خواص مواد / فصل دوم کتاب مواد دندانی پاورز

(سطح اهمیت: A)

خواص مواد معیاری برای انتخاب آنها برای کاربردهای درمانی گوناگون است و ارتباط میان موفقیت بالینی یک ماده با برخی ویژگی‌های آزمایشگاهی آن ماده اثبات شده. مقادیر حداقلی بعضی از ویژگی‌ها برای تضمین نتایج بالینی در استانداردها یا مشخصات فنی تبیین شده‌اند. انستیتوی استاندارد ملی آمریکا (ANSI)، انجمن دندانپزشکی آمریکا (ADA)، سازمان بین المللی استانداردسازی (ISO) و سازمان‌های فدرال، بیش از ۱۰۰ استاندارد برای مواد دندانپزشکی تبیین نموده‌اند.

تغییرات ابعادی

تغییرات ابعادی درصدی از انقباض یا انبساط ماده است (نسبت به طول یا حجم اولیه) که برای تهیه یک قالب یا مدل دقیق حائز اهمیت است.

فرایندهای ستینگ شیمیایی و سرد یا گرم شدن مواد می‌تواند باعث تغییرات ابعادی شود.

تغییرات ابعادی حجمی سه برابر تغییرات ابعادی خطی همان ماده است و البته اندازه‌گیری دشوارتری دارد.

این پارامتر فاقد واحد است.

تغییرات ابعادی حرارتی

عدم تناسب میان تغییرات ابعادی حرارتی دندان و مواد ترمیمی باعث بروز ریزنشت می‌شود.

ضریب انبساط حرارتی خطی یک ماده، میزانی از افزایش طول است که به ازای ۱ درجه افزایش دما، در هر واحد از طول ماده روی می‌دهد و گزارش ضریب انبساط خطی به ضریب انبساط حجمی حرارتی اولویت دارد.

ضریب انبساط حرارتی برای ماده‌ای مثل موم در تمام محدوده‌های دمایی یکسان نیست و غالباً در مایعات از جامدات بیشتر است.

وقوع پدیده Percolation به رابطه ضریب انبساط حرارتی مواد و دندان و قدرت باند بین آنها بستگی دارد و به دلیل: تحریک احتمالی پالپ دندان و پوسیدگی راجعه، نامطلوب در نظرگرفته می‌شود. در آمالگام دندانی استثنائا در اثر پر شدن فضای اینترفشیال با محصولات ناشی از خوردگی آمالگام، به مرور زمان شاهد کاهش Percolation هستیم.

- جمع‌بندی: مواد از نظر ضریب انبساط حرارتی: پلیمرهای فاقد فیلر < آمالگام و کامپوزیت > دندان و آلیاژ طلا > سرامیک‌های دندانی

- نکته جدول ۱-۲: از نظر ضریب انبساط حرارتی: موم> پلیمرهای فاقد فیلر> کامپوزیت‌های دندانی> آمالگام> آلیاژ طلا> گلاس آینومر> دندان و سرامیک‌های دندانی

هدایت حرارتی

فلزات هدایت حرارتی بالاتری نسبت به پلیمرها و سرامیک‌ها دارند که حساسیت‌های دندانی پس از ترمیم‌ها را توجیه می‌کند. وارنیش‌ها و لاینرها رسانایی حرارتی پایینی دارند اما مقادیر به کار رفته از آنها به قدری نازک است که **به عنوان عایق‌های حرارتی کاربردی ندارد.**

- جمع‌بندی: مواد از نظر هدایت حرارتی: طلا> آمالگام دندانی> بافت‌های دندانی و گلاس اینومر و کامپوزیت‌های دندانی> وارنیش و لاینرها
- نکات جدول ۲-۲: از نظر رسانایی حرارتی: طلا> آمالگام> زینک فسفات> سرامک‌های دندانی و کامپوزیت‌ها> مینا> عاج> زینک اکساید اوژنول> آکریل بدون فیلر
- هرچه انتقال حرارتی یا رسانایی حرارتی پایین‌تر باشد، ماده در برابر حرارت عایق بهتری است. طلا و آمالگام حتما نیاز به بیس و عایقی با رسانایی حرارتی پایین‌تر دارند. زینک فسفات و زینک اکساید اوژنول برای کف‌بندی ترکیبات مناسبی هستند. عاج نسبت به مینا عایق حرارتی بهتری است.

