. این اختلافات روی خواصی مثل مفتول شدن و مقاومت تأثیر می‌گذارند و ممکن است نقشی در باندینگ با پرسن و خوردگی ایفا نمایند.

تحقیقات متعددی در رابطه با اکسید کروم و نقش آن در قدرت باند متال - سرامیک وجود دارد. تناقض‌های بسیار شدید این تحقیقات مسئله مزبور را بسیار مبهم می‌سازد. بررسی‌های Mclean, Good kind, Sced, Lubovich نشان می‌دهد اکسید کروم می‌تواند پیوند متال - سرامیک را تضعیف نماید.

از سوی دیگر fairhurst، عکس این مطلب را ادعا می‌نماید و تحقیقات Moffa مشخص می‌کنند که تصور ایجاد اکسید کروم در محل پیوند، ساده‌انگاری یک پدیده پیچیده محسوب می‌شود. مواد باندینگ با تشکیل مجموعه‌ای از محصولات واکنش جدید، متغیرهایی را به این معما اضافه می‌کنند. این مواد با در نظر گرفتن نوع سیستم آلیاژ - پرسن ممکن است دامنه واکنش‌های داخلی فلز - پرسن را وسیع و یا محدود کنند.

Carter و همکارانش گزارش دادند که متعاقب استفاده از مواد باندینگ، چسبندگی تنها به‌طور غیرمستقیم افزایش یافت و در عین حال اکسیدهای اضافه تشکیل

شدند. Goeller و Anthony دریافتند که در حضور عوامل باندينگ ممکن است باند متال - سراميك دقيقاً تضعيف گردد. سه روش اصلي براي بررسي قدرت پيوند مورد استفاده قرار مي‌گيرد.

دو روش از روش‌هاي فوق با خم کردن نوارهاي مسطح فلزي داراي پوشش پرس‌سولن انجام مي‌شود. نوارهاي فلزي يك بار در امتداد محور عرضي و يك بار ديگر در امتداد محور طولي خم مي‌شوند. روش سوم آزمائش Shell-Nelson مي‌باشد. اخيراً توسط مؤسسه مواد، دستگاهها و تجهيزات دندانپزشكي وابسته به (ADA) يك آزمائش چهار قسمتي براي بررسي پيوند پرس‌سولن و آلياژ پيشنهاده شده است که به شرح زير مي‌باشد.

۱- بررسي انبساط حرارتي.

۲- بررسي شوک حرارتي.

۳- آزمائش خم کردن قطعه توسط سه نقطه.

۴- بررسي پخت مکرر پرس‌سولن در بريچ‌هاي طويل (Long Span)

قاعدتاً مجموعه اين آزمائش‌ها بتواند موفقيت يا شکست سيستم‌هاي پرس‌سولن - فلز را به درستي پيش‌بيني نمايد. يکي از شرايط لازم براي قبول يارد آلياژها، امروزه برآورد نمودن معيارهاي لازم براي آزمائش فوق است. خشونت سطحی فلز در ميزان قدرت پيوندی آلياژهاي بيس، نسبت به آلياژهاي طلا از اهميت بيشتري برخوردار است. Carpenter و Good kind معتقدند افزايش قدرت مرطوبسازي پرس‌سولن در آلياژهاي بيس به همين عامل بستگي دارد.

۵- خوردگي Corrosion

براي خوردگي فلزات در حفره دهان چهار مکانيزم قابل تشخيص است.

۱- حمله يکنواخت.

۲- حمله شيارى (هنگامي که گردش اکسيژن ضعيف است).

۳- حمله حفره‌اي (با استقرار سلول‌هاي الكتروليتيك خودگستر).

۴- حمله گالوانيك.

چهار مکانيزم فوق ممکن است به اتفاق هم عمل کنند که در اين

صورت فهم کامل اهميت نسبي هر يك پيچيده‌تر مي‌شود. کروم و کبالت خود به خود و به آساني خورده مي‌شوند. هنگامي که کروم و کبالت به طور دقيق ترکيب شوند مي‌توانند يك آلياژ را از نظر شيميائي غيرفعال کنند و سرعت خوردگي را تنزل دهند (با تشکيل يك فيلم نازک از اکسيد).

Hodges گزارش داد که يك آلياژ غني از موليبدن خصوصاً در مقابل کلرايد حساس بوده و برليوم ممکن است قدرت نيکل و کبالت را براي غيرفعال کردن آلياژ و تشکيل فيلم اکسيد کاهش دهد. بسياري از فلزات نسبت به يون‌هاي آزاد از قبيل کلرايد و سولفايد حاضر در بزاق، يا غذاها، از نظر شيميائي واکنش‌پذيرند. آلياژهاي نيکل که در حضور غلظت‌هاي کم يون کلر غيرفعال هستند، در غلظت‌هاي زياد در خطر Pitting مي‌باشند.

در غلظت‌هاي کلرايد موجود در بزاق مسئله سوراخ شدن مشكلي ايجاد نخواهد نمود. اکسيژن در حمله کلريد آلياژهاي با پايه طلا در محلول‌هاي مشابه بزاق نقش دارد، در صورتيکه در حمله کلري آلياژهاي با پايه فلزي نقش مهمي ندارد.

به هر ترتيب در کلينيك از آلياژهاي ارزان قيمت استفاده مي‌شود. آلياژهاي غيرقيمتي با دقت قابل قبولي Cast مي‌شوند. افزايش مقاومت و نقطه ذوب آلياژهاي غيرقيمتي ممکن است آنها را به صورت فلز انتخابي براي ايجاد زيربناي محکم و با ثبات حرارتي براي پرس‌سولن به خصوص در ترميم‌هاي چند واحدی تبديل نمايد. کاهش وزن و کاهش حجم ناحيه پيوند در آلياژهاي ارزان قيمت مزيت محسوب مي‌شود. به علت کاهش انتقال حرارتي اين آلياژ، ممکن است بيماران با آنها آسوده‌تر باشند. رنگ آنها يك زمينه خنثي براي به‌کارگيري پرس‌سولن از نظر زيبائي به وجود مي‌آورد. بعضي از اين آلياژها ممکن است نسبت به طلا از نظر گالوانیکی کمتر فعال باشند،

مطالعات موجود کلینیکی که محدود هم می‌باشد از مقاومت در مقابل خوردگی آلیاژهای غیرقیمتی زیاد صحبت می‌کند، دوام پرداخت نهایی مثل آلیاژهای طلا می‌باشد. همچنین قدرت پیوند پرسن با آلیاژهای غیرقیمتی احتمالاً برابر با آلیاژهای طلا که به دقت طراحی شده باشند می‌باشد.

دندانپزشکان با موفقیت هزاران واحد از کرونهای غیرقیمتی را در محیط دهان قرار داده‌اند. تصویر کلی آلیاژهای غیرقیمتی شامل تعدادی ناشناخته‌ها و امتیازات است.

این آلیاژها از نظر شیمیایی و متالوژی پیچیده هستند به کارگیری لابراتوری آلیاژهای ارزان قیمت در مقایسه با آلیاژهای طلا به خصوص در مرحله Casting دقت بیشتری را ایجاب می‌نماید. در حقیقت ممکن است انتخاب لابراتور برای دندانپزشک از انتخاب آلیاژ مهم‌تر باشد.

فصل هفتم

تراش دندان و طرح ساختار فلزي در رستوريشن هاي

ماتال - سراميك

تراش دندان (Tooth Preparation)

شايد هيچيك از مراحل كلينيكي در پروتز ثابت به اندازه نحوه تراش دندان، ميزان سود و مهارت دندانپزشك را به يك بيننده آگاه نشان ندهد. تراش دندان يك مرحله غيرقابل برگشت در ميان يكسري مراحل پيچيده مي باشد كه براي ترميم دندان ها مي بايست طي گردد. در طي تراش، دندانپزشك اصول زير را بايد همواره مدنظر داشته باشد:

۱- تراش مي بايست به طريقي انجام گيرد كه گير (Retention) و مقاومت (Resistance) تا ميم گردد.

۲- برداشتن كافي از نسوج دندان، به طوري كه فضاي مناسب جهت مواد ترميم كننده موجود باشد.

۳- در نظر گرفتن سلامت و ايتاليتي دندان.

۴- حفظ سلامت انساج پريودونتال.

۵- خط خاتمه تراش.

۶- راحتی در انجام و اتمام كار.

دستيابي به كليه اصول فوق شايد همراه با استرس هاي فكري باشد به همين دليل براي تا ميم آنها به تمرکز ذهن نياز خواهد بود. اصل اول را در نظر بگيريد، در صورتي كه در تمام مراحل تراش، پياده كردن كلييه فاككتورها مدنظر كلينيسين باشد قاعداً با استرس زيادي مواجه خواهد بود، ولي کاهش تعداد آنها در هر فاز ميزان استرس را به حداقل خواهد رساند و باعث مي گردد كه كار راحت تر تكميل شود. كنترل استرس در تراش دندان از اصول بسيار مهم رواني، به ويژه براي دندانپزشك مي باشد. همچنين وجود هماهنگي بين چشم و دست و مهارت عمل كننده امكان دستيابي به اصول فوق را افزايش مي دهد.

دو عامل شكست رستوريشن هاي پروتز ثابت در داخل دهان عبارتند از:

۱- عدم وجود فضاي كافي براي

فلز و پرسن (Tylman, ۱۹۷۰)

۲- صدمه به بافت هاي پريودونتال (Goldstein ۱۹۷۶)

رستوريشني كه داراي پرسن حجيم و Overcontour است، غالباً نشانگر عدم مهارت كلينيسين مي باشد. به هر حال اينگونه رستوريشن ها غالباً توسط افراد معمولي نيز قابل تشخيص است و مردم از آنها تحت عنوان روکش هاي چاق و يا بزرگ ياد خواهند كرد. موفقيت در كارهاي پروتز ثابت توسط فاككتورهاي مختلف نظير فرم، جنس و تركيب، رنگ، عمل، اكلوژن، طول عمر و ظاهر مورد ارزيابي قرار مي گيرد ولي مهم ترين اصل براي قبول رستوريشن، حفظ سلامت بافت هاي پريودونتال مي باشد. Glickman (۱۹۶۴) معتقد است كه هر رستوريشن داراي يك بعد پريودونتالي است. او مي گويد: در ارزيابي نهايي، پريودونشيم فاكاتور اصلي و اوليه براي كنترل نحوه انجام كارهاي ترميمي مي باشد.»

تراش صحيح دندان به بالاترين ميزان مراقبت، دانش، مهارت و تمرکز حواس دندانپزشك نيازمنند است. داشتن يك شروع صحيح و منطقي باعث پيشرفت تكنيك خواهد شد. تراش دندان مي تواند در طي مراحل زير انجام گيرد:

۱- شيارهاي راهنما (Depth guide channels)

۲- برداشتن نسوج دندان (Gross Reduction)

۳- مشخص ساختن خط خاتمه تراش (Establishing Margins)

۴- اصلاح تراش (Refinement)

دو مرحله اول در بالاي لثه انجام مي شود. اين دو مرحله، وقت كم تري را نسبت به اعمالي كه در زير لثه انجام مي شود به خود اختصاص مي دهند (۱۹۷۴، Amsterdam). كنترل استرس، فاكاتور مهمي در تراش دندان مي باشد. تقسيم مراحل كار به اعمالي كه در بالا و زير لثه مي بايست انجام شود، كار بسيار صحيحي بوده و همچنين باعث تمرکز فكر دندانپزشك بر روي پريودونشيم مي گردد.

شیارهای راهنما

هدف از ایجاد شیارهای راهنما، ایجاد شیارهایی با عمق یکسان در سطح مینای دندان می‌باشد. مقیاس‌های فوق نمی‌بایست در سطح ریشه دندان نیز تهیه شود حتی اگر ریشه دندان به علت بیماری‌های پریودونتانال در بالاتر از حد لثه دیده شود. برای ایجاد شیارهای راهنما به اصول زیر می‌بایست توجه گردد:

- ۱- شیارهای فوق به میزان خیلی کم از DEJ می‌گذرد.
 - ۲- شیارها می‌بایست موازی با سطح خارج دندان باشند.
 - ۳- از تماس با انساج لثه‌ای می‌بایست اجتناب گردد.
 - ۴- در طی ایجاد شیارهای راهنما نباید به دندان‌های مجاور آسیبی وارد شود.
- شیارهای راهنما دندانپزشک را در آغاز و اتمام محل تراش راهنمایی می‌کند.

وسایل موردنیاز (Instrumentation):

فرز روند الماسی (Round Diamond Stone) با قطر ۲mm وسیله انتخابی، جهت ایجاد شیارهای راهنما می‌باشد. (Stein) از آنجایی که مقطع طولی این فرز، در همه نقاط یکسان است، می‌توان بدون توجه به موقعیت هندپیس آنرا بکار برد، بنابراین به حداقل هماهنگی چشم و دست دندانپزشک در حین کار نیاز خواهد داشت. با توجه به توضیحات فوق می‌توان اینگونه نتیجه گرفت که با استفاده از فرزهای روند الماسی، میزان استرس دندانپزشک کاهش خواهد یافت. در کلینیک دانستن قطر وسایل برنده، از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد. با مشاهده قطر فرز مورد استفاده در مینای دندان می‌توان از باز شدن اطراف پالپ (Pulp Exposure) در موارد مختلف جلوگیری نمود.

سایر انواع وسایل برنده نیز قابل استفاده خواهند بود. Mclean (۱۹۷۹) پیشنهاد می‌کند که نیمی از نسج دندان را در یک وهله

برداشته و نیمه دیگر را به عنوان راهنما باقی گذارند.

Preston (۱۹۷۷) ایجاد یک شیار راهنما (gauging groove) را با فرز ۱۷۰L توصیه می‌نماید. به هر حال اصول مهم در طی کار عبارتند از:

- ۱- دانستن قطر وسیله برنده.
- ۲- باقی گذاردن قسمت‌های حساس ساختمان دندان به عنوان راهنما برای ارزیابی اندازه و شکل دندان تراش خورده.

خنک کردن (Cooling):

دندانپزشکان غالباً در طی تراش دندان‌های زنده مقدار زیادی آب استفاده می‌کنند که به منظور جلوگیری از ایجاد آماس در پالپ دندان تراش خورده می‌باشد. (Brown ۱۹۷۸)

حفاظت بیمار (Patient Safety):

برای مراقبت از چشم‌های بیمار در مقابل ذرات و باکتری‌های حاصل از تراش دندان، می‌توان از عینک‌های پلاستیکی محافظ سبک استفاده نمود.

برداشتن نسج دندان (Gross Reduction):

در این مرحله مینای باقیمانده در سطح دندان برداشته می‌شود و به این ترتیب فرم اولیه قسمت فوق لثه‌ای دندان که Retention و Resistance را برای رستوریشن نهایی تأمین می‌سازد، تهیه می‌گردد. در این مرحله همچنین فضای مناسب جهت قرار دادن مواد ترمیمی ایجاد می‌شود.

وسایل موردنیاز:

دندان‌های خلفی: یک فرز تخم مرغی شکل الماسی (Elliptical Diamond)، جهت کوتاه کردن سطح اکلوزال دندان‌های خلفی بکار می‌رود. با استفاده از فرز فوق می‌توان، فرزهای الماسی کوتاه‌تری را برای تراش دیوارهای عمودی دندان به کار برد. با کمک فرزهای تخم‌مرغی شکل می‌توان پهنای مناسبی جهت سطوح اکلوزال ایجاد نمود. با ۲ حرکت مجزا سمت باکال ولینگوال، پهنای سطح

اکلوزال به میزان کافی، کاهش خواهد یافت.

دندان‌های قدامی: با یک فرز تخم‌مرغی شکل الماسی به قطر ۲mm با سرعت و راحتی می‌توان از طول و سطح لینگوال دندان‌های قدامی کاست.

دیوارهای اگزالی.

خلف: بعد از کوتاه ساختن سطح اکلوزال، DEJ نمایان می‌شود و بقایای میانی سطح دندان، دیوارهای عاجی را مشخص می‌سازند. وسیله مناسب جهت تراش دیواره‌های اگزالی در دندان‌های خلفی با یک فرز الماسی Tapered با انتهای گرد (Round Ended) می‌باشد که مینای باقیمانده را بردارد. (۷-۲) و (۷-۳)

در سطوح پاکال ولینگوال، نسج دندان می‌بایست در دو محور مماس و متلاقی برداشته شود. به این ترتیب به‌طور یکنواخت از سطح دندان برداشته شده و سطوح خارجی دندان شکل خواهند گرفت. در سطح پروکسیمال فرز می‌بایست موازی محور طولی دندان نگاه داشته شود. فرز الماسی Tapered، در این صورت جهت (Angle) مناسبی را ایجاد خواهد نمود.

