

باسمه تعالی

جزوه نهایی

مواد کاربردی

سال تحصیلی ۱۴۰۴-۱۴۰۵



دندانپزشکی ورودی مهر ۱۴۰۱ علوم پزشکی تبریز

بسمه تعالی

«مواد دندانی کاربردی»

2-3

دکتر ملکی

زیست سازگاری

نویسنده: شایان محمدی

تایپست: شایان محمدی

ویراستار: بهنام علامی



دندانپزشکی ورودی مهر ۱۴۰۱ علوم پزشکی تبریز

● زیست‌سازگاری

امروز و جلسه بعد راجب تعریف زیست‌سازگاری و انواع تست‌هایی که می‌شود برای آن انجام داد را در خدمتون خواهیم بود



گفتیم که در مورد مفهوم زیست‌سازگاری صحبت خواهیم کرد یا Bio Compatibility ، اولین چیزی که از سازگاری به ذهنتون میرسه چیه؟ این علامت‌ها رو ممکنه روی مواد دستگاه‌هایی که استفاده می‌کنیم ببینید هر کدام علامتی دارد که به زیست‌سازگاری مربوط هست که در ادامه می‌خونیم، غیر سمی است یا ضد خوردگی است مثلاً غیر موتاژن هست و انواع علامت‌هایی که در این زمینه وجود دارد.

✓ در پزشکی و دندانپزشکی هر ماده، دستگاه و وسیله‌ای که برای بیمارتان استفاده می‌کنید باید تست‌های زیست‌سازگاری رو پاس کرده باشد که بتواند در همان مرحله اول وارد بازار بشود و بتوانید از آن برای بیمار استفاده بکنید.

◎ زیست ماده

برای اینکه زیست‌سازگاری را تعریف بکنیم لازم هست که قبل از آن زیست ماده رو تعریف بکنیم، زیست ماده یا Bio Material هر ماده طبیعی یا مصنوعی که برای کاربرد خاصی در ارتباط با یک موجود زنده به کار میرود گفته میشود. پس همه موادی که شما در دندانپزشکی استفاده می‌کنید برای بیمارتون بایومتریال یا زیست ماده هستند. هر ماده غیر زنده طبیعی یا مصنوعی که برای موجود زنده به کار میرود که این موجود زنده می‌تواند سلول، باکتری، حیوان یا انسان باشد.

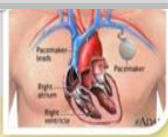
◎ زیست‌سازگاری

زیست‌سازگاری چیه؟ اولین بار سال ۱۹۸۶ از این عبارت استفاده شده که به معنی توانایی یک ماده برای بهره‌گیری در یک کاربرد خاص به همراه پاسخ مناسب در میزبان بدون اینکه پاسخ نامطلوب موضعی یا سیستمیک در آن موجود ایجاد کند. پس یک ماده‌ای را شما برای یک کاربرد خاص در دندانپزشکی استفاده می‌کنید و از آن انتظار یک پاسخ دارید : در بدن ماده پر کننده استفاده می‌کنید که آن قسمت‌های از دست رفته دندان رو در واقع جایگزین می‌کند، ایمپلنت استفاده می‌کنید به عنوان دندانی که از دست رفته است ، Membrane استفاده می‌کنید برای کاربرد خاصی که رشد بافت استخوان را القا کند،

پس از این مواد انتظار یک پاسخ درمانی داریم و در عین حال انتظار داریم پاسخ نامطلوبی چه به صورت موضعی و چه به صورت سیستمیک از خودش بروز ندهد که راجب این پاسخ‌های نامطلوب در ادامه خواهیم گفت.

BIOMATERIAL

- "When a material is placed within, or in contact with the human body, it is referred to as biomaterial"
- OR
- "A non living material designed to interact with the biological system"




BIOCOMPATIBILITY

- Defined as, "The ability of a material to elicit an appropriate biological response in a given application in the body."
- The material is said to be "biocompatible" when it possesses the property of being non destructive in a biological system.

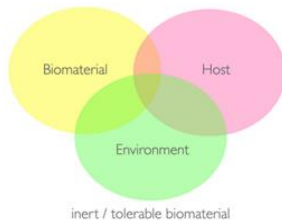
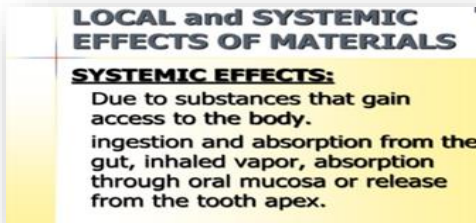
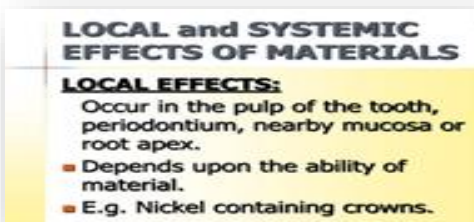



○ پاسخ موضعی و سیستمیک

پاسخ موضعی یعنی در آن قسمتی که از ماده استفاده می‌شود و سیستمیک یعنی این ماده با مایعات بدن (خون، لنف و...) به جاهای دیگر بدن هم برود و سمیت ایجاد کند پس در هر دو صورت این ماده نباید ایجاد عدم زیست سازگاری بکند.