خواص الکتریکی

گالوانیسم: تولید جریان‌های الکتریکی است که بیمار می‌تواند احساس کند و در اثر وجود فلزات گوناگون در دهان در حضور یک الکترولیت (بزاق) ایجاد می‌شود. در چنین شرایطی بیمار درد و غالباً طعم فلزی را گزارش می‌کند. هرچه پتانسیل الکترودی مثبت‌تر و بزرگ‌تر باشد، تمایل فلز برای یونیزاسین بالاتر است

خوردگی(کروژن): ناشی از شرایط مشابهی گالوانیسم است. در اثر گالوانیک، یکی از فلزات شروع به ورود به محلول می‌کند و درنتیجه آن فلز دچار خشونت سطحی و تخلخل می‌شود. موارد احمال وقوع کروژن عبارتند از: قرارگیری دو ترمیم ناهمسان مجاور یکدیگر، آلوده شدن آلیاژ طلا به فلزی مانند آهن در لابراتوار، تفاوت در غلظت عناصر در بخش‌های مختلف یک ترمیم، حمله شیمیایی ترکیبات موجود در مواد غذایی یا بزاق به فلزات

تارنیش: واکنش آمالگام دندانی با سولفیدها و کلریدهای موجود در دهان که به مات شدن و تغییر رنگ آمالگام منجر می‌شود. تارنیش یک واکنش سطحی فلزات در دهان، در اثر ترکیبات موجود در بزاق یا مواد غذایی است.

احتمال وقوع واکنش گالوانیک در دهان در تماس‌های پروگزیمالی بیشتر از تماس‌های اکلوزالی است.

حلالیت و جذب

مطالعات آزمایشگاهی مواد را به صورت غوطه‌ور در آب مقطر ارزیابی می‌کنند. گاهی نتایج به دست آمده در آزمایشگاه به دلیل پوشش مواد در محیط دهان با پلاک‌های باکتریال با مشاهدات بالینی در تناقض است. احتمال بروز حلالیت در محیط دهان از محیط‌های آزمایشگاهی بالاتر است. با این حال، ارزیابی‌های آزمایشگاهی غالباً مواد را به درستی رتبه بندی می‌کنند.

حلالیت و جذب به دو روش گزارش می‌شوند: درصد وزنی (نسبت به وزن اولیه) حلال یا ماده جذب شده یا وزن ماده حل شده یا جذب شده در واحد سطح

جذب توده ای یا Absorbtion: جذب مایعات توسط توده جامد. (جذب تعادلی آب توسط پلیمرهای آکریلیک = ۲٪)

جذب سطحی یا Adsorbtion : غلظت مولکول‌های آب در سطح یک جامد.

تر شوندگی

تر شوندگی، میزان تمایل یک مایع به یک جامد است و با پخش شدن یک قطره از مایع نشان داده می‌شود. تر شوندگی یک جامد توسط یک مایع را می‌توان با شکل قطره مایع روی سطح جامد ارزیابی کرد. (زاویه تماس θ: زاویه داخلی) که از برخورد سطح جامد و خطی که مماس بر قطره است به دست می‌آید.)

اگر زاویه تماس کم باشد جامد به راحتی توسط مایع تر شده است (هیدروفیل است).

میزان تر شوندگی به انرژی سطحی جامدات و مایعات و جاذبه بین مولکولی آنها بستگی دارد.

جامدات با انرژی بالا و مایعات با انرژی پایین‌تر شوندگی خوبی را رقم می‌زنند.