گاهی از اوقات برای تهیه گیر و مقاومت کافی به اصلاح بیشتر دندان نیاز می‌باشد، (Gilboe, Teteruck) همانگونه که در تصویر (۷-۴) مشاهده می‌شود، با تراش صحیح دندان و ساخت یک رستوریشن مناسب، کراون اجازه چرخش نخواهد داشت. چرخش عمودی و تنش‌های دو بعدی در سیمان می‌توانند منجر به لق شدن کراون گردند.

قدام: یک فرز الماسی Tapered ظریف‌تر برای تراش سطوح پروکسیمال و جلوگیری از سایش دندان‌های مجاور، مورد استفاده قرار می‌گیرد. با ایجاد شولدر در سطح لینگوال، گیر خوبی در چهار سطح دندان تأمین خواهد شد. تراش چمفر را می‌توان جایگزین تراش شولدر نمود.

دندانپزشک می‌تواند این مرحله (Gross Reduction) را با سرعت بیشتری انجام دهد تا وقت بیشتری صرف مراحل دیگر نماید.

در صورت استفاده از رستوریشن‌های فلز - سرامیک، در مقایسه با رستوریشن‌های تمام فلز، به تراش بیشتر دندان نیاز می‌باشد تا بتوان شکل و ظاهر مناسبی را برای رستوریشن ایجاد نمود. بنابراین در مناطقی که در زیبایی نقش دارند به تراش و اصلاح بیشتری علاوه بر آن حد که گیر و مقاومت لازم را تأمین کند، نیاز خواهد بود و در این مورد دندانپزشک می‌تواند با اختیار تام عمل کرده و فضای مناسب و کافی جهت پرسن را ایجاد نماید.

در صورتیکه قسمتی از ریشه دندان در بالا نسج لثه قرار گرفته و در معرض دید می‌باشد، نیز تراش مانند آنچه گفته شد انجام می‌گیرد. علی‌رغم آنکه ممکن است لثه در حد GEJ و یا اپیکالی‌تر قرار گرفته باشد، تراش دندان می‌بایست فقط در داخل مینا انجام شود.

بعد از تراش اولیه، از دندان تراش خورده به عنوان یک راهنما جهت تراش سطح ریشه دندان که در بالای لثه قرار گرفته استفاده می‌شود در یک دندان با تاج کلینیکی بلند، ندرتاً با مسئله کمبود گیر و مقاومت مواجه هستیم، اما وجود اندرکات، ردیف نبودن دندان‌های پایه (Misalignment)، باز شدن اطاقک پالپ و تهیه فضای کافی جهت فلز و پرسن از مسائلی هستند که تراش دندان را مشکل می‌سازند. قبل از هرگونه کار ترمیمی عاقلانه است که امکان احتیاج به معالجات اندودنتیک (R.C.T)، با بیمار در میان گذاشته شود. اطمینان پیدا کردن از عدم وجود درد و سالم بودن پالپ و عدم نیاز به معالجات اندودنتیک، اعتماد بیمار را جلب خواهد نمود. در صورتیکه برداشتن بیشتر از دندان ضرورت داشته باشد،

معالجات R.C.T در طرح درمان قرار خواهد گرفت.

مشخص ساختن خط اتمام تراش Establishing Margins

در صورت ختم تراش در بالای لثه، ممکن است در این مرحله به اصلاح سطوح تراش خورده دندان نیاز باشد. خط کشیدن بر روی مارجین، که بین سطح تراش خورده و سطوح دست نخورده دندان قرار می‌گیرد، کارهای لابراتواری بعدی را آسان می‌سازد. مشخص ساختن دقیق مارجین‌ها بر روی دندان و بعداً بر روی کتهای لابراتواری، نشانه دقت بسیار زیاد دندانپزشکی است که همواره بهترین را برای بیمارانش طالب می‌باشد. گاهی اوقات برای بدست آوردن موفقیت و زیبایی بیشتر احتیاج به توسعه تراش به زیر لثه دندان تراش خورده نیز دیده خواهد شد. این مسئله یکی از دلایل آن است که فرزهای الماسی غالباً طوری طراحی می‌شوند که تراش در زیر لثه محدود گردد. به هر حال با داشتن دید مستقیم در جهت افقی و عمودی، بهتر می‌توان وسیله برننده را کنترل نموده و اطمینان از تراش صحیح سلول دندان داشت. به این دلیل در زیر به عواملی اشاره می‌گردد. که برای دید و دسترسی بهتر و کنترل تراش در زیر لثه می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد.

دسترس و کنترل عمق تراش در زیر لثه

۱- در بافت سالم لثه، می‌توان با استفاده از الکتروسرجری، در جهت عمودی و طرفی فضای لازم جهت دید و دسترسی بهتر و حرکت فرز را تهیه نمود. به این ترتیب فضای مناسب برای قرار دادن نخ زیر لثه و یا ماده قالبگیری نیز فراهم می‌گردد.

این مسئله بر مشکل بودن دسترسی به مارجین‌ها پروکسمیالی، تأکید دارد، چون مواد قالبگیری می‌توانند به راحتی توسط انساج لثه‌ای بین دندانی جابجا شوند. این نسوج چون نمی‌توانند به طور

یکنواخت در جهت مزیدوسیتالی جابجا شوند و اکثراً مزاحم سطوح تراش خورده دندان و قالبگیری می‌باشند، در صورت سالم بودن لثه می‌توان قسمتی از آنها را توسط الکتروسرجری حذف نمود. به این ترتیب فضای مورد نیاز مواد قالبگیری در سطوح پروکسمیالی تهیه و کنترل می‌گردد. انساج لثه‌ای در ناحیه باکال ولینگوال غالباً توسط نخ لثه‌ای کنار زده می‌شود.

۲- راه دیگر برای دسترسی بهتر، قرار دادن نخ زیر لثه (Retraction Cord) با کوچکترین سایز (Size 0)، قبل از تراش در عمق شیار لثه‌ای می‌باشد. به این ترتیب نه تنها امکان دید و دسترسی و در نتیجه درصد موفقیت افزایش می‌یابد بلکه از اپیتلیال چسبنده (Epithelial Atto) در برابر وسایل برنده نیز محافظت می‌گردد. نخ زیر لثه به میزان لازم بریده شده و در داخل شیار لثه‌ای قرار می‌گیرد.

احتیاط: فراموش نکنید که نخ را بعد از گرفتن قالب از داخل سالکوس لثه خارج نمائید. حتی اگر نخ به هیچ نوع ساده شیمیایی نیز آغشته نگردیده باشد، کنترل خونریزی راحت‌تر صورت می‌گیرد. نخ‌های آغشته به مواد شیمیایی را نمی‌بایست برای مدت طولانی در داخل شیار لثه باقی‌گذارند. نخ‌های عاری از مواد شیمیایی نیز در صورتی که به مدت طولانی در داخل شیار لثه باقی‌مانند. یک عامل تحریک بیولوژیکی خواهند بود.

توسعه تراش به داخل شیار لثه‌ای، توسط فلز الماسی Tapered با انتهای round و یا square که قطر قسمت انتهایی آن بیش از ۱mm نباشد، انجام می‌گیرد. با وسایل فوق می‌توان به یک تراش صحیح بدون زخمی ساختن لثه دست یافت. فرزهای کار باید (End cutting carbide) نیز به اندازه فرزهای الماسی می‌توانند مفید باشند (۱۹۷۶ Goldstein).

با قرار دادن یک نخ کوچک در انتهای شیار لثه می‌توان محل قرار گرفتن خط اتمام تراش (از

نظر عمق) را کنترل نمود. پهنای دندان در قسمت‌هایی که قبلاً تراش خورده اند راهنمایی برای تعیین عرض دندان، در زیر لثه خواهد بود.

برای تراش دندان‌های خیلی کوچک و همچنین دندان‌هایی که به صورت فشرده به هم (Tipped Teeth) قرار گرفته‌اند، به فرزهای الماسی کوچکتر نیاز می‌باشد. توسعه تراش شولدر به داخل لثه‌ای، در درجه اول به منظور تأمین برای پرس‌ن ملن می‌باشد، همچنین در دندان‌های کوتاه برای افزایش گیر (Retention) نیز به آن احتیاج خواهد بود.

اگر از نظر زیبایی مسئله‌ای وجود ندارد و همچنین نیاز به توسعه پرس‌ن ملن به زیر لثه نمی‌باشد، در این مرحله صرفاً خط اتمام تراش مشخص گردد (Establishing). در صورت استفاده از کولار فلزی، کلینیسین می‌تواند فقط bevel را در زیر لثه قرار دهد. از تراش چمفر عمیق (Deep Chamfer) نیز می‌توان مانند شولدر استفاده نمود. تراش چمفر با عمق کم (Shallow Chamfer) می‌بایست به عنوان یک مارجین فلزی به کار می‌رود. (بعبارت دیگر در صورتی می‌توان از تراش چمفر با عمق کم استفاده کرد که در ناحیه مارجین پرس‌ن ملن قرار نگیرد و صرفاً فلز وجود داشته باشد.)

اصلاح تراش Refinement

هدف از اصلاح یک تراش عبارت است از:

۱- صاف و گرد (Round) کردن کلیه لبه‌ها و زوایای نیز بطوریکه امکان تهیه قالب و تست صحیح و دقیق باشد.

۲- ارزیابی مجدد دیوارهای اغزیالی برای تهیه گیر و مقاومت کافی و حذف اندرکات‌های کوچک.

۳- صاف و یکنواخت نمودن دیواره‌های خشن عاجی.

۴- تیز و مشخص ساختن خط اتمام تراش، چون یک خط اتصال مشخص مابین ناحیه تراش خورده و

نخورده دندان می‌تواند بخوبی بر روی قالب و دای خوانده شود. ۵- اطمینان از وجود فضای کافی جهت پرس‌ن ملن در نواحی حساس (Critical Area).

تراش دیوارهای اغزیالی توسط فرزهای الماسی نرم نظیر فرزهایی که تراش اولیه دندان بوسیله آنها انجام گرفته، اصلاح می‌گردد. دیسک‌های کاغذی و هند پیس با دور کم نیز می‌توانند به همان اندازه کار ساز باشند. مارجین‌ها ممکن است اشکال مختلفی داشته باشند. برای اصلاح تراش مارجین‌های مختلف می‌توان به صورت زیر عمل کرد:

۱- مارجین شولدر، با سرعت آهسته‌تر (حدوداً 50000rpm) صاف می‌گردند. با استفاده از وسایل دستی (۲۲ P.K. Thomas و ۳۰-۳۱ Ferrier) می‌توان منشورهای سست مینایی را برداشته و خط اتمام تراش را مشخص و یکنواخت نمود. مارجین چمفر نیز براحتی توسط فرزهای نرم مناسب اصلاح می‌گردد. برخی از کلینیسین‌ها استفاده از فرزهای کار باید را بر فرزهای الماسی خشن ترجیح می‌دهند.

۲- Bevel نیز توسط وسایل زیر صاف و مشخص می‌گردد:

الف) فرزهای شعله‌ای شکل (Flame Shape) شماره ۲ و ۴

ب) فرزهای شعله‌ای شکل کارباید (ج) وسایل دستی (۳۰-۳۱ Ferrier)

در سال‌های اخیر به اصلاح (Refinement) تراش دیوارهای عمودی دندان با به بازار آمدن مواد ریلیفکننده دای جهت تهیه فضای مناسب برای سیمان، اهمیت کمتری داده شده است و Eames همکارانش (۱۹۷۸) می‌توانستند نشان دهند که چون با استفاده از مواد ریلیفکننده، کستینگ بهتر می‌نشیند، میزان گیر ۲۵٪ افزایش می‌یابد. معمولاً از مواد ریلیفکننده، با ضخامت کم (۵-۲۵ میکرون) استفاده می‌شود. برخی از این مواد خشونت سطحی عاج را که در اثر فرزهای الماسی ایجاد می‌شود کاهش می‌دهند و نیاز به پالیش سطح تراش خورده دندان در

طي مرحله Refinement به حداقل مي‌رسد (البته به غير از ناحيه مارجين‌ها).

محل قرارگيري مارجين Margin Location

همواره پيرامون محل قرار گرفتن مارجين رستوريشن‌هاي خارجي تاجي، بحث و صحبت وجود داشته است. قبلاً مارجين كلييه رستوريشن‌ها به صورت روتين و بدون توجه به نياز بيمار در زير لثه قرار مي‌گرفت. فرزه‌هاي الماسي خاصي طراحي گرديد كه به دندانپزشك امكان تراش در زير لثه بدون داشتن ديد مستقيم مي‌داد. تكنيك‌هاي مختلف قالب‌گيري، مواد مصرفي گوناگون و سيمان‌ها، امكان كار در زير لثه را راحت‌تر ساخته‌اند. البته عدم كنترل كامل لثه ناحيه مارجينال به علت تورم، ادم و خونريزي (با كوچكترين تحريك) باعث شكست در كارهاي ترميمي خواهد شد. البته در اين مسئله عوامل مختلف نظير دندانپزشك، لابراتوار، تكنسين و بيمار نيز دخالت خواهند داشت.

تراش در بالاي لثه و يا در زير لثه

ضرورت استفاده از مارجين زير لثه بوجود يك يا چند مورد از موارد زير منوط مي‌گردد:

- ۱- زيبايي كه در رابطه با خواسته بيمار است.
- ۲- تأمين گير و مقاومت.
- ۳- كنترل عدم انحلال سيمان.
- ۴- پوسيدگي و يا پر كردگي‌هاي قبلي/

۵- نواقص آناتوميكي نظير Errosion
۶- حساسيت ريشه دندان.

۳ مورد آخر را در خيلي از مواقع مي‌توان با درمان‌هاي محافظه كارانه‌تر (Conservative) نظير فلورايتوراپي و با استفاده از مواد ترميمي گوناگون تحت معالجه قرار داد. از آنجائيكه در رستوريشن‌هايي كه مارجين آنها در بالاي لثه قرار دارد. در معرض ديد مي‌باشد، بعيد به نظر مي‌رسد كه مورد پذيرش همه

بيماران قرار گيرد. براي مثال سايدگي سطح فاشيال ريشه دندان فك بالا (در اثر مسواك زدن) كانديد مناسب براي كراون با مارجين فوق لثه‌اي نبوده و بهتر است كه سطوح سايد شده با كامپوزيت رزين ترميم گردد و يا هنگامي كه تعدادي از دندان‌هاي مجاور هم مي‌بايست توسط كراون ترميم شوند، چگونه مي‌توان بيمار را متقاعد ساخت كه برخي از كراون‌ها بايد در بالاي لثه و برخي در زير لثه قرار گيرد. مشكل اصلي در اين قسمت است كه دندانپزشك تمايلي به ذكر اين نکته كه مارجين در بالاي لثه قرار مي‌گيرد، ندارد و از طرف ديگر بيمار نيز به علت ديده شدن مارجين‌ها آن را نمي‌پذيرد. علي‌رغم آنكه در خيلي مواقع قرار گرفتن مواد ترميمي در زير لثه يك تحرك بيولوژيكي مي‌باشد و صرفاً در مواقع خاص مي‌بايست از اين نوع مارجين‌ها استفاده نمود ولي مسئله زيبايي عاملي است كه باعث ارجحيت كاربرد مارجين‌هاي زير لثه‌اي بر مارجين‌هاي فوق لثه‌اي مي‌گردد. اين حقيقت كه بيمار براي رسيدن به زيبايي موردنظر خويش متقبل هزينه مي‌شود، باعث مي‌گردد كه طرح درمان به طريقي صراحي شود كه مارجين‌هاي فلزي، تا آنجايي كه امكان دارد، ديده نشوند.