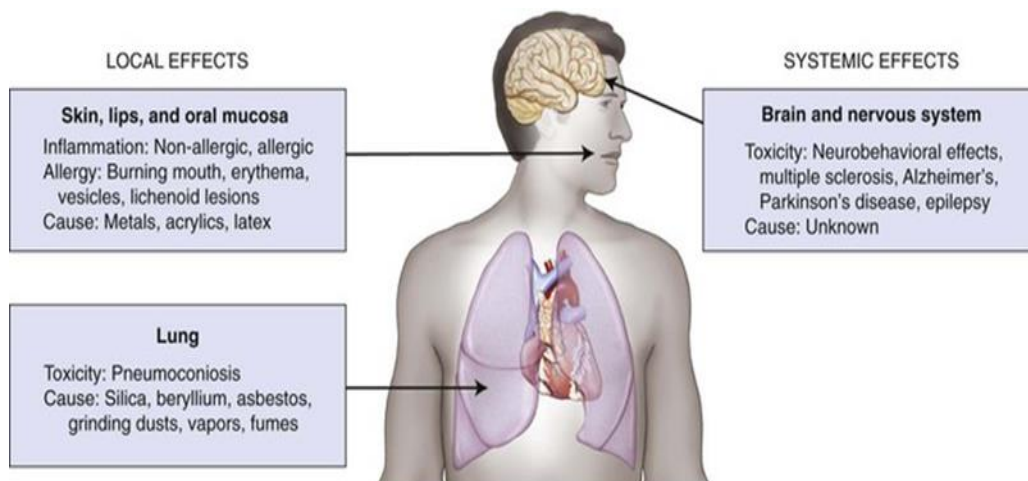
عدم زیست سازگاری یا لوکال (موضعی) هست یعنی فقط در اون قسمت اثر می‌ذاره یا سیستمیک هست که انتقال از محل اصلی با مایعات بدن یا با استنشاق هم ممکنه اتفاق بیفته به نقاط دیگر بدن

برای پاسخ لوکال مثالی که زده شده برای دندان پزشکی، کراون های حاوی نیکل هستند که عدم زیست سازگاری موضعی مشاهده شده یا پاسخ سیستمیک مثلاً موادی که برلیوم دارند و در دندانپزشکی استفاده میشوند از طریق استنشاق به ریه‌های بیمار رفته و ایجاد سرطان می‌کنند.



✓ پس زیست سازگاری توانایی یک ماده است و با یک چرخه سر و کار داریم که زیست ماده ما باید با میزبان و محیط زیست در حال تعادل باشد تا بتواند یک زیست ماده باشد چون ماده‌ای که استفاده می‌شود نهایتاً دفع شده و ممکن هست وارد محیط زیست شود.

✓ هر وسیله پزشکی یا دندانپزشکی که با بدن بیمار در تماس هست باید عملکرد مورد نظر را بدون هیچگونه تاثیر منفی اجرا کند و اگر تاثیر منفی بگذارد این تاثیر میتواند کوتاه مدت یا بلند مدت باشد. بنابراین برای جلوگیری از این تاثیرات، تجهیزات پزشکی شامل مواد مصرفی و دستگاه‌ها و هر چیزی که استفاده می‌کنیم باید قبل از کاربرد در موجود زنده در انسان در آزمایشگاه تحت تست‌های زیست سازگاری قرار بگیرند و بعد از تایید وارد بازار شده و در انسان استفاده شود.



● انواع عدم زیست سازگاری

به اشتباه همیشه ما عدم زیست سازگاری را برابر با سمیت می‌دانیم ولی سمیت یکی از مصادیق عدم زیست سازگاری هست، ماده‌ای که زیست سازگار نباشد، یا سمی هست یا آلرژی زاست و یا التهاب‌زاست که تعریف هر کدام را جلوتر می‌خوانیم. پس سمیت چون مهمترین زیرمجموعه عدم زیست سازگاری هست بیشتر این دو را برابر میدانند.

سمیت

TOXICITY

- Earliest response studied.
- First screening test for every material.
- Materials may release toxic substances.
e.g.
lead containing materials.



سمیت خاصیتی از ماده است که کاملاً وابسته به دوز هست یعنی آبی که استفاده می‌کنیم هم می‌تواند در دوزهای بالا سمی باشد یا یک زهر بسیار خطرناک در دوزهای پایین سمی نباشد، پس کاملاً وابسته به دوز هست. خاصیتی از ماده است که می‌تواند منجر به مرگ سلولی، از کار افتادن یک سلول، از بین بردن ژنوم سلول، از کار افتادن یک بافت یا ارگان بشود و یا موادی که از ماده سمی ریلیز میشود ممکن هست که باعث مرگ سلولی و از بین رفتن بافت یا ارگان بشه و خود این سمیت میتواند باعث آلرژی یا التهاب شود.

سمیت ممکن هست سمیت سلولی^۱ باشد و فقط خود سلول را درگیر بکند، سمیت بافتی^۲ یک بافت و ارگان را درگیر بکند،

سمیت ژنی^۳ میتواند در داخل سلول به ژنوم سلولی آسیب بزند و باعث تقویت ژنی مخرب شده و منجر به سرطانی شدن شود و سمیت سیستمیک^۴ که ممکن است حاد یا مزمن باشد که با خون و لنف در بدن بچرخد و به ارگان‌ها آسیب برساند. (سمیت ارگانیکی یا عضوی)

MUTAGENIC REACTION

- Occurs when the components of the materials alter the base pair sequence of DNA.
- May be due to direct / indirect interactions.
- Does not imply carcinogenicity.
- Metal ions from a dental material (nickel, beryllium and copper)



مثالی که برای سمیت در رشته شما زده شده سیم‌های ارتودنسی حاوی نیکل بریلیوم و مس هستند که باعث سمیت ژنی شده و به ژن آسیب زدند (موتاسیون) یا مواد دندان پزشکی که حاوی سرب هستن باعث سمیت شدند، و مواد قالب‌گیری مبتنی بر پلی سولفیت باعث سمیت شدند یعنی سمیت‌هایی از شون گزارش شده نه اینکه همه محصولات سمی باشند. آمالگام هم که میدونیم دارای جیوه هست که هم سمیت موضعی و هم سمیت سیستمیک از آن گزارش شده است.

It is time to get-rid of Mercury-Amalgam



سوال بچه ها : سمیت ممکنه فقط در یک جایی از بدن باشه؟ مثلاً سیلر و گوتا که قرار میدیم داخل کانال اگر over بشه اذیت میکنه یعنی به جایی سمیه یا جایی سمی نیست.