زاویه تماس بالای آب بر روی جامدات هیدروفوب را می‌توان با افزودن یک عامل ترکننده مانند دترجنت به آب(عامل کاهش کشش و انرژی) کاهش داد. دترجنت‌ها یا به آب اضافه می‌شوند و یا روی سطوح اسپری می‌شوند و یا به مواد (مثلا مواد قالب‌گیری) افزوده می‌شوند.

- جمع بندی: از نظر انرژی سطحی: فلزات و اکسیدها(سرامیک‌های دندانی) > موم> تفلون> پلیمر(کامپوزیت‌های دندانی)

خواص مکانیکی

حداکثر نیروهای اکلوزالی از دندان مولر به سمت اینسایزورها کاهش می‌یابد. (متناسب با فاصله از مفصل TMJ به عنوان تکیه‌گاه) میانگین نیروهای اکلوزالی در مولر اول و دوم حدود ۵۸۰ نیوتن (N) است و در پره‌مولرها، نیش و اینسایزورها به ترتیب ۳۱۰، ۲۲۰ و ۱۸۰ نیوتن است.

بیماران دارای دنچر تنها می‌توانند حدود ۱۹٪ از نیروی اکلوزالی دندان‌های طبیعی را اعمال نمایند. (میانگین نیروی اکلوزالی در پروتزهای پارسیل و کامل در حدود ۱۱۱ نیوتن است)

- جمع‌بندی: از نظر قدرت اعمال نیرو: مولر طبیعی> پره مولر طبیعی و بریج مولر> کانین> اینسایزورهای طبیعی> پروتزهای پارسیل> پروتز کامل

استرس: نیرو در واحد سطح است. برای یک نیروی مشخص، هر چه ناحیه اعمال نیرو کوچکتر باشد، استرس بیشتر خواهد بود

در نور پلاریزه، تعداد خطوط، مستقیماً با استرس در ارتباط است و استرس با سطح اعمال نیرو رابطه معکوس دارد.

نیروهای کششی و فشاری به عنوان نیروهای آگزیال یا محوری شناخته می‌شوند.

استرین: تغییر طول در واحد طول یک ماده است که در اثر استرس ایجاد می‌شود. (فاقد واحد)

- نکته: آلیاژ طلا یک ماده داکتایل است و مینای دندان یک ماده ترد و بریتل اما هر دو می‌توانند سفتی بالایی داشته باشند.

مدول الاستیک: معادل نسبت استرس به استرین در محدوده خطی یا الاستیک منحنی استرس-استرین است. مدول الاستیک میزان سفتی یک ماده را نشان می‌دهد.

- جمع‌بندی: از نظر سفتی و مدول الاستیک: مینا و آلیاژهای طلا> سمان زینک فسفات، عاج و کامپوزیت‌های دندانی> آکریل‌های فاقد فیلر> مواد قالب‌گیری الاستومری

حد تناسب و استحکام تسلیم: میزان استرسی هستند که در آن ماده دیگر به صورت یک جامد الاستیک رفتار نمی‌کند و معادل مقادیر استرس مجاز قبل از تغییر شکل دائمی هستند.

حد تناسب (proportional limit): میزان استرسی است که بعد از آن منحنی دیگر خطی نباشد یا به عبارت دیگر تغییرات استرین و استرس متناسب نباشد.

استحکام تسلیم (yield strength): مقدار استرس در زمان وقوع میزان مشخصی از تغییر شکل دائمی (مثلاً ۰/۰۰۱) بنابراین همیشه کمی بالاتر از حد تناسب است.

مواد در حین عملکرد در زیر حد تناسب یا استحکام تسلیم، الاستیک در نظر گرفته می‌شوند و در مقادیر بالاتر به صورت پلاستیک رفتار می‌کنند.

- نکته جدول ۵-۲: از نظر استحکام تسلیم: مینای دندان> آلیاژ طلای دندانپزشکی> عاج دندان> کامپوزیت دندانی> آکریل‌های فاقد فیلر

استحکام نهایی (ultimate strength): استرسی که در آن شکست روی می‌دهد.