مارجين‌هاي فوق لثه‌اي بر روي مينا مسئله بيولوژيكي و يا مكانيكي خاص براي اصول تراش دندان كه در قبل به آن اشاره شد اينجا نمي‌كنند. اما در دندان‌هايي كه ريشه آن به علت تحليل لثه نمايان شده است روش درمان به صورت فوق نخواهد بود. سطوح ريشه هيچ وقت نبايستي بدون محافظ در محيط دهان قرار گيرد. چون در صورتيكه توبول‌هاي عاجي به محيط دهان باز گردد، استعداد زيادي براي فراهم ساختن مشكلات بعدي از نظر بيمار (در خانه) و دندانپزشك (در مطب) خواهد داشت. قرار گرفتن مارجين رستوريشن در بالاي لثه از نظر سلامت لثه اهميت زيادي

دارد. ولی همانطور که در قبل نیز گفته شد زیبایی خیلی از اوقات مسائل دیگر را تحت الشعاع قرار می‌دهد و به همین دلیل است که یک بررسی سطحی از دندان‌هایی که توسط رستوریشن‌های فلز - سرامیک ترمیم شده‌اند، نشان می‌دهد که در اکثریت آنها مارجین‌ها در زیر لثه قرار دارد نه در بالای لثه! بهرحال توجه به نکات زیر حائز اهمیت خواهد بود:

۱- مارجین‌های بالای لثه‌ای بر روی ریشه دندان، امکان بیشترین میزان دسترسی را برای بیمار و دندانپزشک فراهم می‌سازد. در چنین رستوریشن‌هایی با استفاده از مسواک به سطوح باکال، لبیال و سطح محدب لینگوال دسترسی پیدا نمود. به کمک مواد پرکننده ساده می‌توان نواحی ساییده شده سطح ریشه را نیز ترمیم نمود. در صورتی که نمی‌توان از بیمار انتظار داشت که بهداشت دهان را به خوبی مراعات نماید، تضمینی برای طول عمر رستوریشن‌های فوق وجود نخواهد داشت ولی آیا منصفانه است که علت شکست کار را تماماً متوجه بیمار نماییم؟

۲- کمترین سطوح نمایان و قابل دسترسی ریشه (برای بیمار و دندانپزشک)، می‌بایست توسط مواد پرکننده پوشانده شوند. به عبارت دیگر نواحی نظیر تقعرهای اگزیمالی، سطوح پروکسیمال، نواحی انشعاب ریشه‌ها و سطوح باکال و لینگوال که دسترسی به آنها مشکل است، مراقبت از آنها مشکل و نیازمند مراحل پیچیده می‌باشد، لذا با استفاده مواد ترمیمی مناسب، نواحی فوق را می‌توان پوشانید. تقعرهای سطح ریشه محل تجمع پلاک میکروبی می‌باشد و در بهداشت کامل دهان مداخله می‌کند (Sher, Vermino, ۱۹۸۱). همچنین مطالعاتی که توسط Townsend (۱۹۸۲) انجام گرفت به‌طور مشخص نشان داده که، تقعر اگزیمالی رستوریشن‌ها بویژه در سطوح پروکسیمال همواره در محل تجمع پلاک باکتریال می‌باشد. به همین

دلیل در خیلی از اوقات بیمار می‌بایست در برداشتن پلاک‌های میکروبی و حفظ بهداشت دهان کوشش زیاد مبذول دارد چون جدي نگرفتن کنترل پلاک ممکن است برای یک بیمار مستعد، مشکلاتی را ایجاد نماید. به عبارت دیگر با قرار دادن مارجین رستوریشن در بالای لثه، تحریک بافت‌های پریودونتال به حداقل می‌رسد ولی ریسک پوسیدگی ریشه و Leakage در ناحیه مارجینال وجود خواهد داشت. درست است که ترمیم کارهای بزرگ پروتز ثابت مشکل می‌باشد ولی خیلی از مواقع ساخت مجدد آنها امکان ندارد مگر مسئله بسیار حادی وجود داشته باشد و با مشکلات اقتصادی نیز مواجه نباشیم. بهرحال در صورتیکه با رستوریشن بعد از مدت محدودی در دهان با شکست روبه‌رو شود، کار دندانپزشکی قابل قبول دیگری مورد نیاز خواهد بود.

تحقیقات و مشاهدات کلینیکی نشان می‌دهند که یک رستوریشن با مارجین‌های سیمان شده نیز قادر خواهد بود که دهان را کاملاً Seal کند. (این مسئله در کارهای چند واحدی که به یکدیگر متصل هستند می‌تواند فاجعه‌آمیز باشد).

Eames معتقد است که یک آزمایش کلینیکی ۲۴ ساعته برای تعیین میزان حلالیت سیمان زنیك فسفات کافی نمی‌باشد، چون میزان حلالیت سیمان بعد از طی زمان کوتاه کاهش می‌یابد. به عبارت دیگر به نظر می‌رسد که سیمان با محیط اطراف خود به تعادل می‌رسد. از این مقدمه می‌توان اینگونه برداشت کرد که نسبت (rate) و میزان (Volume) مایعاتی که در مجاور سیمان می‌باشند، می‌توانند تغییراتی در محیط داده و حلالیت سیمان را افزایش دهند. از مشاهدات کلینیکی نیز می‌توان نتیجه گرفت که مارجین‌های زیر لثه‌ای، علیرغم باز بود نشان می‌توانند برای مدتی در برابر شسته شدن سیمان مقاومت کنند. همچنین تجربیات کلینیکی نشان می‌دهند که محلول‌های شستشو

می‌توانند علی‌رغم عالی بودن مارجین‌ها، باعث افزایش حلالیت سیمان شوند.

در رابطه با محل قرار گرفتن مارجین رستوریشن، گفتگویی با دکتر Gerald M. Keramer انجام گرفته است که در زیر به قسمت‌هایی از آن اشاره می‌گردد:

۱- محل قرار گرفتن مارجین رستوریشن تابع سه عامل زیر می‌باشد:

الف) زیبایی. (Esthetic)

ب) پوسیدگی و یا حساسیت دندان. (Caries or Hypersensitive)

ج) استعداد ایجاد التهاب. (The Inflammatory Potential)

۲ عامل اول که مشخص است ولی عامل سوم می‌تواند مسئله‌ساز باشد چون عکس‌العمل بدن هر شخص (میزان آنتی‌کوره‌های مترشح در برابر عوامل مهاجم) وابسته می‌باشد. به همین دلیل در افراد مخلف در برابر محل قرار گرفتن مارجین‌های رستوریشن، عکس‌العمل‌های مختلفی مشاهده می‌گردد. همچنین سرعت تشکیل پلاک در دهان افراد و اینکه توانایی بیمار در حذف پلاک میکروبی به چه میزان است نیز به مسئله فوق مربوط می‌باشد.

۲- کلیه تحقیقات (Silence, Waerhaug, ...) بدون استثناء نشان می‌دهند که مارجین زیر لثه یک محرک به شمار می‌آید و سطوح طبیعی دندان (سمتوم، عاج و مینا) به مواد خارجی ارجحیت دارند.

۳- مطالب فوق صحیح می‌باشد ولی برای کار کردن، راهنمای یک کلینیسیست چه خواهد بود؟ به عقیده نویسنده (Miller) در همه وقت می‌بایست از مارجین‌های فوق لثه‌ای استفاده نمود مگر آنکه مشکلاتی نظیر زیبایی، پوسیدگی، سایش سطوح دندان (Errosion) و یا نواقص آناتومیکی و ... وجود داشته باشد. منظور از فوق و یا بالای لثه (Supragingival) عبارت است از لبه لثه (At the gingival Margin) تا ۲-۳mm به طرف تاج دندان. این نوع مارجین به لثه و شیار لثه اجازه می‌دهد که در برابر نسوج طبیعی دندان باقیمانده و بطور

منظم تمیز گردد، بدون آنکه مارجین رستوریشن در این مسئله مداخله نماید. همچنین نگهداری مارجین‌های بالای لثه‌ای راحت‌تر از مارجین‌های زیر لثه می‌باشد. اگر پوسیدگی در حد واسط مارجین رستوریشن و لبه لثه وجود آید، تشخیص و ترمیم آن آسان‌تر صورت می‌گیرد. Miller می‌گوید: «من به شخصه معتقد نیستم که در صورت استفاده از مارجین‌های بالای لثه‌ای پوسیدگی به میزان بیشتری ایجاد می‌گردد. وقتی که بیشتر نسج دندان توسط رستوریشن پوشیده می‌شود به این معنی نیست که قسمتی از نسج دندان که در زیر مارجین (داخل ساکلوس) قرار گرفته پوسیده نمی‌شود، ما این حقیقت را می‌دانیم که پلاک‌های باکتریال در زیر لثه (داخل شیار لثه‌ای) کولونیزه شده و باعث پوسیدگی و بیماری‌های پریودونتال می‌گردند. من معتقد نیستم که با پوشاندن ریشه دندان می‌توان از ایجاد پوسیدگی ممانعت کرد، شاید دقیقاً عکس قضیه صادق باشد!»

۴- مسئله مهم این است که در چه مواقعی باید مارجین‌ها را در زیر لثه قرار داد؟ در صورتیکه بعد از ارزیابی شرایط موجود به این نتیجه رسیدیم که بهتر است مارجین در زیر لثه قرار گیرد، در اینصورت حداقل مارجین را می‌بایست در زیر لثه قرار داد، بدون آنکه در طی تراش، قرار دادن نخ لثه‌ای، سیمان کردن و ... به لثه صدمه‌ای وارد گردد.

دندانپزشکی ترمیمی در سال‌های اخیر پیشرفت زیادی کرده است ولی با اینحال دانش و مهارت ما در بسیاری از اوقات جوابگویی خواسته بیمار را نخواهد بود. دنیای تبلیغات و تجملات امروزه باعث گردیده که تأمین خواسته‌های زیبایی بیمار با رستوریشن‌های Cast Metal تأمین نشود. خیلی از اوقات بیمار لبه‌ها و گونه‌های خویش را با نیروی زیاد به طرفین می‌کشد تا نشان بدهد که مارجین‌های فلزی رستوریشن دندان او دیده

می‌شوند. بسیاری از بیماران در جستجوی راهی برای تصحیح کارهای انجام گرفته برای آنها و داشتن دندان‌های سفید یک‌دست می‌باشند. در اکثر اوقات توجه دندانپزشک معطوف به دادن یک سرویس خواب و صحیح. راحتی فانکشنال و افزایش طول عمر رستوریشن‌های بیمار می‌باشد در حالیکه ذهن بیمار در اکثر اوقات متوجه این مسئله است که جوانی او حفظ گردد. به هر حال آموزش بیمار و ارتباط با او در به حداقل رساندن مشکلات آینده بسیار مثمر ثمر می‌باشد.

فصل هشتم Castability

تعریف و اهمیت

M. Martignony وجود خصوصیات زیر را برای هر بازه سازه ریختگی ضروری می‌داند:

(۱) کانتور و آناتومی دندان را بازسازی کند.

(۲) در محل تلاقی پروتز و بافت زنده تداخل نامعقولي دیده نشود و ممکن اعمال گردد.

(۳) هنگام مجاورت با بافت‌های پرپودنشیوم به آنها صدمه‌ای نزنند و در صورت لزوم، ارتباط دندان و انساج نگاهدارنده‌اش را تثبیت کند.

(۴) کارکرد طبیعی دندان را به آن بازگرداند.

(۵) زیبایی از دست رفته را به آن ناحیه بازگرداند.

(۶) حفظ و نگاهداری آن دشوارتر از دندان طبیعی نباشد.

(۷) طول عمر بازسازه در دهان معادل دندان طبیعی باشد و موجب از دست رفتن سریع‌تر دندان روکش شده نشود.

جدا از زیبایی و کارآیی، مابقی خصوصیات ایده‌آل یک روکش، در گرو تأمین دو فاکتور اساسی می‌باشد:

(۱) کانتور صحیح

(۲) دقت در تطابق مارجین‌ها (Marginal seal). از آنجا که castability از مهمترین عوامل مؤثر بر margin می‌باشد، اهمیت و ارزش فوق‌العاده‌ای می‌یابد.

به عبارت دیگر با وجود فاکتورهای گوناگونی که هنگام انتخاب یک آلیاژ برای ریختگی‌های دندانپزشکی باید در نظر داشت، Castability از الویت و اهمیت فوق‌العاده‌ای برخوردار است. در واقع از یکی فاکتورهای اساسی در موفقیت بازسازی متال - سرامیک، Castability آلیاژ است. Castability ناقص می‌تواند مارجین‌های کوتاه ایجاد کند که باز بودن مارجین‌ها را به دنبال خواهد داشت (marginal opening). Casting ناقص مارجین‌ها عود پوسیدگی و التهاب پالپ و یا حتی درگیری پرپودن نشیم را موجب می‌شود، که چنین

وقایعی شکست درمان‌های پروتز را به همراه دارد.

از نظر تکنیکی، Castability توانایی مجموعه عوامل ریخته‌گری برای بازسازی الگوی مومی می‌باشد، یا عبارت است از توانایی آلیاژ برای بازسازی صادقانه و دقیق جزئیات ظریف و مارجین‌های نازک الگوی مومی. در قسمت‌های بعدی، ضمن ارائه تاریخچه و روش‌های اندازه‌گیری، بیشتر با مفهوم Castability آشنا خواهیم شد.

روش‌های ارزیابی

Castability تحت تأثیر وجوه گوناگونی از کل سیستم Casting قرار می‌گیرد، به گونه‌ای ترکیبات آلیاژ، وزن مخصوص، دمای Casting، استفاده مجدد از آلیاژهای مصرف شده قبلی که ممکن است در ترکیبات آنها تغییراتی پدید آمده باشد، همگی در آن دخیل هستند. از طرف دیگر نوع investment، دمای mold نوع ماشین casting و محل قرار گرفتن اسپرونیاز از اهمیت بسیاری برخوردار است. همچنین موقعیت قرار گرفتن الگوی مومی در سیلندر و نسبت حجم به سطح نمونه و جهت وارد شدن نیروهای casting، همگی تأثیرات اساسی در Castability آلیاژ دارند، بنابراین باید توجه داشت که Castability یک خاصیت ذاتی منحصر به آلیاژ نیست، بلکه ترکیبی پیچیده از وجود گوناگون کل سیستم Casting است. لذا تلاش برای اندازه‌گیری آن به عنوان خاصیتی منحصر و محدود به آلیاژ ریختگی، محکوم به شکست است. در واقع باید سعی کرد با جداسازی فاکتورهای گوناگون مؤثر بر Castability، ضمن ثابت نگه داشتن تمامی آنها، تنها به بررسی تأثیر یکی از آنها پرداخت. از دیگر مشکلات عمده در ارزیابی Castability، کمیت‌سازی اطلاعاتی است که از تست‌های آزمایشگاهی بدست آمده‌اند.

برای اندازه‌گیری Castability، شیوه‌های گوناگونی با درجات مختلفی از دقت مورد استفاده

simulation بقدری ایده آل هستند که نمی‌توانند منعکس‌کننده کامل واقعیات باشند، اما الگوهای روش replica بازسازی ساختمان پروتز (restoration) روی die های ساخته شده از تراش حقیقی بر دندان واقعی یا typodont می‌باشند و می‌توانند به نمونه‌های زیر اشاره نمود: (Naylor ۱۹۸۸، R.Harris ۱۹۴۴ و Ian R.Harris ۱۹۵۵) نیلور در سال ۱۹۸۸ از روش replica استفاده نمود که در آن، مراحل کار مشابه آنچه در عمل روی می‌دهند، بازسازی می‌شود. وی پس از انتخاب یک دنتیک سانترال فک بالا، تراش شولدر را ابتدا با توربین و توسط دست انجام داد، سپس تراش ناحیه bevel را زیر میکروسکوپ (جهت تأمین دقت لازم) تکمیل نمود. آنگاه از دنتیک تراش خورده قالبگیری کرد و سپس با ریخته‌گری قالب مزبور، یک نمونه فلزی تهیه شده که به عنوان die اصلی (Meta Master Die) مورد استفاده قرار گرفت. در مرحله بعد از دای فلزی حاصل قالبگیری کرده، قالب‌ها با گچ سخت دندانپزشکی ریخته شدند سپس مراحل investing, spruing, burn out, wax up و casting با آلیاژهای انتخابی و همچنین گچ‌های investment موردنظر روی die های گچی یکسان انجام شد. با اندازه‌گیری طول ناحیه bevel در روکش‌ها و مقایسه آن با طول bevel همان ناحیه بر روی دندان درصد castability هر آلیاژ با گچ مخصوص محاسبه نموده و از این طریق موفق شد تا نتایجی نسبتاً واقعی و مبتنی بر حقیقت بدست آورد.

تحقیق وی دارای نکات مثبت فراوانی است. وجود پنج آلیاژ از سیستم‌های گوناگون و استفاده از نوع گچ investment در واقع ده جفت آلیاژ - گچ پدیده می‌آورد که اطلاعات سودمندی را فراهم می‌کند. روش و مراحل تحقیق در شیوه replica دقیقاً منطبق بر مراحل عمل در تهیه یک روکش واقعی می‌باشد و طبیعتاً نتایج آن کاملاً تعمیم به نظر می‌رسد.

قرار گرفته‌اند. تمامی این روش‌ها به رغم تفاوت‌های ظاهری براساس تهیه مدل‌هایی با اشکال مختلف از موم و تلاش برای ریخته‌گری آنها با فلز تنظیم شده‌اند و بطور کلی آنها را می‌توان به سه گروه تقسیم کرد:

(۱) Abstract Test: مدل‌هایی که از شکل دندان تبعیت نمی‌کنند در این گروه جای می‌گیرند. در این روش Castability براساس توانایی آلیاژ در بازسازی دقیق و کامل نمونه ارزیابی می‌شود. از جمله نمونه‌های مورد استفاده در این شیوه می‌توان مارپیچ‌ها (Asgar 1973)، نعلبکی (Asgar & Arfaei 1975)، گروه (Baretol 1980)، توری (Pressewood 1983)، Hinmann & Withlock Hirano 1980، Kaminski 1985) فیلمان (Dewald, Vincent 1977 Meyers & Cruickshanks, Thomson 1982, Howard 1980, 1979) Boyd-1982 و صفحه تخت دایره‌ای شکل (۱۹۷۶ BS ۳۳۶۶) و استوانه (۱۹۶۶) (Nielson ۱۹۷۷، Preston ۱۹۷۷، Ingersoll) را نام برد.