پاسخ استاد : کاملاً وابسته به دوزی هست که استفاده می‌کنیم و محلی که استفاده می‌کنیم سطحی باشه، عمقی باشه، نزدیک به خون باشه همه این‌ها تاثیر دارند و از فرد به فرد و نسبت به سیستم ایمنی آنها میتواند متفاوت باشد.

⊙ آلرژی

ALLERGY

- Most Familiar to the general public.
- Body specifically recognizes a material as a foreign body and reacts disproportionately to the amount of material.
- Involves all the dimensions of the immune system.
- Can be difficult to differentiate from non-allergic inflammation or low grade toxicity.
- E.g. Latex.




آلرژی واکنش بدن به یک جسم خارجی هست که خودش ممکن هست به التهاب، حساسیت زایی یا واکنش زایی منجر شود مثل حساسیت‌های پوستی، حساسیت‌های بافتی، و واکنش‌هایی مثل آنافیلاکسی، شوک و آلرژی.

موادی که در پزشکی و دندانپزشکی برای بیمار استفاده می‌کنیم ممکن هست بدن علیه آن ماده واکنش نشان دهد که به آن آلرژی یا حساسیت واکنش بیش از اندازه سیستم ایمنی بدن گفته میشود که از سمیت جداست ولی می‌تواند ناشی از سمیت باشد یعنی ماده ای که استفاده کردیم سمی

بوده و علاوه بر اثرات سمیت می‌تونه آلرژی هم در شخص ایجاد بکند یا نه کلاً فقط خود آلرژی را ایجاد کند.

✓ آلرژی به التهاب، خارش، آبریزش بینی و تنگی نفس منجر میشود و اگر به صورت سیستمیک اتفاق بیفتد ممکن هست شاهد درد معده گرفتگی ماهیچه‌ها و در شدیدترین حالت آنافیلاکسی یعنی شوکی که کل بدن را در بر میگیرد را شاهد باشیم.

خب مثالی که زده شده دستکش‌های لاتکس هستند که هم باعث آلرژی در خود دندانپزشک و هم بافت‌هایی از بیمار که با دستکش در ارتباط بودند شدند.

⊙ التهاب (Inflammation)

INFLAMMATION

- Second type.
- Activate immune response of the host.
- May be due to toxicity or allergy.
- Inflammation precedes toxicity. e.g. Pulpal and Periodontal



التهاب (Inflammation) یکی از واکنش‌های خود بدن است که ممکن است در برابر ورود یک جسم خارجی (Foreign body) اتفاق بیفتد. این واکنش می‌تواند زمانی ایجاد شود که بدن ماده‌ای را بیگانه تشخیص دهد و نسبت به آن پاسخ نشان دهد. التهاب می‌تواند به دلایل مختلفی ایجاد شود که مهم‌ترین آن‌ها عبارت‌اند از : سمیت (Toxicity) و آلرژی (Allergy)، در برخی موارد، شدت آلرژی به حدی بالاست که منجر به التهاب شدید می‌شود.

تمام این واکنش‌ها ممکن است موضعی (Local) باشند یا سیستمیک (Systemic) باشند و کل بدن را درگیر کنند.

○ علائم و نشانه‌های التهاب

نشانه‌های کلاسیک التهاب شامل موارد زیر هستند:

* گرمای ناحیه ملتهب (Heat)

* قرمزی (Redness)

* تورم (Swelling)

* درد (Pain)

* تغییرات عملکردی یا اختلال عملکرد ناحیه درگیر (Functional changes / Loss of function)

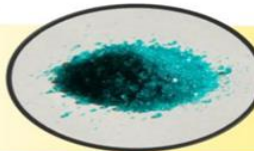
به‌عنوان مثال، کاغذهای نمونه‌گیری و سواپ‌های نمونه‌گیری (Sampling swabs) که در دندان‌پزشکی استفاده می‌شوند، در برخی موارد باعث ایجاد التهاب شده‌اند. این مثال نشان می‌دهد که حتی موادی که برای مدت کوتاه استفاده می‌شوند نیز می‌توانند باعث واکنش التهابی شوند. همچنین گفته شد که این واکنش‌ها ممکن است به حساسیت‌زایی (Sensitization) و واکنش‌پذیری (Reactivity) نیز منجر شوند. این واکنش‌ها معمولاً روی سطح تماس ماده با بدن خود را نشان می‌دهند. به این صورت که اگر تماس با پوست (Skin) باشد، واکنش روی پوست دیده می‌شود، اگر تماس با لثه (Gingiva) باشد، واکنش در ناحیه لثه بروز می‌کند.

مثال‌هایی از واکنش‌های التهابی و آلرژیک

- * دستکش‌های لاتکس (Latex gloves) در حدود ۶ تا ۷ درصد افراد باعث بروز اگزما، تورم و واکنش‌های پوستی می‌شوند.
- * حدود ۱۰ تا ۲۰ درصد افراد نسبت به نیکل (Nickel) حساسیت و آلرژی نشان می‌دهند.
- * صد درصد افرادی که به نیکل حساسیت نشان می‌دهند، نسبت به پالادیوم (Palladium) نیز آلرژی دارند.
- * بریلیوم (Beryllium) فلزی است که ممکن است در ایمپلنت‌های دندان استفاده شود.
- حدود ۱ تا ۲ درصد افراد به بریلیوم حساسیت نشان داده‌اند و بریلیوم باعث ایجاد بریلیوز (Berylliosis) شده است، یعنی مسمومیت با فلز بریلیوم که از طریق استنشاق (Inhalation) وارد ریه‌ها می‌شود.

CURRENT BIOCOMPATIBILITY ISSUES IN DENTISTRY

- **Nickel:** But only 33% of individuals allergic to nickel will be allergic to palladium. Etiology not known.
- **Beryllium:** Only used in 1% – 2% by weight in Ni-Cr alloy. Carcinogenic effects. Can cause "berylliosis".