مواد ترد مانند مینای دندان، آمالگام و کامپوزیت‌ها در برابر فشرده سازی نسبت به کشش قوی‌تر عمل می‌کنند.

استحکام برشی مواد با مقادیر استحکام کششی همان مواد دارای ارتباط است.

کیفیت باند بین دو ماده (شیمیایی، مکانیکی یا ترکیبی از هر دو) معمولاً با کشش یا برش اندازه‌گیری می‌شود و به صورت استرس لازم برای شکست باند توصیف می‌شود. (یا همان استحکام باند)

باند بین دندان مصنوعی آکریلیک و بیس آکریلیک دنچر شیمیایی و با استفاده از متد کششی اندازه‌گیری می‌شود.

باند بین کامپوزیت‌ها و مینای اچ شده اساساً مکانیکی است (لایه هیبرید) و به روش کششی اندازه‌گیری می‌شود.

- نکات جدول ۶-۲: استحکام فشاری مینا ۱.۵ برابر عاج اما استحکام کششی عاج ۱۰ برابر مینا است. برخی از مواد در برابر اعمال نیروهای کششی و برخی در معرض نیروهای فشاری مقاومت بالاتری دارند.

درصد افزایش طول (percent elongation): میزان تغییر شکلی که یک ماده قبل از پارگی می‌تواند متحمل شود.

درصد افزایش طول (percent elongation) یک ماده در لحظه پارگی‌اش را می‌توان با ضرب استرین (تغییر شکل در طول واحد) در ۱۰۰ محاسبه کرد.

درصد افزایش طول و فشردگی به ترتیب معیارهایی برای داکتیلیتی یا سیم شوندگی (ductility) و چکش‌خواری (malleability) هستند.

به طور کلی، آلیاژهای طلای با افزایش طول کمتر از ۵٪ شکننده و بالاتر از ۵٪، به عنوان داکتایل طبقه‌بندی می‌شوند.

کامپوزیت‌ها در دسته مواد شکننده طبقه‌بندی می‌شوند (درصد فشرده‌سازی ۲٪ تا ۳٪ دارند) و غالباً در دهان به دلیل شکستگی ترد، دچار شکست می‌شوند.

ارتجاعیت (resilience) و چقرمگی(toughness): انرژی لازم برای تغییر شکل دائمی یک ماده نشان‌دهنده ارتجاعیت آن ماده است(معادل انرژی جذب شده توسط ماده تا حد تناسب) در حالی که انرژی لازم برای شکستن یک ماده نشان‌دهنده چقرمگی(معادل انرژی جذب شده توسط ماده تا استحکام نهایی) آن ماده است. این دو ویژگی با نواحی زیر منحنی استرس-استرین در ارتباطند.

- نکته: کامپوزیت‌ها و آکریل‌های فاقد فیلر با وجود تفاوت‌های قابل توجه در استحکام تسلیم، ارتجاعیت تقریباً برابر دارند ($۷cm\text{-}kg/cm^۳$). کامپوزیت‌ها نسبت به آکریل‌های فاقد فیلر استحکام تسلیم به مراتب بالاتری دارند اما آکریل‌های فاقد فیلر قبل از شکست خیلی بیشتر از کامپوزیت‌ها متحمل تغییر شکل می‌شوند و به همین دلیل چقرتر به شمار می‌روند.

سختی: مقاومت در برابر ایندنتیشن (نقطه گذاری توسط یک فرورونده) توسط یک ماده سخت همچون الماس.

هیچ ارتباط مستقیمی بین سختی و استحکام تسلیم و مقاومت در برابر سایش وجود ندارد. (مقایسه مواد گوناگون از یک نوع استثناء است)

سختی مواد دندانپزشکی غالباً با سختی نوپ(Knoop hardness) گزارش می‌شود. (طول قطر بلندتر اثر بر جای مانده از یک فرورونده الماسی با سطح مقطع لوزی) هرچه فرورفتگی بزرگتر باشد، سختی ماده کمتر است.