(۲) Simulation Test: مهمترین محدودیت شیوه abstract عدم توانایی آن در اندازه‌گیری توأم Fitness و castability می‌باشد. این مشکل با استفاده از die های فلزی شبیه به شکل دندان که به وسیله ماشین تراش داده می‌شوند، برطرف شده است. با وجود اینکه نوع دندان و تراش انتخاب شده و زاویه تقارب در انواع مختلف این روش متفاوت است، اما غالب این مطالعات، castability را تحت عنوان casting accuracy و Fitness متعاقب آن بررسی می‌کنند. از این گروه می‌توان به تحقیقات زیر اشاره کرد: Brockhurst ۱۹۸۳، Werreti ۱۹۸۹، Eames & Mcnamare ۱۹۷۸، Duke & Bessing ۱۹۸۶، ۱۹۸۳، G.vermilyea.

(۳) Replica Test: علی‌رغم سهولت اجرای شیوه abstract و سادگی آماده‌سازی نمونه‌ها در روش simulation، هیچیک از این روش‌ها مراحل حقیقی بیه‌کارگیری و استفاده از آلیاژهای ریخته‌گری را بازسازی نمی‌کند. زیرا الگوهای abstract از لحاظ ژئومتری، ضخامت و وضعیت سطحی (surface texture) با دندان‌های تراش خورده تفاوت بسیاری دارند. از طرف دیگر نمونه‌های

و توصیف این پدیده و عوامل مؤثر بر آن داشته‌اند.

عوامل مؤثر بر Castability

تعداد و اکثراً غیرقابل کنترل بودن عوامل مؤثر در castability یکی از مشکلات عمده تمام روش‌های ارزیابی castability، خصوصاً در مورد آلیاژهای متال - سرامیک است. در واقع هر یک از روش‌های اندازه‌گیری تنها قادر به مقایسه castability آلیاژهای موردنظر در همان آزمایش و همان شرایط تحقیقاتی است و نمی‌تواند یک اندازه‌گیری جامع و قابل تعمیم محسوب شود. تا امروز تحقیقات متعددی در مورد تأثیر عوامل گوناگون بر castability انجام گرفته است که در زیر به بعضی از آنها اشاره می‌کنیم:

تأثیر burnout (R.M.Jarvis 1984)، ژئومتری (P.F.Vincent 1977)، ماشین‌های ریختگی (Asgar 1985) سیستم casting (Hirano 1987)، ترکیب آلیاژ (Okuno 1989 Presswood 1983 Vincent 1977، Howard 1980، دنسیتی (Vincent 1977)، کشش سطحی (Henning 1972)، دمای ریختگی (casting temperature) (casting temperature) (Hirano 1987 Myers & Cruickshank 1985)، recano، (Myers & Cruickshank 1985 Hirano 1987) Hinman Boyd کردن آلیاژ (Kaminski، 1985) دانه‌های investment (Barreto 1980) و دمای (Cruickshank-Byoyd Myers & 1982، Thomson 1982)، ماشین‌های ریختگی (McNamare Eames & 1978، Henning 1972) موقعیت الگوی مومی نسبت به جهت چرخش (De Wald 1979)، نسبت سطح به حجم (Asgar 1977)، کیفیت (G.Vermilyea، investment (1983)، تأثیر بریلیوم (P. O'Conner 1996)، ژئومتری (J.M.Brown، 1982)، تورچ و ماشین‌های القایی (E.J.Sutow 1983)، دمای مولد آلیاژ و recast کردن (G. Presswood 1983)، محل و چگونگی اتصال اسپرو (R.G.Verrett، 1989)، تأثیر vent، ضخامت اسپرو و ضخامت گچ در بالای mold (Thomas، 1980)، تأثیر چگونگی طراحی اسپرو (H.M.Young 1987، Rigger 1986) مورد بررسی قرار گرفته است.

در هر حال می‌توان عوامل مؤثر بر castability را به دو گروه عمده تقسیم نمود:

- (۱) فاکتورهای لابراتوری
- (۲) فاکتورهای کلینیکی

اما در کنار این نکات مثبت چند نکته مبهم نیز به چشم می‌خورد. Naylor به چگونگی کنترل مراحل قالبگیری از دای فلزی و همچنین هنگام ریختن die‌های گچی اشاره نکرده است و در واقع تأثیر مسلم تغییرات ناشی از قالبگیری و ریختن گچ را نادیده انگاشته است. به عبارت بهتر، جهت دستیابی به نتایج دقیق چنین متغیرهای مداخله‌گری یا اصولاً باید حذف و یا کنترل شوند که وضعیت متغیرهای مزبور در تحقیق نیلوفر نامشخص است.

هرچند تحقیق در مورد castability، به دلیل وجود عوامل متعدد و گوناگون مؤثر که گاه به صورت مداخله‌گرایی غیرقابل کنترل حضور می‌یابند دشواری‌های بسیاری دارد، اما هر پروژه تحقیقاتی می‌تواند با تمرکز بر یکی از این جنبه‌ها و وجود متعدد سیستم casting، به نتایج مطمئن و قابل اعتماد در مورد همان مقوله دست یابد.

هر روش اندازه‌گیری castability باید دارای خصوصیات زیر باشد:

(۱) مراحل کار به گونه‌ای باشد که بتوان توانایی آلیاژ برای پر کردن mold را اندازه‌گیری کرد. (۲) روش مورد استفاده از تجهیزات، تسهیلات و مواد، عموماً در صنایع مربوط به دندانپزشکی موجود باشد.

(۳) شرایط آزمایشگاهی بتواند شرایط موجود در لابراتوارهای پروتزهای دندانی را بازسازی نماید.

(۴) الگو و mold براحتی ساخته شود.

(۵) مراحل ارزیابی casting براحتی قابل انجام شد و نیازمند تجهیزات و ابزار پیچیده نباشد.

(۶) روش مورد استفاده نسبت به مواد، دما و سایر متغیرهای مؤثر در castability حساس باشد.

به هر صورت دانش امروز در مورد castability و روش‌های ارزیابی آن مدیون تلاش و تحقیق بسیاری از متخصصین و پژوهشگران است که هر یک به نوبه خود سهمی در تبیین

۳) فاکتورهای لابراتواری
موفقیت در ساخت یک بازسازه
متال - سرامیک، نیازمند
دستیابی به کیفیت مطلوب casting
است تا، پروتز موردنظر بخوبی
در محل دقیق خود بنشیند و
تطابق کافی داشته باشد. (fitness).
همچنین رستوریشن ساخته شده
تمام ظرایف و جزئیات الگوی
مومی را بازسازی می‌کند. (casability)
اگر از این دو ویژگی تأمین
نشود، سایر خصوصیات مطلوب
(زیبایی، باند قوی با پرسن و
سایر خصوصیات فیزیکی سیستم
متال سرامیک) به خطر خواهد
افتاد. دستیابی به castability مناسب
نیامند دقت در مراحل wax up
(ساخت الگوی مومی)،
اسپروگذاری، burn out, investing و casting
است.

: Wax up

کلیه محققین معتقدند کیفیت
رستوریشن در انتهای کار، به
تکنولوژی ریختگی (casting) وابسته
است. در واقع موفقیت رستوریشن
به نوع investing، خصوصیات انبساطی
آن، نوع آلیاژ و خصوصیات
انقباضی آن و توانایی investing در
بازسازی ظرایف الگوی مومی
بستگی دارد. در حقیقت عمل casting
چیزی جز تبدیل الگوی مومی به
فلز نمی‌باشد. مسلماً دقت مراحل
casting در دستیابی به نتایج
موفقیت‌آمیز اهمیت غیرقابل
انکاری دارند، اما قضاوت در
این مورد تنها هنگامی
امکان‌پذیر است که الگوی مومی
تمام خصوصیات لازم و ضروری را
(قبل از cast شدن) دارا باشد. در
مورد الگوی مومی، گذشته از
شرایط ضروری موم (نظیر ثبات
مناسب ابعادی، توانایی بازسازی
جزئیات و ظرایف، فقدان مواد
زائید پس از مراحل حذف موم و
شکل‌پذیری و کاربرد آسان)
چگونگی فرم دادن (صحت الگوی
مومی) نیز اهمیت ویژه‌ای دارد.
باید توجه داشت که کیفیت
مارجینال سیل بدست آمده در
الگوی مومی، گذشته از تکنولوژی
و مسائل اقتصادی به شکل

آناتومیک نیز بستگی دارد. هدف
نهایی از casting، کپی‌برداری الگوی
مومی به گونه‌ای است که حداکثر
نزدیکی و بیشترین دقت را داشته
باشد. از آنجا که تنها مرجع
برای casting، الگوی مومی اولیه
است بنابراین چگونگی ارتباط
casting نهایی با die و در نهایت
دندان تراش خورده، کاملاً وابسته
به ارتباطی است که پیش از
الگوی مومی با die داشته است.
عقیده مومی بر این است که برای
به حداقل رساندن تغییرات و
تخریب‌های ناخواسته در الگوی
مومی باید الگو را در حداقل
زمان ممکن، پس از برداشتن از
روی دای، Cas کرد. از آنجایی که
سیستم‌های تکنولوژیک بارها
آزموده شده، تکمیل گردیده و به
صورت استاندارد، ارائه شده‌اند،
تنها را افزایش دقت الگوی
مومی، بالا بردن مهارت تکنسین‌ها
پیش از اقدام به تبدیل الگوی
مومی به فلز می‌باشد.

: Spruing

اسپرو، کانال یا مسیری را مهیا
می‌سازد که از طریق آن، آلیاژ
مذاب به الگوی مومی می‌رسد.
اسپروگذاری هنری است که هنوز
بخوبی اهمیت آن روشن نشده و یا
دقیق به اجرا گذارده نمی‌شود.
پیش از آنکه نسبت به ریختن گچ
درون سیلندر اقدام کنیم، طراحی
و انتخاب روش اسپروگذاری باید
انجام شده باشد. در مورد هر
مدل مومی باید از طریق بررسی و
تحلیل، روش مناسب اسپروگذاری
را انتخاب کرد. اسپروگذاری به
دو روش مستقیم و غیرمستقیم
انجام می‌شود، در روش مستقیم،
آلیاژ مذاب مستقیماً از بوتله
وارد فضای الگوی مومی در داخل
سیلندر می‌شود. در واقع اسپرو
از یک طرف به ضخیم‌ترین ناحیه
الگو متصل می‌شود و از طرف دیگر
به انتهای سیلندر متصل است.
این روش در ساخت روکش‌های تک
واحدی یا الگوهای کوچک چند
واحدی به کار می‌رود. نسبت به
روش غیرمستقیم ساده‌تر است و
سرعت عمل بیشتری دارد. اما

ایراد عمده آنها ایجاد تخلخل در ناحیه اتصال اسپرو به رستوریشن است که اکثراً در اثر پدیده suck-back ایجاد می‌شود. در روش غیرمستقیم آلیاژ مذاب پیش از رسیدن به فضای الگویی مومی، مسیر نسبتاً طولانی و پرپیچ و خمی را طی می‌کند. در این روش مواد مذاب، ابتدا به اسپروهای یا (reservoir connector) ۶ تا ۸ گج وارد می‌شوند. سپس به اسپروهای former با گج بالاتر وارد می‌شوند و از طریق همین اسپروها به فضای mold راه می‌یابند.

در مورد اینکه بهتر است روکش‌های تک واحدی را با یک اسپروی مستقیم، سیلندرگذاری کرد یا اینکه چند روکش را با هم و از طریق غیرمستقیم، نظرات مختلفی وجود دارد. ظاهراً casting روش غیرمستقیم مطمئن‌تر و قابل پیش‌بینی‌تر است.

جهت استاندارد کردن اسپروگذاری در تحقیقات و سایر واقع مورد نیاز می‌توان از اسپروهای پیش ساخته استفاده کرد. این اسپروها احتمال بروز خطا در طراحی اسپرو و محل reservoir را کاهش می‌دهد. مطالعات انجام شده توسط Sturdevant و Asgar در سال ۱۹۵۹ نشان داد نه تنها سایز اسپرو، بلکه نوع، شکل، موقعیت و جهت آن در کیفیت و بهبود دقت casting مؤثر است. مطالعات اخیر نیز تأثیری بر این مدعاست. محل اتصال اسپرو به‌طور ایده‌آل باید در ضخیم‌ترین ناحیه الگویی مومی باشد، تا مواد مذاب بتوانند از نواحی ضخیم به نواحی ظریف و نازک جریان یابند. در مورد روکش‌های ظریف قدیمی، این عمل چندان منطقی نیست و بهتر است اسپرو به قسمت میانی لبه اینسایزال متصل شود. برای اینکه آلیاژ به فضای الگویی مومی راه پیدا کند، اسپرو باید ضخامت مناسبی داشته باشد (هرچه گج اسپرو بالاتر باشد، ضخامت آن کمتر است). به هر حال این وظیفه تکنیسین است که با بررسی

دقیق الگویی مومی و ارزیابی نکات منحصر به فرد طراحی هر روکش ضخامت اسپرو را تعیین نماید. باید توجه داشت در روش غیرمستقیم که چندین الگو در اندازه‌های مختلف همزمان سیلندرگذاری می‌شوند، قطر reservoir باید معادل یا بزرگتر از حجیم‌ترین قسمت بزرگترین الگو باشد. این امر در مورد پونتیک‌ها و مولرهای بزرگ اهمیت خاص دارد. طول اسپرو باید به اندازه‌ای باشد که الگویی مومی در مرکز حرارتی سیلندر قرار نگیرد. بنابراین طول دقیق اسپرو براساس نوع و اندازه سیلندر متفاوت است. در سیستم غیرمستقیم، reservoir باید دقیقاً در مرکز حرارتی سیلندر قرار بگیرد. به این ترتیب آخرین بخشی که پس از casting منجمد می‌شود reservoir است و چون انجماد الگویی اصلی پیش از آن صورت گرفته است، solidification shrinkage این ناحیه موجب بروز تخلخل در رستوریشن نخواهد شد.

در مورد آلیاژهای بیس قطر اسپرو نسبت به آلیاژهای گران بیشتر و طول آن کمتر است، زیرا آلیاژهای بیس density کمتری دارند و تفاوت دمایی آلیاژ مذاب و investment هم در آنها بیشتر است. الزاماً اسپرو به ضخیم‌ترین ناحیه الگو با زاویه مناسب متصل می‌شود. هنگام اتصال زاویه ۹۰° یا حاده مورد قبول نیست، زیرا جریان توبولانت ایجاد می‌نماید. الگو باید طوری داخل سیلندر قرار گیرد که نیروهای سانتریفوژ و شتاب‌دهنده، موجب سیلان مواد مذاب به سمت ظریف‌ترین نواحی (مثل مارجینا) گردند. برای این منظور باید مارجین‌ها را به لبه‌های کناری سیلندر نزدیک کرد. باریک نمودن سراسپرو و در محل اتصال به الگویی مومی باعث می‌شود آلیاژهای دارای density کمتر (basemetals) با سرعت بیشتری ایجاد حرکت کنند و casting بهتری ایجاد می‌شود. به علاوه اسپروهایی که در محل اتصال باریک می‌شوند تا

نمود. رقیق کردن مایع مخصوص با آب مقطر می‌تواند میزان انبساط را کاهش دهد. این نوع investment ها برای آلیاژهای متال - سرامیک با base طلا به کار می‌روند.

ب) investment های فسفاتة فاقد کربن:

این investment ها را به واسطه رنگ سفیدشان (قبل و بعد از mixing) می‌توان برآحتی شناسایی کرد. این گچ‌ها به علت احتمال تداخل (interaction) کربن با عناصر نیکل، کبالات و پالادیوم ابداع شده‌اند. عناصر مزبور به خصوص کربن، باعث تولید کاربیدها و ایجاد تخلخل در casting می‌شوند. گرچه بسیاری از تولیدکنندگان investment های حاوی کربن معتقدند که اگر الگوی مومی به روش صحیح حذف شود و تنظیم شعله تورچ نیز صحیح باشد هیچ کربنی بعد از heat soaking در دمای زیاد باقی نخواهد ماند، با این وجود استفاده از investment های فاقد کربن در دمای زیاد (burn out (۱۶۰۰F)، روش مطمئن‌تری است. Investment های فاقد کربن نظیر انواع کربن‌دار، سطوح متخلخلی ایجاد می‌کنند، مگر چند نمونه خاص نظیر Vestrafine یا Cerafine که سطح بسیار صافی ایجاد کرده، زمان کارکرد مطلوبی دارند.