CURRENT BIOCOMPATIBILITY ISSUES IN DENTISTRY

- **Latex:** Incidence rate 6% - 7% may cause localized rashes or swelling, dermatitis of hands (eczema)
- **Nickel:** Incidence rate 10% - 20%. 100% of patients sensitive to palladium will be sensitive to nickel.




● فاکتورهای مؤثر بر عدم زیست‌سازگاری یک زیست‌ماده

⊙ محل قرارگیری زیست‌ماده

یکی از عوامل مهم این است که زیست‌ماده در چه محلی قرار می‌گیرد. در این بررسی باید به موارد زیر توجه شود:

* آیا بافت اطراف آن بافت نرم (Soft tissue) است یا بافت سخت (Hard tissue)؟

* آیا ماده با خون (Blood) و سیستم لنفاوی (Lymphatic system) در ارتباط است؟

هرچه محل قرارگیری ماده عمیق‌تر باشد و به خون و لنف نزدیک‌تر باشد، ماده خطرناک‌تر تلقی می‌شود و به تست‌های زیست‌سازگاری بیشتری نیاز دارد. این موضوع منطقی است، زیرا تماس نزدیک با خون و لنف می‌تواند باعث اثرات گسترده‌تر شود.

⊙ مدت زمان ماندگاری زیست‌ماده

عامل مهم دیگر، مدت زمان ماندگاری ماده در محل موردنظر است. از این نظر، مواد به سه دسته تقسیم می‌شوند:

* کمتر از ۲۴ ساعت (Less than 24 hours) مانند: سواپ‌های نمونه‌گیری

* بین ۲۴ ساعت تا یک ماه (۲۴ hours to 1 month) مانند: پانسمان‌های موقت (Temporary dressing)

* بیشتر از یک ماه یا بالاتر از ۳۰ روز (More than 30 days) مانند: ایمپلنت‌های دندان (Dental implants) یا هر نوع ماده پرکننده دائمی

هرچه مدت قرارگیری ماده در بدن بیشتر باشد، تست‌های سخت‌گیرانه‌تری برای آن لازم است. به‌طور کلی، هرچه ساعت ماندگاری کمتر باشد، به تعداد تست‌های کمتری نیاز خواهد بود.

⊙ استرس‌های وارد بر ماده در محل قرارگیری

عامل دیگر، استرس‌های واردشده به ماده در محلی است که قرار دارد. این استرس‌ها شامل استرس گرمایی، سرمایی، شیمیایی، خوردگی برای مثال، آمالگام (Amalgam) در اثر سرما و گرما دچار انقباض و انقباض (Expansion and contraction) می‌شود. در نتیجه این انقباض و انقباض، ممکن است مقداری جیوه از آمالگام آزاد (Release) شود. بنابراین، زیست‌سازگاری ماده به نوع استرس‌های وارد بر آن نیز وابسته است.

TYPES OF TESTS

- 3 basic types of tests.
 1. The in vitro test.
 2. The animal test.
 3. The usage test.
- No single test can measure the biological response accurately.

● تست‌های زیست‌سازگاری (Biocompatibility Tests)

تست‌های زیست‌سازگاری به‌طور کلی به سه دسته تقسیم می‌شوند.

⊙ تست‌های آزمایشگاهی – In vitro

اصطلاح In vitro به معنی «در شیشه» است (Vitro = Glass). این تست‌ها در شیشه‌آلات آزمایشگاهی انجام می‌شوند.

وقتی گفته می‌شود تست در آزمایشگاه انجام می‌شود، با توجه به این‌که زیست‌ماده باید با یک موجود زنده (Living organism) در ارتباط باشد، در اینجا موجود زنده معمولاً سلول (Cell) یا باکتری (Bacteria) است.

In vitro ساده‌ترین دسته تست‌ها محسوب می‌شود و معمولاً اولین مرحله بررسی زیست‌سازگاری است.

⊙ تست‌های حیوانی (Animal tests)

دسته دوم، تست‌های حیوانی هستند. این تست‌ها نیز در محیط آزمایشگاه انجام می‌شوند، اما تفاوت آن‌ها با in vitro این است که با یک سیستم بیولوژیک (Biological system) سروکار داریم نه صرفاً با سلول با این حال، سیستم بیولوژیکی مورد استفاده، رده پایین‌تر از انسان است.

3. USAGE TEST

- Performed in animals or humans.
- In case of humans it is called as **clinical trial**.
- Choice of animal is limited.
- Animals used should be large, with anatomy similar to the humans.
- Human clinical trial is the "gold standard".



⊙ تست‌های کاربردی یا مصرف – Usage / In vivo

دسته سوم با نام Usage شناخته می‌شود و گاهی با عنوان In vivo نیز از آن یاد می‌شود. واژه Vivo به معنی «زنده» است. در برخی دسته‌بندی‌ها، in vivo به‌صورت کلی شامل انسان و حیوان با هم در نظر گرفته می‌شود. اما در این تقسیم‌بندی Usage شامل انسان و حیوانات رده بالا و در حالی که برخی منابع، in vivo را شامل انسان و حیوانات رده پایین‌تر نیز می‌دانند.

قبل از استفاده از یک زیست‌ماده در بیمار، بسته به این‌که ماده در کجا قرار می‌گیرد و چه مدت در آن محل باقی می‌ماند ممکن است فقط تست‌های in vitro کافی باشند یا تست‌های in vitro و حیوانی لازم شوند یا هر سه دسته تست مورد نیاز باشد.

1. IN VITRO TEST

ADVANTAGES

- Relatively fast.
- Inexpensive.
- Easily standardized.
- Controlled conditions.
- Large scale testing.

DISADVANTAGES

- Lack of relevance to in vivo conditions.
- Lack of complex systemic co-ordinations.

⊙ مزایا و معایب تست‌های In vitro

⊙ مزایا تست‌های in vitro:

* ارزان‌تر و در دسترس‌تر هستند.

* امکان استفاده از تعداد نمونه بیشتر را فراهم می‌کنند و در محیط آزمایشگاه انجام می‌شوند و قابل کنترل‌تر هستند.