برای ارزیابی سختی ناحیه اتصال مینا و عاج از روش nanoindentation استفاده می‌شود.

مقادیر nanoindentation را نمی‌توان به طور مستقیم با مقادیر نوپ مقایسه کرد زیرا سختی نوپ براساس تغییر شکل دائمی سطح پس از حذف نیرو محاسبه می‌شود در حالیکه مقادیر nanoindentation براساس میزان نفوذ در زمان اعمال نیرو محاسبه می‌شود اما هر دو روش، مواد را با ترتیب یکسانی رتبه‌بندی می‌کنند.

یک مزیت اضافی در روش nanoindentation امکان محاسبه مدول الاستیک است.

- نکات جدول ۷-۲: واحد سختی یا هاردنس: کیلوگرم بر میلی‌متر مربع یا پاسکال است.
- بر اساس سختی: فیلرهای مورد استفاده در رزین کامپوزیت‌ها>کامپوزیت فلو میکروفیلد> لایه هیبرید در حدفاصل کامپوزیت و دندان> ادهزیو رزینی> سرامیک‌های دندانی> مینای دندان> آمالگام دندانی> طلای ۲۴ عیار> عاج دندان> سمان دندان>سمان زینک فسفات>رزین فاقد فیلر

منحنی استرین-زمان

برای موادی که استرین به مدت زمان اعمال نیرو بستگی دارد(مواد ویسکوالاستیک: و مواد قالب‌گیری الاستومری، آمالگام دندانی و عاج) رسم منحنی استرین-زمان ارجحیت دارد.

استحکام مواد ویسکوالاستیک به سرعت اعمال نیرو بستگی دارد و در نیروهای سریعتر استحکام کششی افزایش می‌یابد. پس بهتر است قالب‌های آلژیناتی با یک حرکت سریع از دهان خارج شوند.

مقادیر استحکام فشاری محاسبه شده در سرعت‌های پایین‌تر نسبت به اعمال نیرو در سرعت‌های بالاتر ارتباط بهتری با شرایط بالینی دارد.

ویژگی‌های مواد در زمان اعمال نیرو با **سرعت‌های بسیار بالا** مثل ضربه، با عنوان خواص **دینامیک** طبقه‌بندی می‌شوند.

مدول دینامیک: معیاری از سفتی مواد در سرعت بالای استرین است و برای مواد محافظ دهان که خصوصیات مکانیکی‌شان وابسته به میزان کرنش است بسیار اهمیت دارد.

ارتجاعیت دینامیک: انرژی جذب شده در استرین‌های با سرعت بالا مثل ضربه به یک محافظ دهان ورزشی را اندازه‌گیری می‌کند.

ضمیمه:

رسانایی حرارتی: هدایت حرارتی معادل تعداد کالری‌هایی (calories of number) است که در ثانیه از سطح مقطع ۱ سانتی‌متر مربعی یک ماده در جریان است. در رسانایی حرارتی اختلاف دما در دو سوی ماده یک درجه سانتی‌گراد است.

تغییرات ابعادی در زمان ستینگ	$\overset{\longleftrightarrow}{\mid l_0 \mid}$ $\overset{\longleftrightarrow}{\mid l_1 \mid}$ $\frac{l_1 - l_0}{l_0} \times 100 = \%$
تغییرات ابعادی حرارتی	$\frac{l_{t2} - l_{t1}}{l_{t1}} \div (t_2 - t_1) =$ Linear coefficient of thermal expansion
استرس	$\text{Stress} = \frac{\text{Force}}{\text{Area}}$
استرین	$\text{Strain} = \frac{\text{Deformation}}{\text{Length}}$
مدول الاستیک	$\text{Elastic modulus} = \frac{\text{Stress}}{\text{Strain}}$