بسیاری از مشکلات همراه با کاربرد فلزات در حقیقت ممکن است ناشی از investment باشد. Roughness زیاد casting هنگام استفاده از یک investment خاص ممکن است با تغییر investment کاهش یابد. بسیاری از سازندگان آلیاژهای ریختگی مدعی هستند که آلیاژ آنها با هر نوع investment موجود در بازار، casting مطلوبی ایجاد می‌کند. این امر همیشه صادق نیست و مطالعات نشان داده‌اند که جفت‌های alloy-investment گوناگون می‌توانند نتایج حاصل از مطالعه را تحت تأثیر قرار دهند (Baretto ، Teteruck & Mumford 1960 ، Hinman 1985 ، Naylor 1990 ، 1986). بنابراین این باید به تداخل عمل بین آلیاژ و investment توجه

حدودی نقش reservoir را تکمیل می‌نمایند و تخلخل ناشی از suck-back را کاهش می‌دهند. با این وجود Verrett اعتقاد دارد که اسپروهای مستقیم (constricted taper)، castability بهتر و تخلخل کمتری را ایجاد می‌کنند.

در شکل زیر انواع گوناگون اتصال اسپرو به الگوی مومی دیده می‌شود.

طراحی اسپرو توسط Rousseau نوع متفاوتی از اسپروهای غیرمستقیم است. وی معتقد است، استفاده از اسپروهای runner منحنی (nurved runner bar)، castability بهتری ایجاد می‌کند. از لحاظ تئوری barهای منحنی، جریان‌های توربولانت را به حداقل می‌رسانند باعث می‌شوند که فلز مذاب به سهولت جریان یافته، نیروهای حاصل از فشار می‌شود. Martignoni و همکارانش مطالعات گسترده‌ای در این زمینه انجام داده‌اند.

نقطه ذوب بالای آلیاژهای متال - سرامیک باعث می‌شود که گچ‌های gypsum bonded برای این منظور غیرقابل استفاده گردند. بنابراین ضروری است از گچ‌های phosphate-bonded یا silica-bonded استفاده نماییم. دو نوع investment های فسفاته موجود (کربن‌دار و بدون کربن) بیش از investment های silica-bonded در پروتز ثابت مورد استفاده هستند.

الف) investment های فسفاتة حاوی کربن:

اقسام گوناگونی از این نوع در دسترس می‌باشد. این investment حتی بعد از burn out نیز به رنگ خاکستری تیره دیده می‌شوند و این امر به علت وجود کربن است. به علت اضافه شدن کربن، جدا کردن casting از investment ساده‌تر است. غالب سیستم‌های فسفاته بجای آب مقطر به مایع مخصوصی برای setting نیاز دارند. اگر این مایع به صورت خالص مصرف شود، انبساط هنگام setting حداکثر خواهد بود. البته بدیهی است میزان این انبساط را باید در مورد هر آلیاژ به طور جداگانه‌ای تنظیم

صافتر شده و خصوصیات فیزیکی آلیاژ بهبود می‌یابد. برای هر آلیاژ می‌توان دمای مطلوبی جهت mold و casting در نظر گرفت. در این محدوده می‌بایست شاخص castability کمترین تغییرات را داشته باشد.

تأثیر دمای mold بر castability در برخی آلیاژهای حتمی است و در برخی دیگر کمتر به چشم می‌خورد. دمای مطلوب burn out برای آلیاژهای بیس حاوی بریلیوم ۱۵۰۰F گزارش شده است. در مورد گروه بدون بریلیوم تحقیقات ادامه دارد و هنوز نتیجه مشخصی ارائه نشده است. افزایش دمای burn out افزایش roughness آلیاژ را موجب خواهد شد.

اصول Burn out:

حذف موم، فضایی جهت فلز مذاب مهیا می‌نماید و سبب انبساط حرارتی گچ نیز می‌شود. اگر روش انبساط حرارتی مورد استفاده قرار می‌گیرد با بکارگیری تکنیک High heat و دمای ۱۲۰۰F انجام شدنی است. در روش انبساط هیگروسکوپیک، حرارت کمتری (۹۰۰F) به کار می‌رود. در تکنیک هیگروسکوپیک، انقباض آلیاژ و الگوی مومی توسط انبساط هیگروسکوپیک و setting expansion جبران می‌شود. اما در تکنیک high heat، انبساط حرارتی اینوستمنت جبران‌کننده انقباض سرد شدن آلیاژ است. سیلندر را باید در کوره خاموش و سرد قرار داد و به آرامی حرارت را افزایش دهیم. افزایش سریع دمای سیلندر، باعث جوشیدن موم، تولید بخار آب و ایجاد خشونت سطحی mold خواهد شد. علاوه بر این در برخی اینوستمنتها افزایش سریع دما ممکن است ترک‌هایی در mold ایجاد کند. برای burn out باید زمان کافی در نظر گرفت تا موم کاملاً ذوب و حذف شود. در غیر این صورت کربن ناشی از حذف ناقص موم، موجب انسداد مجاری ریز داخل اینوستمنت می‌شود و از تهویه mold و فرار گازها ممانعت می‌کند. گازهای محبوس بر سطح آلیاژ مذاب فشار آورده، casting

خاصی مبذول داشت. انواع investment به کار رفته در آماده‌سازی mold می‌تواند تأثیر معنی‌داری بر castability بعضی از آلیاژها داشته باشد.

اصول Investing:

الگوی مومی از هر نوع آلودگی (نظیر ذرات و روغن‌ها) پاک شود. از یک پاک‌کننده مخصوص الگوی مومی یا یک محلول دترژان برای این منظور می‌توان استفاده نمود. حین آماده‌سازی investment، الگوی مومی را در مجاورت هوا قرار می‌دهیم تا باقیمانده محلول پاک‌کننده در سطح آن خشک شود. باقی ماندن لایه نازکی از محلول پاک‌کننده بر سطح الگوی مومی مفید است زیرا کشش سطحی موم را کاهش می‌دهد و الگوی مومی به نحو مطلوبی توسط investment آغشته شود (wetting). هنگامی که مایع پاک‌کننده کاملاً خشک شده باشد، می‌توان مقدار مناسبی آب مقطر (در مورد investment های gypsum) یا مایع مخصوص (در مورد investment های فسفات) برای آغشته کردن الگو بر سطح آن پاشید. مقدار زیاد wetting agent موجب تشکیل حباب‌های ریزی در سطح casting خواهد شد. مخلوط کردن این گچ‌ها تحت شرایط خلاء باعث می‌شود تا حباب‌های هوا یا گازهای مضر ایجاد شده در داخل investment های high heat تا حدود زیادی برطرف شود. این امر تخلخل گچ را کاهش داده، compressive آن را افزایش می‌دهد.

Burn out:

مرحله حذف الگوی مومی، مرحله بسیار مهمی است. بین دمای casting و دمای burn out و زمان ارتباط نزدیک و قوی وجود دارد. برای هر آلیاژ و investment باید یک دمای تعادل (metal-mold equilibrium) را تعریف کرد. این دمای تعادل، دمای ایده‌آل burn out و دمای ریختگی فلز را مشخص می‌کند. در این دما فلز برآحتی در داخل mold جریان یافته، mold را کاملاً پر می‌کند. در این حالت سطح casting

ناقص با مارجین‌های گرد ایجاد خواهد نمود.

:Casting

پس از طی مراحل *burn out, investing, spruing, wax up* نوبت به *casting* می‌رسد. عدم دقت در این مرحله کلیه تلاش‌های انجام شده تا این مرحله را از بین خواهد برد. چهار نوع ماشین برای *casting* وجود دارد.

(الف) در این نوع ماشین ریختگی آلیاژ مستقیماً در بوتله داخل سیلندر ذوب می‌شود. فشار هوا توسط پیستونی به آلیاژ مذاب منتقل شده، آن را به فضای *mold* هدایت می‌کند.

(ب) آلیاژ در بوتله جداگانه‌ای ذوب شده، به وسیله سانتریفوژ به داخل مولد هدایت می‌گردد. در مورد آلیاژهای بیس، به علت *density* کمتر نسبت به آلیاژهای حاوی طلا باید نیروی سانتریفوژ افزایش داده شود.

(ج) آلیاژ در کوره الکتریکی (تحت اثر جریان‌های القایی و مقاومت الکتریکی) ذوب می‌گردد و توسط نیروی سانتریفوژ ناشی از موتور یا فنر به داخل مولد هدایت می‌شود.

(د) آلیاژ مانند روش قبل ذوب شده، تحت اثر فشار هوا یا خلأ (یا هر دو با هم) *cast* می‌شود. تحقیقات انجام شده نشان می‌دهد که نوع ماشین ریختگی در *castability* آلیاژ نقش مهمی ایفا می‌کند.

ماشین‌هایی که با سیستم *vacum* عمل می‌کنند نسبت به ماشین‌های سانتریفوژ، ماشین‌های تیزتری تولید می‌کنند. تفاوت معنی‌داری آماری بین کیفیت *casting* ماشین‌های *vacum* مختلف وجود ندارد.

ذوب کردن آلیاژ در ماشین‌های *casting* توسط تورچ یا جریان‌های الکتریکی میسر می‌شود. تورچ‌ها دو نوع *multi orifice* و *single orifice* می‌باشند. برای فلزات بیس با دمای ذوب بالا، از نوع *multi orifice* استفاده می‌شود که حرارت را در سطح وسیع‌تری پخش می‌نماید. اما انواع *single orifice* حرارت را در منطقه کوچکی متمرکز می‌کنند.

برای تورچ‌ها سه منبع سوخت وجود دارد:

(۱) استیلن: گازی است بی‌رنگ که بویی بسیار شبیه بوی سیر دارد. در هوا می‌سوزد و شعله‌ای با دمای 3000°F ایجاد می‌کند. از آنجا که عمدتاً به کربن و عناصر دیگر آلوده است، برای ذوب آلیاژهای متال - سرامیک مورد استفاده قرار نمی‌گیرد.

(۲) گاز طبیعی: در مجاورت هوا شعله‌ای با دمای 2200°F تولید می‌کند. اگر بجای هوا، اکسیژن خالص به آن بدهیم، حرارت مناسب برای آلیاژهای بیس را فراهم می‌کند. گرچه سوخت ایده‌آلی نیست اما منبع قابل قبولی است. فشار ناکافی خطوط گاز شهری آلودگی گاز با آب و تنوع در ترکیبات، از مشکلات این سوخت است، با این وجود از منابع مهم سوخت به شمار می‌آید.

(۳) پروپان: مشکلات گاز طبیعی را ندارد. اختلاط دقیق و کامل پروپان و اکسیژن، شعله ایده‌آل برای ذوب آلیاژها تولید می‌کند. هنگام حرارت دادن آلیاژ توسط تورچ باید از ناحیه احیاکننده (*reduction zone*) استفاده نمود. این قسمت داغ‌ترین ناحیه شعله است و تغییرات ناخواسته در خواص آلیاژ ایجاد نمی‌کند.

غیر از تورچ‌ها واحدهای ذوب الکتریکی نیز در انواع گوناگونی جهت ذوب آلیاژها وجود دارد. گرچه کار با این واحدها نسبت به تورچ، مهارت کمتری دارد، اما بسیاری از آنها فاقد کنترل محدودکننده (*limiting control*) هستند و تشخیص شرایط مناسب برای *casting* آلیاژ به تجربه و قضاوت عمل‌کننده بستگی دارد. این واحدها با دو سیستم جریان‌های القایی و مقاومت الکتریکی، حرارت لازم را تأمین می‌کنند. اقسام القایی به سرعت موجب ذوب آلیاژ می‌شوند و اگر عمل‌کننده به دقت مراقب نباشد آلیاژ برآحتی *over heat* می‌شود. ماشین‌های الکتریکی عمدتاً برای آلیاژهای حاوی طلا به کار می‌روند زیرا بوتله آنها حاوی کربن است

و برای ذوب آلیاژهای حاوی نیکل، کبالت و پالادیوم ایجاد شکل می‌نماید. تفاوت معنی‌داری بین casting completeness در دو شیوه تورچ و کوره‌های القایی وجود دارد.

در پایان این مبحث یادآوری چند نکته ضروری است:

برای ذوب آلیاژ باید حرارت کافی به آلیاژ برسد. بنابراین تورچ (نوع و چگونگی استفاده از آن) و منبع سوخت باید به دقت انتخاب شوند. حرارت بیش از حد، موجب تبخیر یا اکسید شدن برخی از عناصر جزئی آلیاژ شده، خواص نهایی آن را تغییر می‌دهد.

رعایت نکردن این اصل مارجین‌های کوتاه و مشکلات دیگر به همراه خواهد داشت.

آلیاژ باید با نیروی کافی به داخل mold هدایت شود. بنابراین مقدار نیرو هر ماشین باید براساس شرایط هر آلیاژ تنظیم شود.

زمان انجماد casting مستقیماً به نسبت حجم به سطح (volum to surface ratio) وابسته است. زمان انجماد آلیاژ بر castability و تخلخل تأثیر می‌گذارد. وقتی زمان انجماد در اسپرو کوتاه‌تر از الگو باشد. Shrinkage porosity روی می‌دهد. با افزایش نسبت سطح به حجم پر شدن موفقیت‌آمیز و کامل mold توسط آلیاژ مذاب به‌طور چشمگیری دشوار می‌شود.

فلزات بیس معمولاً نسبت به آلیاژهای گران نقطه ذوب بیشتری دارند و لذا در مدت کوتاه‌تری منجمد می‌شوند. سرعت زیاد انجماد آلیاژهای بیس همراه با density کم آنها می‌تواند به کوتاه شدن مارجین‌ها منجر گردد.

تأثیر خصوصیات آلیاژ بر پدیده casting:

پس از انتخاب آلیاژ مطلوب باید مجموعه‌ای از مواد مناسب دیگر را نیز برگزید تا صحت نتایج انتهایی تأمین شود. اگر سیستم مناسبی را برای تبدیل دقیق wax up به casting به‌کار نیندیم تهیه الگوی مومی دقیق و مناسب

بی‌حاصل خواهد بود. سیستم موردنظر باید بازسازی دقیق و کامل ظرایف الگوی مومی (نظیر مارجین‌های باریک) را توسط آلیاژ میسر سازد و علاوه بر این تأمین‌کننده سایر خصوصیات فیزیکی نظیر hardness و elasticity مناسب، فقدان تخلخل و حداکثر مقاومت در نواحی ظریف الگو (نظیر مارجین‌ها) نیز باشد. ویژگی‌های فیزیکی هر آلیاژ و به‌ویژه مقاومت در نواحی ظریف، به اندازه و ساختمان دانه‌های آلیاژ بستگی دارد. هرچه اندازه دانه‌ها بزرگ‌تر باشد، این مقاومت کمتر خواهد بود. بنابراین سیستم casting باید توانایی آلیاژ را در بازسازی کامل الگوی مومی، ضمن حفظ خصوصیات مطلوب آلیاژ (حتی پس از سرد شدن) تضمین نماید. از این‌رو مجموعه عوامل گوناگون که می‌توانند به‌طور مستقیم یا غیرمستقیم بر نتایج انتهایی تأثیر بگذارند باید مورد توجه قرار گیرد.

از بررسی‌هایی که بر خصوصیات محدودیت‌های اقسام گوناگون آلیاژها انجام شده، می‌توان نتیجه گرفت که دمای مناسب casting مهمترین فاکتوری است که ابتدا باید مورد توجه قرار گیرد.

خصوصیات فیزیکی ایده‌آل هر آلیاژ به ساختمان کریستالی آن بستگی دارد. یکی از عوامل تعیین‌کننده اندازه دانه‌ها و تعداد هسته‌های کریستالیزاسیونی است که هنگام سرد شدن در سطوح داخلی و خارجی آلیاژ ایجاد می‌شوند. Roughness سطح mold، در صورت ایجاد دمای مناسب هسته‌های کریستالیزاسیون را تولید می‌کند. دمای burn out و casting نیز در نحوه کریستالیزاسیون آلیاژ کاملاً مؤثرند. هر چه دمای burn out بیشتر باشد تعداد هسته‌های کریستال کمتر می‌شود و می‌توان انتظار داشت که اندازه دانه‌ها بزرگ‌تر گردد. این امر به‌طور قابل توجهی مقاومت و الاستیسیته آلیاژ را کاهش و تخلخل آن را افزایش می‌دهد. از سوی دیگر

هرچه حین casting دمای آلیاژ بیشتر باشد، دانه‌های حاصل از شبکه کریستالی درشت‌تر خواهند بود. حالت اخیر تبعات گوناگونی را همراه دارد. به دلیل سرد شدن سریع آلیاژ ریخته شده، کریستال‌ها به سرعت تشکیل می‌شوند. این امر همراه با تبخیر المان‌های آلیاژ در اثر دمای زیاد، تخلخل آلیاژ را افزایش و خصوصیات فیزیکی آن را تنزل می‌دهد. اما از طرف دیگر با افزایش دما، ویسکوزیته آلیاژ به‌طور مؤثری کاهش یافته، بازسازی ظرایف الگو تسهیل می‌شود.