* اولین مسیری هستند که برای بررسی زیست‌سازگاری به آن‌ها مراجعه می‌شود.

○ عیب اصلی تست‌های in vitro این است که :

- * با سیستم بیولوژیک واقعی سروکار نداریم
- * و بررسی‌ها فقط در سطح سلولی انجام می‌شود

○ مزایا و معایب تست‌های حیوانی

○ مزایا

- * با یک سیستم بیولوژیک زنده سروکار داریم.

○ معایب

- * سیستم بیولوژیک مورد استفاده شباهت کمی به انسان دارد.
- * دریافت کد اخلاق (Ethical approval) دشوار است.
- * تعداد نمونه‌ها ممکن است کمتر باشد.
- * زمان‌برتر و سخت‌تر هستند.
- * کنترل حیوانات نسبت به کنترل سلول‌ها بسیار دشوارتر است.

○ مزایا و معایب تست‌های Usage

2. THE ANIMAL TEST

ADVANTAGES

- Intact biological system.
- Act as a bridge between in vitro and usage test.

DISADVANTAGES

- Expansive.
- Difficult to control.
- May take months or years.
- Ethical concerns.

3. USAGE TEST

DISADVANTAGES:

- Very costly.
- In case of humans → ethical permission requires.
- Prolonged time required for results.
- Legal liabilities.

تست‌های Usage در مورد انسان و حیوانات رده بالا مانند میمون گوریل گوسفند انجام می‌شوند. در مورد انسان، این تست‌ها با عنوان مطالعات بالینی (Clinical trials) شناخته می‌شوند.

○ مزایا

- * مهم‌ترین مزیت این تست‌ها این است که با یک سیستم بیولوژیکی واقعی یا انسانی یا حیوانی با شباهت زیاد به انسان سروکار داریم

○ معایب

معایب این تست‌ها عبارت‌اند از:

- * مشکلات جدی اخلاقی، * زمان‌بر بودن، * تعداد نمونه کمتر، * دشواری بسیار زیاد در دریافت کد اخلاق
- با این حال، در برخی موارد انجام این تست‌ها اجتناب‌ناپذیر است.

● نحوه انجام تست‌های in vitro

در تست‌های in vitro، زیست‌ماده می‌تواند به سه روش مختلف با سلول‌ها ارتباط برقرار کند:

- * تماس مستقیم (Direct contact)، زیست‌ماده به‌طور مستقیم روی سلول‌ها قرار داده می‌شود
- * انتشار در آگار (Agar diffusion)، یک لایه آگار (Agar) روی سلول‌ها قرار می‌گیرد و زیست‌ماده روی آن گذاشته می‌شود
- * الوشن (Elution)، زیست‌ماده در سوسپانسیون سلولی (Cell suspension) غوطه‌ور می‌شود

② روش تماس مستقیم (Direct Contact)

در روش تماس مستقیم (Direct Contact)، زیست‌ماده (Biomaterial) به‌صورت کاملاً مستقیم روی سلول‌ها قرار داده می‌شود. در این حالت، ماده مورد آزمایش بدون هیچ واسطه‌ای با سلول‌ها در تماس است. معمولاً مدت زمان تماس زیست‌ماده با سلول‌ها در این روش ۲۴، ۴۸ یا ۷۲ ساعت در نظر گرفته می‌شود.



دمای انکوباسیون (Incubation temperature) در این تست‌ها معمولاً ۳۷ درجه سانتی‌گراد (°C) است، زیرا این دما معادل دمای بدن انسان است.

در این روش، معمولاً از فیبروبلاست‌ها (Fibroblasts) استفاده می‌شود. به‌طور سنتی، فیبروبلاست‌های پوست (Skin fibroblasts) بیشتر مورد استفاده قرار می‌گرفتند، اما در حال حاضر تأکید می‌شود که بهتر است برای هر زیست‌ماده، از سلول‌های همان ناحیه‌ای استفاده شود که ماده قرار است در آن کاربرد داشته باشد برای مثال اگر ماده قرار است در ناحیه لثه استفاده شود، بهتر است از فیبروبلاست لثه (Gingival fibroblast) استفاده شود.

در عمل، یک لایه سلولی در محیط آزمایشگاه کشت داده می‌شود و سپس زیست‌ماده مورد آزمایش به‌طور مستقیم روی این لایه سلولی قرار می‌گیرد. پس از ۲۴ ساعت انکوباسیون در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد، بررسی می‌شود که :

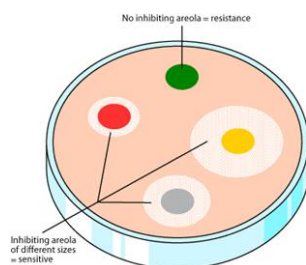
* آیا ماده سمی (Toxic) بوده است یا خیر

* آیا مورفولوژی سلول‌ها (Cell morphology) تغییر کرده است یا نه

* آیا مرگ سلولی (Cell death) اتفاق افتاده است یا خیر

② روش انتشار در آگار (Agar Diffusion)

در روش انتشار در آگار (Agar diffusion)، زیست‌ماده با یک فاصله از سلول‌ها قرار می‌گیرد. در این روش، یک لایه آگار (Agar) که ماده‌ای ژلاتینی است، بین زیست‌ماده و سلول‌ها قرار داده می‌شود. در این حالت: سلول‌ها در لایه زیرین قرار دارند یک لایه آگار روی سلول‌ها قرار داده می‌شود زیست‌ماده روی لایه آگار گذاشته می‌شود



در این روش، زیست‌ماده به‌طور مستقیم با سلول‌ها تماس ندارد، زیرا تماس مستقیم در برخی موارد می‌تواند معایبی ایجاد کند. پس از قرار دادن زیست‌ماده، نمونه‌ها دوباره به مدت ۲۴ ساعت در دمای مناسب انکوبه (Incubate) می‌شوند و سپس بررسی می‌شود که آیا ماده سمی بوده است یا خیر. در این روش، یکی از معیارهای مهم بررسی، هاله (Halo) ایجادشده در اطراف زیست‌ماده است. هرچه اندازه هاله اطراف ماده بیشتر باشد، نشان‌دهنده این است که زیست‌ماده برای سلول‌ها سمی‌تر بوده است و تعداد بیشتری از سلول‌ها را کشته است. این هاله در واقع به دلیل موادی ایجاد می‌شود که از سلول‌های مرده آزاد شده‌اند و در اطراف ماده تجمع پیدا کرده‌اند. اگر زیست‌ماده سمی نباشد، هاله‌ای در اطراف آن تشکیل نمی‌شود.