از بررسی این مکانیسم‌ها می‌توان دریافت که زمان لازم برای پر شدن کامل mold توسط آلیاژ مذاب، اهمیت بسیار زیادی دارد. حین مراحل casting از آنجا که منبع گرمایی برای مدتی طولانی حضور دارند، دمای آلیاژ متناسب با زمانی که آلیاژ mold را پر می‌کند، به تدریج کاهش می‌یابد. برای درک بهتر این مطلب باید متذکر شد که دمای سیلندر casting و mold به‌طور محسوسی، از آلیاژ مذاب کمتر است (حدود ۹۰۰F). از طرف دیگر کل سیستم در فضای اتاق و با دمای اتاق، ارتباط دارد. به این ترتیب دمای سیلندر سریعتر از آلیاژ مذاب کاهش می‌یابد. با کاهش دمای آلیاژ ویسکوزیته آن افزایش یافته، وارد شدن فلز مذاب به نواحی ظریف به دشواری انجام می‌شود. زمان لازم برای سرد شدن آلیاژ و زمان لازم برای پر شدن mold به‌وسیله آلیاژ نقش مهمی در صحت و کیفیت casting و خصوصیات مکانیکی آن ایفا می‌کند. این فاکتورها را می‌توان حین مراحل burn out و casting تحت تأثیر قرار داد، مثلاً با تنظیم حرارت mold هنگام casting می‌توان زمان سرد شدن آلیاژ را تغییر داد ویسکوزیته، ساختار کریستالی و کیفیت casting را بهبود بخشید.

آلیاژ مناسب، آلیاژی است که بتواند ظریفترین نواحی mold را با حداقل دمای ممکن، در کمترین

زمان ممکن و بدون افزایش ویسکوزیته پر کند. این امر تنها در صورتی میسر است که سیستم تغذیه مناسب و نیز نیروی پشتیبانی کافی در اختیار باشد و از لحاظ مکانیکی بتوانیم آلیاژ مذاب را به سهولت وارد mold کنیم. در مراحل casting انبساط فضای mold جبران‌کننده دو مرحله انقباضی آلیاژ است. نخستین مرحله انقباضی هنگام تبدیل فاز مایع به جامد روی می‌دهد و دومین مرحله زمان سرد شدن casting تا دمای اتاق به وقوع می‌پیوندد. جبران فاز اولیه انقباض به‌وسیله reservoir های سیستم اسپروگذاری و جبران فاز ثانویه انقباض، توسط انبساط اینوستمنت است. سیستم اسپروگذاری باید آلیاژ مذاب کافی را برای جبران انقباض ناشی از انجماد، براحتی در اختیار الگو بگذارد.

سرد شدن در تمامی حجم casting به صورت یکنواخت و یکسان انجام نمی‌شود. در نتیجه بسیاری از نواحی casting دچار تخلخل می‌شوند. انجماد پروسه‌ای است که تدریجاً از محیط به سمت مرکز حرارتی (که تقریباً در محل مرکز ژئومتریك سیلندر قرار دارد) روی می‌دهد. اگر جهت و زمان سرد شدن را کنترل نمائیم، کیفیت و صحت casting نیز قابل کنترل خواهد بود. کاهش دما از نواحی سردتر آغاز و به سمت مرکز حرارتی ادامه می‌یابد. نواحی سردتر عموماً در قسمت‌های محیطی قرار دارند. از سوی دیگر قسمت‌های ضخیم‌تر با سرعت بیشتری سرد می‌شوند. لذا موقعیت الگوی مومی در داخل سیلندر اهمیت بسزایی دارد. بنابراین الگوی مومی در سیلندر باید به شکلی قرار گیرند که نازکترین نواحی در سردترین قسمت‌های اینوستمنت جای گیرند. به این ترتیب نازکترین قسمت‌های casting سریعتر منجمد می‌شوند و از ایجاد تخلخل جلوگیری می‌شود. از طرف دیگر نواحی نازکتر باید براحتی به آلیاژ مذاب دسترسی داشته باشند تا پیش از افزایش ویسکوزیته

آلیاژ توسط آن پر شود. بنابراین ضروری است که ذوب آلیاژ و casting در پایین‌ترین دمای ممکن انجام شود تا، نواحی ظریف با حداکثر سرعت ممکن به آلیاژ مذاب دسترسی یابند. با توجه به ملاحظات فوق، غیر از دما، محل قرار گرفتن الگو درون سیلندر و زمان casting نیز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. انقباض آلیاژ هنگام سرد شدن تا تعادل با دمای اتاق نیز از این قاعده مستثنی نیست. اگر سرد شدن، بسیار سریع و هدایت نشده باشد موجب بروز استرس داخلی خواهد شد. برای اجتناب از این وقایع باید casting را به آرامی سرد کرد. افزایش دمای casting تا بالاتر از فاز جامد یا بالاتر از فاز مایع که به غلط super heat خوانده می‌شود یکی از مهمترین عواملی است که castability آلیاژ را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

۲) فاکتورهای کلینیکی:

این عوامل را به‌طور کلی در دو زیر گروه می‌توان جای داد:

قالبگیری:

میزان و زمان مخلوط نمودن مواد قالبگیری (۳۴)، میزان فشار دست دندانپزشک بر روی مواد قالبگیری و زمان انتقال قالب تهیه شده به لابراتوار همگی می‌توانند باعث تغییر شکل قالب شوند. از آنجا که در این کتاب مقصد ما صرفاً بحث در مورد آلیاژهای متال - سرامیک می‌باشد لذا علی‌رغم اهمیت فوق‌العاده زیاد و گستردگی بی‌اندازه بحث قالبگیری، خوانندگان را برای توضیحات بیشتر به کتاب‌های مرجع پروتز ثابت ارجاع می‌دهیم.

تراش دندان:

تراش دندان مهم‌ترین عامل تعیین‌کننده ژئومتری و نسبت سطح به حجم الگوی مومی و همچنین ظرایف و مارچین‌های ترمیم می‌باشد. هرچند ژئومتری الگو در مراحل دیگر مثل تهیه الگوی مومی، اینوستمنت، قالبگیری و

تهیه die نیز دستخوش تغییراتی هرچند کوچک می‌شود، اما همانگونه که گفته شد، مهم‌ترین عامل تعیین‌کننده ژئومتری نحوه تراش دندان می‌باشد.

در حال حاضر تراش shoulder-bevel رایج‌ترین تراش انتخابی برای روکش‌های متال - سرامیک (PFM) می‌باشد. این طریقه تراش ضمن تأمین فضای لازم برای ساختار فلزی و پرس‌لن، موجب تقسیم نیروهای اکلوزن به صورتی می‌گردد که فلز بیشتر تحت تأثیر نیروهای Shear & tensile (برشی و کششی) قرار گرفته و پرس‌لن نیروهای compressive (فشاری) را تحمل می‌کند و در نتیجه استحکام و استقامت بازسازه PFM افزایش می‌یابد.

تراش ناحیه bevel به دلیل نفوذ به فضای زیر لثه و وجود خط خاتمه تراش از موقعیت بسیار حساسی برخوردار است. تعیین طول دقیق bevel تابع قوانین متعددی است که عمده‌تاً شامل مسائل بالینی، نظیر عمق شیار لثه‌ای، میزان پوسیدگی‌های طوق و ارتفاع تاج کلینیکی می‌شود. اما این ناحیه به دلیل دخالت در وضعیت ژئومتری دندان، خصوصاً لبه‌های ظریف الگوی مومی بر castability و نهایتاً marginal seal نیز تأثیر می‌گذارد.

تقریباً بیشتر تحقیقاتی که تا امروز به بررسی تأثیر ژئومتری خط خاتمه تراش پرداخته‌اند، در حقیقت خطوط گوناگون خاتمه تراش مثل، shoulder-bevel, shoulder, bevel, knife edge, chamfer را با یکدیگر مقایسه کرده‌اند. در ضمن در اکثر این تحقیقات دو پدیده castability و fitness در کنار هم مورد بررسی قرار گرفته‌اند که چندان منطقی نیست و باید هر یک جداگانه و با در نظر گرفتن فاکتورهای مؤثر بر خود مورد ارزیابی قرار گیرند.

فصل نهم

«ساختار فلزی برای رستوریشن‌های فلز - سرامیک»

شبهات زیاد پرسن به نسج طبیعی دندان، از نظر کیفیات اپتیکی (Optical Quality) باعث گردیده که بر مواد پلاستیکی رحجان پیدا نماید. حداقل کیفیات اپتیکی موردنظر عبارتند از:

۱- رنگ: که براساس نظریه Munsell در سه بعد هیو، کروما و والیو مورد مطالعه قرار می‌گیرد.

۲- ترانسلونسی: انتقال نور که امکان وقوع انکسار (Refraction) نور را می‌دهد.

۳- انعکاس (Reflection) و جذب (Absorption)

۴- تغییر و تفسیر (Interpretation) متأسفانه استحکام کششی (Tensile Strength) باندینگ پرسن، کیفیات اپتیکی بالای آن را خنثی می‌سازد. در ابتدا برای جبران نقیصه فوق، در زیر دندان‌ها مصنوعی پرسن از Metal Backing استفاده گردید. تغییرات بهتر زمانی مشاهده شد که اصلاحاتی در ضریب انبساط حرارتی پرسن و فلز به منظور هماهنگ ساختن این دو ماده انجام گرفت. نهایتاً بعد از ایجاد باند شیمیایی این دو ماده (پرسن و فلز)، هماهنگی دو سیستم فوق بیش از پیش افزایش یافت. (Shell, Nielsen 1963)

تحقیقات و تجربیات دندانپزشکی عمده بر روی آلیاژهای طلا انجام گرفته است. آلیاژهای ارزان قیمت امروزه مصرف زیادی پیدا کرده اند ولی از آنجا که شرایط جداگانه‌ای دارند، در اینجا مورد بحث قرار نمی‌گیرند. تحقیقات نشان داده اند که آلیاژهای نیکل - کروم، برای پروتزهای ثابت بویژه آنهایی که دندان‌های از دست رفته را جایگزین می‌کنند، احتیاج به یک زیربنای فلزی دارند که بتوانند در برابر نیروهای حاصل از انقباض Sintering و همچنین نیروهای فانکشنال و پارافانکشنال ناشی از اکلوزن مقاومت کند، بدون آنکه در پرسن و فلز تغییراتی ایجاد گردد. اصول مهندسی

مکانیک، اصول لازم برای طراحی ساختار فلزی را ارائه می‌دهد. قوانین Beams راهنمای ما در این طراحی خواهند بود. هنگام وارد شدن نیروهای عمودی، در مقاومت یک ساختار فلزی می‌تواند تغییراتی تحت شرایط زیر بوجود آید:

الف) دو برابر کردن ارتفاع فلز، میزان مقاومت در برابر خمیدگی را ۸ برابر خواهد کرد. زیرا میزان خمیدگی (Deflection) نسبت معکوس با مکعب تغییرات ارتفاع دارد.

ب) دو برابر کردن پهنای (Width) ساختار فلزی، میزان مقاومت در برابر خمیدگی را دو برابر افزایش می‌دهد. زیرا میزان خمیدگی با افزایش پهنای فلز نیز نسبت معکوس دارد.

ج) دو برابر شدن طول فضای بی‌دندانی، میزان خمیدگی ساختار فلزی را ۸ برابر افزایش می‌دهد، به عبارت دیگر میزان خمیدگی با معکب افزایش طول ناحیه بی‌دندانی، نسبت مستقیم دارد.

بهترین و مؤثرترین روش برای حفظ تمامیت ساختمان (Structural Integrity) بریج‌ها، کنترل ارتفاع عمودی نقاط تماس (Connectors) می‌باشد.

- کنترل نیروهای کششی و تراکمی

پرسن دندانپزشکی از جنس شیشه است به همین دلیل یک ماده شکننده و با (Fracture Toughness) پائین می‌باشد. به علت خصوصیات فوق پرسن دندان در مقابل نیروهای تراکمی مقاوم ولی در برابر نیروهای کششی برآحتی ترک برمی‌دارد. نیروهای کششی لازم برای شکستن باند با پرسن سازگاری ندارد ولی برخی خصوصیات آنها نظیر استحکام و قدرت مکانیکی، بر آلیاژهای طلا برتری دارند (Weiss, 1977, Presswodd et al, 1980).

در سال‌های اخیر، طرح ساختار فلزی تغییرات چندانی نداشته است. اصول طراحی یک ساختار فلزی عبارتند از:

اصول طراحی ساختار فلزی

۱- Rigidity of support

۲- کنترل نیروهای کششی (Tensile) و تراکمی (Compressive)

۳- Shear Resistance

۴- درستی و تمامیت مارجین‌ها (Marginal Integrity)

۵- زیبایی، شکل و فانکشن

۶- امکان رعایت بهداشت دهان (Access for Maintenance)

Rigidity of Support

برای دستیابی به اصل فوق (مهمترین اصل) به مسائل زیر می‌بایست توجه گردد:

۱- ساختار فلزی باید کاملاً سخت و محکم باشد به طوری که فرم فلزی دندان‌های پایه در طی پخت پرسن (Sintered) دقیقاً حفظ شود. تغییر فرم این ساختار فلزی می‌تواند منجر به:

الف) Tensile Strain در پرسن

ب) شکستن پرسن هنگامی که رستوریشن در محل خود قرار می‌گیرد این مسئله می‌تواند تطابق (Fitness) و همچنین تمامیت مارجین‌های رستوریشن را مختل سازد.

پرسن در دهان به آسانی و تحت شرایط مختلف تأمین می‌گردد. از آنجائیکه مقاومت پرسن در برابر شکستن تحت اثر نیروهای تراکمی بالا می‌باشد، همواره سعی می‌کنیم در پروتزهای ثابت از یک لایه پرسن بر روی یک ساختار فلزی استفاده نمائیم. به این ترتیب نیروهای فانکشنال و پارافانکشنال، بجای آنکه موجب برش و کشش در پرسن شوند آن را تحت تراکم قرار می‌دهند.

ضخامت پرسن نیز باید به دقت تهیه گردد چون می‌تواند در برابر نیروهای کششی و تراکمی مسئله‌ساز باشد. با کاربرد صحیح، پرسن با ضخامت کم در نزدیک محل اتصال پرسن و فلز قدرت بیشتری دارد، چون کارخانه‌های سازنده پرسن، ضرایب انبساط حرارتی مختلف را طوری طراحی می‌کنند که در محل اتصال پرسن و فلز نیروهای تراکمی به پرسن وارد گردد. پرسنی که تحت نیروهای عمودی

قرار می‌گیرد مقاومت بیشتری در برابر تغییرات از خود نشان می‌دهد بعلاوه دیگر ضریب انبساط حرارتی فلز، اپک و پرسن بطریقی انتخاب می‌شود که اجازه دهد فلز بیش از پرسن منقبض گردد. این مسئله صرفاً با ضخامت کم پرسن و تحت فشارهای تراکمی به وقوع می‌پیوندد.

موضوع دیگری که مطرح است، کیفیت اپتیکی پرسن می‌باشد، خصوصیات اپتیکی پرسن با افزایش ضخامت آن بهبود پیدا می‌کند. تحقیقات نشان می‌دهند که کاهش ضخامت فلز و افزایش ضخامت پرسن برای تأمین خصوصیات اپتیکی مناسب، یک تهدید دائمی برای این سیستم دوتایی می‌باشد. ضخامت مناسب جهت دستیابی به بالاترین میزان مقاومت و بهترین خصوصیات اپتیکی، هنوز بطور دقیق مشخص نگردیده است. از نظر کلینیکی واضح است که پرسن با ضخامت بیش از ۲-۱/۵mm بیشتر در معرض شکستگی تحت نیروهای برشی قرار دارد. شکستگی‌های فوق ناشی از یک مکانیزم غلط می‌باشد. بعبارتی با افزایش ضخامت پرسن، نیروهای کششی افزایش یافته و در عوض نیروهای تراکمی کاهش خواهد یافت.

بعد دیگر قضیه فوق این که در طراحی ساختار فلزی باید به پرسن اجازه داده شود تا بر روی فلز منقبض شود. والا با ترک‌های زیادی مواجه خواهیم بود.

استحکام برشی پرسن حدود Ib/in^2 ۱۶۰۰۰ و استحکام کششی (Tensile) آن Ib/in^2 ۵۰۰۰ گزارش شده است. (Craig, 1980). هر دو این ارقام به نیروهای طبیعی موجود در دهان نزدیک می‌باشد و این مسئله می‌تواند منجر به شکستن پرسن می‌گردد. در مقابل استحکام تراکمی پرسن حدود Ib/in^2 ۵۰۰۰۰ می‌باشد. این موضوع باعث خواهد شد که با طراحی صحیح ساختار فلزی، آینده خوبی برای رستوریشن‌های متال - سرامیک پیش‌بینی شود.

Shear Resistance -

در صورتیکه بخواهیم سطح ساختار گازی را تا حداقل ممکن با پرسن پوشش دهیم، دو مسئله فوق از اهمیت پائینتری برخوردار خواهند بود. به علاوه یک کولار فلزی امکان کنترل کانتورهای لثه‌ای رستوریشن را افزایش می‌دهد.

طراحی مارجین و نشاندن کستینگ

مارجین‌های bevel شده در کستینگ‌های اینله و انله، به منظور کاهش ضخامت خطوط سیمان مدتهاست که مورد استفاده قرار می‌گیرند. بعضی از خصوصیات کستینگ به Ductility آلیاژهای طلا بستگی دارد. Stiffness آلیاژها در رستوریشن‌های متال - سرامیک می‌تواند مانع از رسیدن به اهداف فوق می‌گردد.

از طرف دیگر، bevel به عنوان یک فرم هندسی که تطابق رستوریشن و دندان را در ناحیه مارجین افزایش می‌دهد در نظر گرفته شده است. (Kashani et al 1981). فرزهای bevel این امکان را به دندانپزشک می‌دهند که مارجین‌ها را با طول موردنظر bevel نماید و در عین حال خط خاتمه تراش نیز در اطراف دندان حفظ می‌گردد و این یکی از مهمترین خصوصیات مارجین‌های bevel شده می‌باشد. زمانی که بافت‌های لثه‌ای در نواحی پروکسیمال نسبت به سطوح باکال و لینگوال کرونالی تراش قرار گرفته باشند، در خط خاتمه تراش شولدر این امکان فراهم نیست. بهرحال مارجین‌های تمام شولدر، با همه نواقصشان امکان دید بیشتری را برای کلینسین فراهم می‌سازند. در رابطه با تراش تمام شولدر مسئله دیگری نیز مطرح می‌باشد، قبل از آنکه مواد قالبگیری الاستیک متداول گردند. قالبگیری با استفاده از حلقه مسی و کامپاند بسیار شایع بود. تراش Shoulder bevel و همچنین تراش Knife-edge باعث می‌شدند که حلقه مسی وقتی حاوی کامپاند نرم بود براحتی در محل خود بنشیند ولی تراش‌های شولدر غالباً به گوشه‌های حلقه مسی گیر

بدون یک ساختار فلزی مناسب، مقاومت پرسن در برابر نیروهای برشی کافی نخواهد بود. به این منظور ۳ ناحیه مورد توجه قرار می‌گیرند:

۱- گوشه اینسایزالی (Incisal Corners) وجود ساپورت فلزی در این نواحی اجازه می‌دهد ضخامت پرسن ۲mm و یا کمتر باشد.

۲- کاسپ‌های پرسلنی دندان‌های خلفی (Posterior Porcelain Cusps) وجود ساپورت فلزی در ناحیه کاسپ‌ها باعث می‌گردد نیروهای برشی محدود شده و در مقابل مقاومت تراکمی افزایش یابد.

۳- مارجین‌های پرسن در سطوح پروکسیمال دندان‌های خلفی (Proximal Posterior Porcelain Margin) - وجود Strut فلزی در سطوح پروکسیمال موجب حمایت پرسن پروکسیمال تا سطح باکوزال رستوریشن می‌شود و مانع از شکستن پرسن در نواحی می‌شود.

- درستی و تمایت مارجین‌ها

برداشتن نسوج سالم دندان جهت تهیه رستوریشن‌های ثابت ملاحظات خاصی را ایجاب می‌کند. یک رستوریشن کامل باید مشخصات زیر را دارا باشد:

۱- ساختمان بدون پوشش و محافظ دندان را در برابر تهاجم باکتری‌ها، کاملاً بپوشاند.

۲- امکان انحلال سیمان به حداقل ممکن کاهش یابد.

۳- مجدداً یک Emergence Profile طبیعی را برقرار سازد (Stein, 1977)

رستوریشن‌های تمام ریختگی (Full Cast Alloy)، دارای تطابق مارجینال بالایی می‌باشند، استفاده از سیستم‌های دیگر نظیر رستوریشن‌های متال - سرامیک مسائل جدیدی را در زمینه Marginal Intergrity مطرح می‌سازد.

در این رابطه دو موضوع باید ارزیابی شود:

۱- نشستن دقیق رستوریشن‌های نهایی در طی سیمان کردن.

۲- اجتناب از خزش فلز (خزش فلز موجب باز شدن مارجین‌ها در طی پخت پرسن می‌گردد).

Shoulder bevel بعلت seal بالایی که ایجاد می‌کند، باعث می‌گردد که نشستن رستوریشن در طی سیمان کردن با سختی انجام گردد. Wilson و Mclean (۱۹۸۰) با محاسبات ریاضی نشان دادند، در صورتیکه bevel با زاویه ۸۰-۷۰ انجام شود، seal مارجینال به میزان مشخص افزایش یافته و حلالیت سیمان در محیط دهان کاهش خواهد یافت. Joly (۱۹۷۹) نشان داد که وجود، طول و یا زاویه bevel تأثیری در میزان گیر رستوریشن بعد از سیمان کردن آن ندارد. مسئله لابراتوار را نیز در نظر بگیرید. دای‌ها می‌بایست کاملاً ترمیم شده و اضافات گچ برداشته شود بطوریکه خط اتمام تراش کاملاً شده و تکنسین بتواند کارش را بدرستی انجام دهد. در این صورت است که می‌توان اضافات موم را برداشته و الگویی مومی (wax pattern) را به دقت فرم داد. تکنسین باید بتواند مارجین‌ها را بطور دقیق بر روی دای، الگویی مومی و کستینگ مشخص نماید. اضافات (Overextension) کستینگ می‌بایست تا هنگام پالایش نهایی حفظ گردد. هدف ما همواره تهیه seal کافی (optimum) برای سیمان می‌باشد البته تا به آن حد که مارجین‌ها، تحریر بیولوژیکی برای انساج پریودونتان ایجاد ن‌سازند. در صورتیکه از تراش تمام شولدر بخواهیم استفاده کنیم، کستینگ در ناحیه مارجین می‌بایست بصورت knife-edge درآید. بزرگ نمودن زمینه کار در این مرحله موردنیاز می‌باشد و تکنسین قادر خواهد بود که اضافات فلز را قبل از پالایش نهایی برطرف نماید. سپس پرسن نیز دقیقاً تا خط اتمام تراش پخته شود. در صورتیکه اضافات فلز تا هنگام پالایش نهایی حذف نگردد، باعث می‌شود که کولار فلزی و خط اپک نمایان شده و زیبایی رستوریشن را به مخاطره خواهد انداخت، ترس از نمایان شدن کولار فلزی در مارجین‌های باکالی، در طی فرم دادن پرسن همواره برای تکنسین

کرده و به قالبگیری مجدد نیاز می‌باشد. همچنین کامپاند سخت شده غالباً در داخل اندوکت‌هایی که بعد از شولدر وجود دارد، باقیمانده و حلقه مسی به تنهایی خارج می‌گردد. با bevel کردن شولدر این مشکل نیز به حداقل می‌رسد. در صورت استفاده از هیدروکلوئیدها، باز هم تا حدی مسئله فوق باقی می‌ماند. هیدروکلوئیدها نیز در هنگام خارج شدن از اندرکات‌ها شدید ناحیه مارجین، تغییر شکل داده و یا پاره می‌شوند. نهایتاً تردید در مورد استفاده از تراش شولدر در مقابل مارجین‌های bevel شده به کیفیت و کمیت باز بودن (Opening) مارجین رستوریشن‌های ریختگی سیمان شده باز می‌گردد. Rosner در سال ۱۹۶۳ برای bevel در کستینگ‌ها، ۴ وظیفه زیر را قائل شد:

- ۱- کاهش نقیصه ذاتی کستینگ و سیمان کردن.
 - ۲- حفاظت از مندرهای مینایی در مارجین‌ها.
 - ۳- فراهم ساختن امکان برنیش نمودن مارجین.
 - ۴- افزایش گیر رستوریشن.
- مسئله بسیار مهم این است که وقتی bevel موازی با مسیر نشستن رستوریشن باشد، ضخامت سیمان مابین دندان و سطح داخلی کستینگ، در ناحیه مارجین به حداقل ممکن می‌رسد. Gavelis و گروهش (۱۹۸۱) نشان دادند که با استفاده از تراش Feather-edge و bevel موازی با تراش بهترین seal ناحیه مارجین بدست می‌آید. بهرحال، در صورتیکه خط اتمام تراش، شولدر ۹۰ باشد، نشستن رستوریشن در هنگام سیمان کردن راحت‌ترین وجه صورت می‌گیرد و این مسئله ناشی از این اصل است که فینیش لاین شولدر seal کمی در طی سیمان کردن ایجاد نمودن و در نتیجه اجازه می‌دهد که سیمان‌های اضافی از ناحیه مارجین خارج شده و رستوریشن بر راحتی در محل خود قرار بگیرد. البته عکس این مطلب نیز صادق می‌باشد، بعبارت دیگر فینیش لابن

و دندانپزشك وجود دارد. در صورت امکان جایگزینی این طرح با مارجین‌های باکالی تمام پرسلن، این مشکل را تخفیف خواهد داد.

از تمام صحبت‌های فوق می‌توان اینگونه نتیجه‌گیری نمود که: لازمه برداشتن نسج دندان‌های جهت تهیه رستوریشن‌های ثابت دانستن و بکارگیری اصولی می‌باشد شاید مهمترین اصل عبارت باشد از: "Marginal Seal"

در صورت استفاده از رستوریشن‌های فلز - سرامیک، خط اتمام تراش می‌تواند یکی از سه حالت زیر باشد:

۱- تراش تمام شولدر: در این حالت ساختار فلزی در ناحیه مارجین حالت knife-edge خواهد داشت. در این نوع رستوریشن حداکثر زیبایی، حداقل صدمه به انساج پریودونتال ولی در عین حال حداقل Marginal seal را خواهیم داشت. از این نوع تراش فقط در صورتی می‌توان استفاده نمود که زیبایی رستوریشن فلز - سرامیک در ناحیه فاشیال، برای بیمار از اهمیت زیادی برخوردار باشد.

۲- تراش چمفر: این نوع تراش fitness کمی در ناحیه مارجینال ایجاد می‌کند، همچنین در طی پخت پرسلن، خزش (Creep) فلز در آن زیاد خواهد بود و همین مسئله است که منجر به باز شدن مارجین‌ها خواهد گشت.

۳- تراش Shoulder bevel: این نوع تراش حداکثر seal مارجینال را به همراه خواهد داشت ولی حداقل زیبایی را تأمین می‌سازد چون کولارهای فلزی در ناحیه باکال دیده می‌شوند.

۴- تراش شولدر با پرسلن. Seal ایده آل مارجین توسط bevel تأمین می‌شود که با تراش دندان موازی باشد. بهترین راه آن است که این bevel با فلز ساخته شود (کولار فلزی). همچنین در اینله این نوع تراش سبب می‌شود که خطوط سیمان مشخص نگردد. از نظر زیبایی، کولار فلزی می‌بایست داخل شیار لثه قرار گیرد و این مسئله می‌تواند ایجاد التهاب و

آماس در انساج پریودونتال نماید. همچنین با استفاده از مواد ریلیف‌کننده دای می‌توان میزان تطابق (Fitness) رستوریشن‌های فلز - سرامیک را تا ۲۵٪ افزایش داد.

Miller (۱۹۸۲) معتقد است که bevel وظایف زیر را به عهده دارد:

۱- ایجاد seal ناحیه مارجینال که باعث جلوگیری از حلالیت سیمان و تهاجم باکتری‌های محیط دهان می‌گردد.

۲- برداشتن منشورهای مینایی ناقص.

۳- امکان پذیر ساختن Finishing و Burnishing بر روی دای و دندان.

۴- افزایش استحکام و سختی رستوریشن.

۵- دوباره‌سازی کانتور از دست رفته دندان و کنترل Emergence Profile برای تأمین زیبایی، کولار طلا می‌بایست مخفی گردد. برای این منظور می‌توان به طریق زیر اقدام نمود:

۱- قرار دادن کولار فلزی در عمق سالکوس لثه که همراه با مشکلاتی در طی تراش دندان و کنترل پلاک خواهد بود.

۲- محدود ساختن کولار فلزی و یا کاهش دادن ضخامت آن به ۰/۲mm.

«خزش (Creep) در طی پخت پرسلن»

Shillingburg و همکارانش (۱۹۷۳) در طی تحقیقاتی اظهار داشتند که فینیشینگ لابن چمفر بیشترین میزان تغییرات (Distortion) را طی پخت و انقباض پرسلن خود نشان می‌دهد. نتایج فوق توسط Nicholls و Faucher (۱۹۸۰) مورد تأیید قرار گرفت. آنها همچنین مشخص ساختند که فینیش لابن shoulder bevel کمترین تغییرات را در طی پخت پرسلن خواهد داشت.

مطالعات فوق توسط Hamaguehi و گروهش (۱۹۸۲) ادامه یافت. ولی آنها به این نتیجه رسیدند که در طرح‌های مختلف تراش تغییرات مشخصی در طی پخت پرسلن ایجاد نمی‌گردد. از تحقیقات فوق می‌توان اینگونه نتیجه گرفت که کاربرد پرسلن و پخت آن از نظر مکانیک باعث تخریب و تغییر

مارجین‌های فاشیالی نمی‌گردد. بلکه لایه‌های مختلف پرسلن (sandwich)، اپک، body، انامل و گلیر که بر روی هم قرار می‌گیرند، از ایجاد خزش (Creep) در پرسلن ممانعت می‌کنند.

Miller پیشنهاد می‌کند که برای انقباض پرسلن در طی پخت و با توجه به پتانسیل خزش موجود، می‌بایست لایه‌های پرسلن در طی ۲ لایه گذاشته می‌شود تا حداکثر wetting و حداقل ضخامت تأمین گردد. با استفاده از اسپری کردن، بهترین نتایج بدست خواهد آمد. پرسلن First body، بعد از ساخته شدن از ناحیه مارجین برداشته می‌شود و سپس توسط Second body، فرم ناقص ناحیه سرویکال تکمیل می‌گردد.

حذف کولار فلزی ناحیه لبیال، مسائل تکنیکی خاصی را مطرح می‌سازد. در این رابطه ۲ تکنیک مشخص مورد نظر می‌باشد:

۱- مارجین‌های شولدر و یا چمقر عمیق که اجازه می‌دهند مارجین‌ها را به صورت Knife-edge درآورد.

۲- مارجین باکالی تمام پرسلن که فلز از ناحیه باکال حذف شده و صرفاً در دیواره‌های عمودی فلز دیده می‌شود.

الف) پرسلن بر روی پلاتینیوم فویل بکار می‌رود و قسمت شولدر را بر روی دای کاملاً پر می‌سازد. (Goodacre et al 1977)

ب) استفاده از یک دای سرامیکی ثانویه که با (Coping) فلزی ساخته شده و پرسلن بر روی آن فرم داده شده و پخته می‌شود. (Sozio, Riley, 1977)

ج) استفاده از یک ماده جداکننده (Seperating Cerama seal sep kit) (Medium)

که بر روی دای اصلی زده شده و سپس پرسلن بر روی این دای، در قسمت شولدر فرم می‌گیرد. بعد از این کراون فلز - سرامیک، آماده برداشته شدن از روی دای و پختن می‌باشد.

کلیه این مراحل نیازمند کار دقیق و بطور نرمال وقت لابراتواری بیشتری نسبت به کراون‌های دارای کولار فلزی می‌باشد. هنگامی که پرسلن به

سمت بالا (دور از مارجین) انقباض پیدا کرد، می‌توان کمبود آن را در پخت‌های بعدی جبران نمود. کارهای تک واحدی با تکنیک فوق راحت‌تر از کارهای چند واحدی انجام می‌گیرد. سیمان کردن رستوریشن با سیمان‌های گلاس اینومر رادیولوسنت، کار را تکمیل خواهد ساخت.

Miller، در شرایط طبیعی، کولار فلزی را برای تمام دندان‌های پائین و کلیه دندان‌های بالا، که در یک خنده بزرگ دیده نمی‌شوند، توصیه می‌نماید.

با توجه به مطالب فوق، یک کلینیسین چگونه می‌تواند یک مارجین صحیح را انتخاب کند؟ در کلیه موارد نمی‌توان به یک صورت عمل کرد بلکه می‌بایست شرایط را ارزیابی نمود. بهرحال پیشنهادات زیر می‌توان راه‌گشا باشد:

۱- از قرار دادن مارجین‌های زیر لثه‌ای عمیق می‌بایست اجتناب گردد. هر قدر مارجین رستوریشن به لثه چسبنده نزدیک‌تر باشد، امکان ایجاد آماس در لثه بیشتر است. (Newcomb, 1974-Silness, 1970)

۲- هر وقت که امکان دارد از کولار فلزی استفاده گردد که بتوان بر روی Emergence Profile و کولار تقریبی کنترل لازم را اعمال نمود. ختم مارجین فلزی در حد و یا در بالای لثه، تطابق بیولوژیکی رستوریشن را با لثه افزوده و موفقیت در کار را افزایش می‌دهد.

۳- برای تأمین زیبایی به جای وارد شدن به داخل سالکوس‌های عمیق بهتر است ارتفاع کولار فلزی را به حداقل ممکن رسانده و یا آن را حذف کرد.