در مثال ارائه‌شده، یک چسب (Adhesive) بررسی شده است در نمونه‌ای که هاله‌ای اطراف ماده دیده نمی‌شود، ماده غیرسمی بوده است در نمونه دیگر، هاله اطراف ماده مشاهده می‌شود که نشان‌دهنده سمیت آن است.

© روش الوشن (Elution)

روش بعدی، روش الوشن (Elution) است. در این روش، به جای تماس مستقیم یا تماس با واسطه آگار، از عصاره زیست‌ماده (Material extract) استفاده می‌شود. در این حالت یا خود زیست‌ماده یا عصاره‌ای که از زیست‌ماده گرفته شده است داخل سوسپانسیون سلولی ریخته می‌شود و سلول‌ها و ماده به‌طور هم‌زمان در یک محیط غوطه‌ور می‌شوند. در این روش تماس مستقیم وجود ندارد و تماس از طریق آگار نیز وجود ندارد به همین دلیل به این روش، Elution گفته می‌شود.

پس از آماده‌سازی، نمونه‌ها دوباره در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد انکوبه می‌شوند. سپس مورفولوژی سلول‌ها زیر میکروسکوپ بررسی می‌شود و میزان مرگ سلولی با استفاده از روش‌های اختصاصی ارزیابی می‌شود.

© مقایسه مزایا و معایب روش‌های In vitro

در جدول ارائه‌شده، مزایا و معایب هر سه روش Direct Contact، Agar Diffusion و Elution مقایسه شده‌اند.

TABLE 1 Advantages and Disadvantages of Cell Culture Methods

	Direct contact	Agar diffusion	Elution
Advantages	Eliminate extraction preparation Zone of diffusion Target cell contact with material Mimic physiological conditions Standardize amount of test material or test indeterminate shapes Can extend exposure time by adding fresh media	Eliminate extraction preparation Zone of diffusion Better concentration gradient of toxicant Independent of material density Use filter paper disk to test liquids or extracts	Separate extraction from testing Dose response effect Extend exposure time Choice of extract conditions Choice of solvents
Disadvantages	Cellular trauma if material moves Cellular trauma with high density materials	Requires flat surface Solubility of toxicant in agar Risk of thermal shock when preparing agar overlay Limited exposure time Risk of absorbing water from agar	Additional time and steps

Direct Contact

در روش تماس مستقیم، چون زیست‌ماده مستقیماً با سلول‌ها در ارتباط است، این روش از نظر شرایط تماس، بیشترین شباهت را به شرایط واقعی بدن دارد. اما یکی از معایب آن این است که حتی یک جابجایی کوچک ماده می‌تواند باعث ترومای سلولی (Cellular trauma) شود و این موضوع ممکن است نتایج آزمایش را دچار خطا کند.

Agar Diffusion

در روش آگار این مشکل ترومای ناشی از تماس مستقیم وجود ندارد زیرا زیست‌ماده با فاصله و به واسطه آگار با سلول‌ها در ارتباط است اما از آنجا که تماس مستقیم وجود ندارد، نتایج ممکن است نسبت به روش Direct Contact متفاوت‌تر باشند. از نظر تعداد مراحل، روش Agar Diffusion و Direct Contact نسبت به Elution مراحل کمتری دارند.

Elution

روش Elution ایرادات دو روش قبلی را ندارد، اما:

* مراحل آن پیچیده‌تر است

* نیاز به تهیه عصاره زیست‌ماده دارد

* نیاز به تهیه سوسپانسیون سلولی دارد

* اجرای آن سخت‌تر و پرهزینه‌تر است

در مجموع، هر سه روش دارای مزایا و معایب خاص خود هستند، اما همگی روش‌های معتبر (Valid methods) محسوب می‌شوند و در مطالعات زیست‌سازگاری مورد استفاده قرار می‌گیرند.

◎ تست‌های In vivo (حیوانی و انسانی)

تست‌های in vitro به هیچ عنوان نمی‌توانند جایگزین کامل تست‌های in vivo، حیوانی و انسانی شوند. برای مواد ساده‌تر مانند چسب‌ها باندازه‌ها ممکن است تست‌های in vitro کافی باشند، اما برای مواد عمقی‌تر موادی با مدت ماندگاری بیشتر این تست‌ها پاسخ‌گو نیستند و ناچار هستیم از تست‌های حیوانی یا انسانی استفاده کنیم.

● استانداردها و ایزوهای زیست‌سازگاری

برای انجام تست‌های زیست‌سازگاری، لازم است از استانداردهای بین‌المللی (International standards) یا قواعد سازمان‌های ملی و دولتی پیروی شود. برای مثال، در ایران اگر ماده‌ای تست زیست‌سازگاری نداشته باشد و بخواهیم برای استفاده از آن مجوز بگیریم باید از اداره کل تجهیزات پزشکی ایران مجوز دریافت شود. این سازمان نیز بر اساس ایزوها (ISO) و استانداردهای بین‌المللی مانند ASTM و ایزوهای بین‌المللی پزشکی و دندان‌پزشکی عمل می‌کند.