۴- در صورتی که از bevel استفاده می‌گردد، می‌بایست از پوشاندن فلز توسط پرسلن اجتناب گردد. به منظور جلوگیری از Kuwata, Overcontouring (۱۹۸۰) پیشنهاد می‌کند: «اگر پرسلن در لبه مارجین، بر روی فلز قرار دارد مارجین، دارای زاویه‌ای حداقل ۵۰ باشد».

۵- شناخت نواقض کارهای لابراتواری و روش برطرف نمودن آنها.

طرح اصلی - رستوریشن تک واحدی

در تهیه یک ساختار فلزی برای رستوریشن‌های تک واحدی (Coping)، به اصول زیر می‌بایست توجه گردد:

۱- Abutment seal

۲- Reinforcing collar

۳- Buttressing shoulder

۴- Shearing Resistance

Abutment seal -

اولین وظیفه یک ساختار فلزی محافظت از دندان تراش خورده و پوشاندن کامل آن می‌باشد. برای رسیدن به این هدف باید دقت کامل در تمام مراحل از جمله تراش، قالبگیری، تهیه دای، الگوی موی، investing و روش کستینگ Finishing صورت بگیرد. در صورتی که سختی (Hardness) آلیاژ اجازه دهد، باید عمل بر نیش کردن نواحی مارجینال را نیز انجام داد. یک لایه نازک فلز امکان بانند شیمیایی، مکانیکی و فشار (Compressive) با پرسلن را فراهم می‌سازد. همچنین اجازه می‌دهد که پرسلن در طی Sintering در مقابل فلز منقبض گردد بجای آن که روی خود انقباض پیدا نماید.

Reinforcing collar -

اولین وظیفه کولار تقویتی حفظ فرم مارجین و به عبارت دیگر تأمین تمامیت مارجین (Marginal Integrity) در طول مراحل لابراتواری می‌باشد. عمل این کولار مشابه لبه لیوان‌های کاغذی می‌باشد کولار تقویتی آغاز Emergence Profile بوده و امکان کنترل کانتور رستوریشن نهایی را قبل از قرار دادن پرسلن فراهم می‌سازد. این ناحیه می‌بایست قبل از قرار دادن پرسلن با لاستیک صاف و هموار گردد. به این ترتیب در این ناحیه پرسلن قرار نمی‌گیرد.

"Buttressing shoulder"

یک Coping فلزی به طور طبیعی احتیاج به حمایت بیشتری علاوه بر کولار تقویت‌کننده دارد. در سطوح پروکسیمال و لینگوال کولار

تقویت‌کننده بلندتر شده (Vertically) و به ترتیب Buttressing shoulder ایجاد می‌گردد که موجب Stiffness کستینگ خواهد شد. در سطوح پروکسیمال، امتداد شولدر و همچنین وجود Strut عمودی، سبب مقاومت در برابر فشار اکلوزالی و همچنین سایر مارجین‌ها می‌شود. از لحاظ زیبایی نیز سطوح پروکسیمال (وجود Strut) بهتر بوده و ضمناً با انساج پریودونتانال در این سطوح هماهنگی دارد. همچنین این طرح از لحاظ بیولوژیک نیز جهت رعایت بهداشت دهان مناسب می‌باشد.

"Shear Resistance"

مخروطهای فلزی، پرسلن اکلوزالی دندان‌های مختلفی را در برابر نیروهای عمودی و طرفی حمایت کرده و باعث می‌گردد پرسلن بتواند در برابر نیروهای فوق، وظیفه اش را بدرستی انجام دهد. همانطور که گفته شد پرسلن نیروهای تراکمی را به میزان بیشتری نسبت به نیروهای کششی می‌تواند تحمل کند. بنابراین مخروطهای فلزی موجود در سطح اکلوزال ساختار فلزی، با تبدیل نیروهای کششی به نیروهای تراکمی، استحکام رستوریشن را افزایش می‌دهند. وجود این مخروطهای فلزی باعث می‌گردد که ضخامت پرسلن در تمامی نواحی تقریباً یکنواخت باشد. یکسان بودن ضخامت پرسلن باعث افزایش کیفیات اپتیکی آن می‌شود و همچنین منجر به حداقل رسیدن نیروهای کششی می‌گردد.

در دندان‌های قدامی نیز ساختار فلزی می‌بایست به گونه‌ای تهیه شود که پرسلن در لبه اینسایزال از ساپورت کافی برخوردار باشد. شکستن پرسلن در گوشه‌ها و لبه اینسایزال دندانها قدامی نشان می‌دهد که ضخامت پرسلن در این نواحی بیشتر از ۲mm بوده است.

ساختار فلزی پونتیگ نیز می‌بایست خصوصیات (شکل و اندازه) مشابه با ساختار فلزی دندانهای پایه داشته باشد، تا پرسلن بتواند در این نواحی نیز

هیچ عنوانی نبایستی در مراحل دیگر لابراتواری با پرسلن پوشانده شود.

روش متداول تصحیح فرم و کانتور فلز بعد از پخت پرسلن، منجر به ظاهر شدن اپک در حد فاصل فلز و پرسلن گشته و مارجین‌های فلزی و به صورت مقطع و بریده بریده در خواهند آمد.

Finishing مارجین‌های فلزی نیز بهتر است قبل از پخت پرسلن انجام گیرد، چون بعد از پخت‌های مکرر پرسلن به علت Heat hardening فلز، این کار با مشکل مواجه خواهد شد.

«ضخامت ساختار فلزی»

عامل زیبایی سبب می‌گردد که فلز دارای کمترین ضخامت باشد تا پرسلن جلوة کافی داشته باشد. نویسنده پیشنهاد می‌کند که ضخامت ساختار فلزی (آلیاژهای قیمتی) در ناحیه باکال به جهت زیبایی ۰/۳mm باشد. در نواحی لینگوال و انیسایزال دندانهای قدامی وسط اکلوزال دندانهای خلفی که نقاط تحت استرس می‌باشد، بهتر است که ضخامت فلز ۰/۵mm باشد.

«طرح ساختار فلزی در

رستوریشن‌های چند واحدی»

اصول ساخت، ساختار فلزی برای رستوریشن‌های تک واحد (Coping) که در قبل مورد مطالعه قرار گرفت، در پروتزهای چند واحدی نیز کاربرد دارد:

۱- تهیه ساپورت کافی برای پرسلن که باعث می‌گردد نیروهای تراکمی (Compressive Force) به جای نیروهای کششی (Tensile Force) به پرسلن وارد شود.

۲- ایجاد یک ساختمان محکم توسط طرح صحیح ساختار فلزی، به جای استفاده از توده زیاد فلز.

۳- ضخامت مناسب و یکنواخت پرسلن و جلوگیری از ضخیم شدن پرسلن از حد ۲mm-۱/۵

۴- طراحی پونتیکی و نقاط اتصال (Connectors) با در نظر گرفتن اصول استحکام، زیبایی و بهداشت دهان.

از استحکام کافی برخوردار باشد.

هنگامی که تک‌کراونها و یا دندانهای پایه نمی‌توانند نمای یک دندان تراش خورده را به‌طور کامل داشته باشند، تکنیک‌ها waxing مؤظفند که ساپورت اضافی را برای لبه اینسایزال فراهم نمایند. در تصاویر (۳-۹) و (۲-۹) طرح یک رستوریشن تک واحدی دیده می‌شود. برخی از کلینسین‌ها ترجیح می‌دهند که نقاط تماس اکلوزنی، از فلز تهیه گردد.

آماده نمودن فلز جهت پرسلن‌گذاری Veneerign

هدف از آماده ساختن فلز قبل از پرسلن‌گذاری عبارت است از:

۱- دفع آلودگی‌های سطحی فلز (Decontamination) به منظور هرچه بهتر انجام شدن bonding اپک.

۲- ایجاد ضخامت یکسان در نقاط مختلف ساختار فلزی.

۳- مشخص ساختن محل ختم پرسلن.

۴- آماده ساختن بافت سطحی (Surface Texture) فلز جهت bonding هرچه بهتر پرسلن.

تراش و آماده ساختن (Preparation) فلز در محل اتصال با پرسلن با استفاده از Alumina Stone انجام می‌گیرد. در درجه حرارتی که پرسلن پخته می‌شود، ذرات آلومینیوم در سطح رستوریشن ایجاد آلودگی نمی‌کند (ذرات شیشه موجود Alumina Stone نیز توسط اسید هیدروفلوریک از سطح فلز برداشته خواهد شد). برای پاک نمودن بیشتر سطح فلز می‌توان از سندبلاست با ذرات ۵۰ میکرون و Steam Cleaning استفاده نمود. نکته مهم دیگر، پرداخت نقاط فلزی است که بر روی آنها پرسلن قرار نمی‌گیرد. دادن فرم آناتومیک مناسب در لبه مارجین و صاف و صیقلی نمودن کولارهای تقویتی و به عبارت دیگر محل اتصال پرسلن و فلز که منجر به تثبیت نمای Emergence Profile می‌گردد. از اهمیت زیادی برخوردار می‌باشد. Finishing مارجین‌ها توسط لاستیک (Rubber Wheel) انجام می‌شود. کولار تقویتی تحت

۵- در نظر گرفتن زیبایی.
۶- تراش دقیق و محتاطانه دندانهای پایه خصوصاً در سطوح لینگوال و پروکسیمال.
۷- امکان مراقبت و حفظ بهداشت دهان در خانه.

«دندانهای پایه قدامی»

تفاوت رستوریشن‌های چند واحدی و تک واحدی در طرح و محل **Strut** پروکسیمالی می‌باشد. در دندانهای قدامی اتصال فلز (**Connector**) تا آنجا که فرم و فانکشن رستوریشن اجازه می‌دهد بطرف لینگوال برده می‌شود. ایمپراژورهای اینسایزالی و جینجیوالی می‌بایست با دقت فرم داده شوند. **Trestle Desing** لینگوالی سبب مشخص شدن اتصالات فلزی می‌شود و در این صورت **Post Soldering** (در صورت نیاز) تسهیل خواهد گردید.

«دندانهای پایه خلفی»

طرح نقاط اتصال در دندانهای پایه خلفی، به طور کلی مانند تک واحدی‌ها می‌باشد. در صورت ناکافی بودن ارتفاع اکلوزوجینجیوالی (**Interocclusal Space**)، می‌بایست **Strut** پروکسیمالی را برای ایجاد یک طرح **Trestle** به طرف اکلوزال توسعه داد. به این ترتیب طبعی موجود در سطح اکلوزال ضخامت کافی عمودی نقاط اتصال را تأمین ساخته و همچنین امکان تمیز کردن و حفظ سلامت پریدونشسین را در نواحی پروکسیمال فراهم می‌نماید.

«پونتیك Pontic»

طرح پونتیك نیز می‌بایست اصول فانکشنال را تأمین سازد: شکل (۹-۵) و (۹-۶)

نواحی قدامی: حتی المقدور، پرسنل گلیز شده می‌بایست در تماس با ریج قرار گیرد، تمام کوشش تکنیسین باید بر این باشد که یک سطح محدب (**Convex**) برای کاربرد آسان نخ دندان در مقابل ریج باقیمانده واقع شود. برای بدست آوردن تحدب سطح زیرین پونتیك، در روی تست نهایی از گچ ناحیه بی‌دندانی برداشته

می‌شود. (**Scored**) بعد از پرسن گذاری بریج در دهان قرار گرفته و پونتیك‌ها برای داشتن تطابق کافی با ریج باقیمانده مورد ارزیابی قرار می‌گیرند.

پونتیك در تمام نقاط می‌بایست به صورت **Modified Ridge Lap** باشد. برای آنکه در زیر پونتیك، ریج حالت تقعر پیدا نماید، از جراحی (الکتروسوجری) می‌توان برای تطابق هرچه بهتر بافت نرم با ریج ساخته شده کمک گرفت. الکتروسوجری بهتر است در مرحله‌ای که پروتز به‌طور موقت سیمان می‌گردد، انجام شود. نمای سطح پونتیك، اجازه بهبود هرچه بهتر و سریعتر ریج را می‌دهد و این مسئله لازمه‌اش تمیز نمودن روزانه ناحیه پونتیك توسط نخ دندان می‌باشد.

نواحی خلفی: پونتیك‌های خلفی نیز طرح و فرم مشابه با پونتیك‌های قدامی دارند. تنها تفاوتی که وجود دارد در این است که در مواقعی که زیبایی از اهمیت چندانی برخوردار نمی‌باشد برای حفظ بهداشت بهتر، می‌توان از پونتیك‌های **Sanitary** استفاده نمود.

«کنترل ایجاد تخلخل (Porosity) در

کستینگ‌ها»

تخلخل در کستینگ ناشی از اسپروگذاری غلط، درجه حرارت **Mold**، زمان و فشار کستینگ عوامل متعدد دیگر می‌باشد. تخلخل موجب شکستن نقاط اتصال (**Connectors**) در بریج‌ها می‌گردد. قواین استاندارد کستینگ و استفاده از **Chill Vent**، این نواقص را کاهش می‌دهد.

“Connectors”

اتصالات فلزی بین واحدهای مختلف پروتز، می‌تواند به صورتهای زیر باشد:

- ۱- یکپارچه (**Cast**)
- ۲- **Pre-Soldered**
- ۳- **Post-Soldered**
- ۴- **Interlockod**
- ۱- “**Cast Connectors**”

با نقطه ذوب پائین انجام می‌گیرد.
معایب: بعد از Soldering، امکان تغییر و پخت مجدد پرسن وجود ندارد. در این صورت قطعات Splint و یا پروتز از یکدیگر جدا می‌گردد. احتمال ایجاد آلودگی (Contamination) پرسن در طی کار هست.

۴ - "Interlockos"

از Interlockos جهت اتصال دندانهای پایه و قطعات مختلف پروتز استفاده می‌گردد. جهت تصحیح ردیف قرار گرفتن دندانها (Alignment) و سهولت در امر سیمان کردن به کار می‌رود. در عین حال اتصالات فوق به اندازه اتصالات یکپارچه و لحیم شده سخت نمی‌باشند و به همین دلیل صرفاً در موارد خاص کاربرد دارند.
Interlock ممکن است به صورت آماده باشند (Prefabricated) و یا در طی کستینگ تهیه گردند. معمولاً در هنگام دوباره‌سازی کامل یک قوس دندانی به کار می‌روند. زیرا نیروهای حاصل از انقباض پرسن باعث تخریب (distortion) ساختار فلزی در طی پخت می‌شود. به همین از اتصالات فوق جهت ارتباط یک Section قدامی به یک یا چند Sect خلفی به کار می‌رود.

«خلاصه»

طرح ساختار فلزی در رستوریشن‌های فلز - سرامیک از اهمیت زیادی برخوردار می‌باشد. حتی پرسن‌گذاری با بهترین تکنیک‌های موجود نیز قادر نخواهد بود که جایگزین ساختار فلزی یک رستوریشن گردد. در اینجا به آخرین پیشرفت‌هایی که در این زمینه وجود داشته اشاره شده است تا دندانپزشک و همچنین تکنسین او بتوانند حداکثر استفاده را ببرند.

استفاده از اتصالات یکپارچه در بین قطعات یک رستوریشن بسیار متداول می‌باشد، چون به هر حال لحیم کردن رستوریشن‌های فلز - سرامیک همراه با مشکلاتی خواهد بود.

مزایا: در صورتی که عمل کستینگ با تکنیک صحیح انجام گیرد، نقاط اتصال به اندازه فلز مورد مصرف دارای استحکام می‌باشند. میزان دقت (Accuracy) آنها قابل کنترل می‌باشد. با حذف مرحله Soldering در زمان صرفه‌جویی خواهد گردید.

معایب: قالب نهایی باید از دقت کامل برخوردار بوده و دایها نیز Stable باشند. در صورتی که در زمینه کار چند پزشک موجود باشند، احتمال ایجاد تخلخل در آنها خواهد بود. با تکنیک فوق ارزیابی دقیق فریم بر روی هر یک از دندانهای پایه، در داخل دهان کار مشکلی است.

۲ - "Pre Soldered Connectors"

مزایا: دندانپزشک می‌تواند تطابق هر یک از واحدها را کنترل نماید.

معایب: کار کردن با لحیم‌هایی که نقطه ذوب بالا دارند کار مشکلی است، خصوصاً وقتی نقطه ذوب آنها به فلز اصلی نزدیک باشد. تکرار مراحل انجام شده (Soldering) ممکن است اشکالاتی را در اتصال واحدها ایجاد نماید. اکسیده شدن بعضی از آلیاژها باعث می‌گردد که کنترل آنها مشکل بوده و مانع از Wetting واحدهای مجاور خواهد بود. به طور کلی میزان Failure با تکنیک فوق ۲۰-۴۰٪ می‌باشد.

۳ - "Post-Soldered Connectors"

مزایا: اطمینان کامل از تطابق هر یک از واحدها و تهیه ایندکس گچی در داخل دهان امکان‌پذیر می‌باشد. مراحل لحیم کردن نسبتاً آسان بوده و توسط لحیم‌های طلا