◎ استاندارد ISO 10993

یکی از مهم‌ترین استانداردها، ISO 10993 است. این استاندارد، ایزوی زیست‌سازگاری مواد پزشکی و دندان‌پزشکی محسوب می‌شود و همواره مورد سؤال قرار می‌گیرد. استاندارد ISO 10993 دارای بخش‌های مختلفی است، از جمله :

* ISO 10993-3 : بررسی سمیت ژنی (Genotoxicity) و اثرات موتاژنی

* ISO 10993-5 : دستورالعمل‌ها و گایدلاین‌های بررسی سمیت سلولی (Cytotoxicity)

* ISO 10993-10 : بررسی حساسیت‌های پوستی (Skin sensitization)

* ISO 10993-11 : بررسی سمیت سیستمیک (Systemic toxicity)

* ISO 10993-7 : مربوط به استریلیزاسیون (Sterilization) و قوانین و قواعد آن

این استاندارد شامل بخش‌های متعدد دیگری نیز هست که می‌توان آن‌ها را به‌صورت جداگانه مطالعه کرد.

● طبقه‌بندی تجهیزات پزشکی و دندان‌پزشکی

گفته شد که نوع تماس ماده با بدن و مدت زمان ماندگاری آن در بدن دو عامل بسیار مهم هستند. طبقه‌بندی تجهیزات پزشکی و دندان‌پزشکی دقیقاً بر اساس همین دو فاکتور انجام می‌شود.

در جدول ارائه‌شده مدت زمان ماندگاری :

* کمتر از ۲۴ ساعت → A

* بین ۲۴ ساعت تا ۳۰ روز → B

* بیشتر از ۳۰ روز → C

نوع تماس : تماس پوستی ، تماس مخاطی ، تماس با پوست آسیب‌دیده ، تماس با بافت‌های عمقی‌تر ، تماس با استخوان ، تماس با خون یا کاشت (Implantation)

◎ مثال‌ها

اگر ایمپلنت دندانی (Dental implant) را در نظر بگیریم :

* ایمپلنت با بافت استخوان در ارتباط است و مدت ماندگاری آن بیشتر از ۳۰ روز (C) است در این حالت تمام تست‌های زیست‌سازگاری به‌جز سمیت خونی (Hemocompatibility) باید برای آن انجام شوند.

اگر ماده‌ای هم با استخوان و هم با خون در ارتباط باشد تمام تست‌ها حتی تست زیست‌سازگاری خونی برای آن لازم است.

در مقابل، برای مواد ساده‌تری مانند چسب‌ها باندازها که فقط با سطح پوست در تماس هستند تست سمیت سلولی تست حساسیت‌زایی تست واکنش‌زایی کافی است.

در مجموع هرچه تماس ماده سطحی‌تر و مدت ماندگاری کوتاه‌تر باشد، سخت‌گیری تست‌ها کمتر است و هرچه تماس عمقی‌تر و مدت ماندگاری بیشتر باشد، سخت‌گیری تست‌های زیست‌سازگاری افزایش پیدا می‌کند.

Medical device categorization by			Biological effect							
nature of body contact (see 5.2)		contact duration (see 5.3) A – limited (≤ 24 h) B – prolonged (> 24 h to 30 d) C – permanent (> 30 d)	Cytotoxicity	Sensitization	Irritation or intracutaneous reactivity	Systemic toxicity (acute)	Subchronic toxicity (subacute toxicity)	Genotoxicity	Implantation	Haemocompatibility
Category	Contact									
Surface device	Skin	A	X [#]	X	X					
		B	X	X	X					
		C	X	X	X					
	Mucosal membrane	A	X	X	X					
		B	X	X	X					
		C	X	X	X		X	X		
	Breached or compromised surface	A	X	X	X					
		B	X	X	X					
		C	X	X	X		X	X		
External communicating device	Blood path, indirect	A	X	X	X	X				X
		B	X	X	X	X				X
		C	X	X	X	X	X	X		X
	Tissue/bone/dentin	A	X	X	X					
		B	X	X	X	X	X	X	X	
		C	X	X	X	X	X	X	X	
	Circulating blood	A	X	X	X	X				X
		B	X	X	X	X	X	X	X	X
		C	X	X	X	X	X	X	X	X
Implant device	Tissue/bone	A	X	X	X					
		B	X	X	X	X	X	X	X	
		C	X	X	X	X	X	X	X	
	Blood	A	X	X	X	X	X		X	X
		B	X	X	X	X	X	X	X	X
		C	X	X	X	X	X	X	X	X

✓ میریم برای بررسی قسمت‌های مختلف این جدول

● انواع تماس زیست‌ماده با بدن

⊙ تماس سطحی (Surface device)

تماس زیست‌ماده با بدن می‌تواند سطحی (Surface contact) باشد. خود تماس سطحی به سه دسته تقسیم می‌شود:

○ تماس با پوست (Skin contact)

در این نوع تماس، زیست‌ماده فقط با سطح پوست در ارتباط است. مثال‌هایی از تماس پوستی عبارت‌اند از:

* انواع چسب‌ها (Adhesives)

* باندازها (Bandages)

* الکترودها (Electrodes)

○ تماس مخاطی (Mucosal contact)

در این حالت، زیست‌ماده با مخاط (Mucosa) در تماس است. از جمله مثال‌های تماس مخاطی می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

* سواب‌ها (Swabs)

* وسایل نمونه‌گیری

* pH مترها (pH meters) و ابزارهای مشابه

○ سطوح در معرض خطر (Compromised surfaces)

سطوح در معرض خطر به سطوحی گفته می‌شود که زخم‌دار هستند. در این سطوح، حساسیت نسبت به زیست‌ماده بیشتر از پوست سالم و مخاط است. تمام این موارد در مجموع، در دسته تماس سطحی قرار می‌گیرند.

◎ تماس اکسترنال (External communicating device)

زمانی که تماس زیست‌ماده کمی درونی‌تر از تماس سطحی می‌شود، به آن تماس اکسترنال (External contact) گفته می‌شود. برخلاف نام آن، منظور از اکسترنال در اینجا، تماس‌هایی است که از سطح عمیق‌تر شده‌اند. خود تماس اکسترنال نیز به سه دسته تقسیم می‌شود:

○ تماس با خون (Blood contact)

در این حالت، زیست‌ماده به‌طور مستقیم با خون در تماس است. مثال کاتترها (Catheters) از جمله کاتترهای قلبی (Cardiac catheters)

○ تماس با خون به‌صورت غیرمستقیم (Indirect blood contact)

در این نوع تماس، زیست‌ماده به‌طور مستقیم وارد خون نمی‌شود، اما با وسایلی در تماس است که با خون ارتباط دارند. مثال ست‌های وریدی (IV sets) و وسایل خون‌گیری

○ تماس با بافت، استخوان یا دندان (Tissue, bone, or tooth contact)

در این دسته، هر زیست‌ماده‌ای که با بافت یا استخوان یا دندان در تماس باشد، قرار می‌گیرد. مثال‌ها:

* ایمپلنت‌های دندانی (Dental implants)

* مواد پرکننده (Filling materials)

بیشتر موادی که در دندان‌پزشکی با آن‌ها سروکار داریم، در دسته اکسترنال با تماس با بافت، استخوان یا دندان قرار می‌گیرند. از نظر مدت ماندگاری نیز معمولاً بیشتر از ۳۰ روز در بدن باقی می‌مانند بنابراین در دسته C قرار می‌گیرند به همین دلیل، در جلسه بعد که نمونه‌ها بررسی می‌شوند، احتمالاً بیشتر مثال‌ها مربوط به تماس اکسترنال بافت یا استخوان یا دندان با ماندگاری بیشتر از ۳۰ روز خواهند بود.

◎ کاشتنی‌ها (Implants device)

کاشتنی‌ها (Implants) موادی هستند که با روش‌های تهاجمی (Invasive methods) در بدن کاشته می‌شوند و هدف از کاشت آن‌ها، ماندگاری طولانی‌مدت است ایمپلنت دندانی (Dental implant) نمونه‌ای از کاشتنی‌هاست و هر نوع کاشتی که در دندان‌پزشکی انجام می‌شود، در این دسته قرار می‌گیرد. کاشتنی‌ها خود به دو دسته تقسیم می‌شوند :

* با خون ارتباط مستقیم داشته باشند

* یا فقط با بافت و استخوان در ارتباط باشند

○ تفاوت کاشتنی با مواد غیرکاشتنی

کاشت به این معناست که ماده‌ای به‌صورت تهاجمی در بدن قرار داده شود و قرار باشد به‌طور دائمی یا طولانی‌مدت باقی بماند برای مثال لنز چشمی (Contact lens) با اینکه با چشم در ارتباط است دائمی نیست و روش کاشت آن تهاجمی نیست و به‌راحتی گذاشته و برداشته می‌شود بنابراین، لنز چشمی کاشتنی محسوب نمی‌شود و در دسته‌ای متفاوت از ایمپلنت قرار می‌گیرد.

به‌طور کلی هر ماده‌ای در دندان‌پزشکی که بتوان آن را به‌راحتی گذاشت و برداشت، کاشتنی محسوب نمی‌شود این مواد در دسته تماس با بافت، استخوان یا دندان قرار می‌گیرند، نه کاشتنی.

✓ اگر کاشتنی با خون ارتباط مستقیم داشته باشد انجام تست زیست‌سازگاری خونی (Hemocompatibility) الزامی است اما اگر با خون ارتباط مستقیم نداشته باشد این تست لازم نیست پین‌ها (Pins) نیز جزو کاشتنی‌ها محسوب می‌شوند، زیرا روی بافت کاشته می‌شوند و با روش تهاجمی در محل قرار می‌گیرند.

● زمان تماس (Duration of Contact)

از نظر زمان، تماس زیست‌ماده با بدن به سه دسته تقسیم می‌شود :

* کوتاه‌مدت (Short-term) : تا ۲۴ ساعت

* میان‌مدت (Mid-term) : از ۲۴ ساعت تا ۳۰ روز

* طولانی‌مدت (Long-term) : بیش از ۳۰ روز

✓ در ادامه میریم سراغ نیمه راست جدول صفحه ۱۱

● تأثیر بیولوژیکی

⊙ سمیت سلولی (Cytotoxicity)

سمیت سلولی (Cytotoxicity) در شاخه ۵ استاندارد ISO 10993 بررسی می‌شود. در این شاخه: زنده‌مانی سلول‌ها (Cell viability) مورفولوژی سلول‌ها (Cell morphology) و عملکردهای سلولی (Cell functions) مورد بررسی قرار می‌گیرند. برای بررسی سمیت سلولی، تست‌های مختلفی وجود دارد. در جلسه بعد، یکی از تست‌های مهم سمیت سلولی به‌صورت فیلم آموزشی نمایش داده می‌شود.

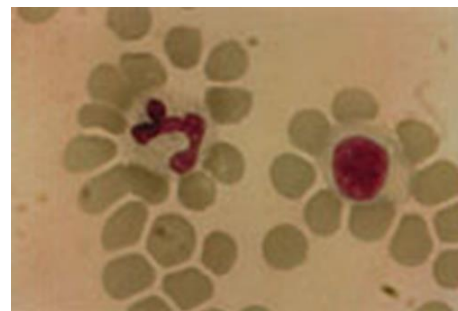
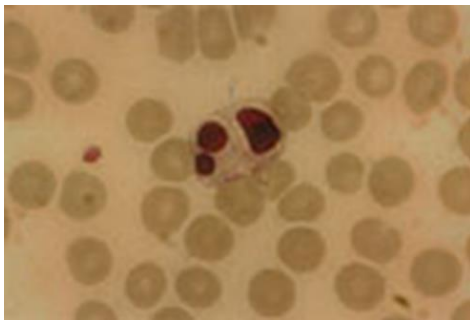
⊙ سمیت خونی (Hemocompatibility)

سمیت خونی (Hemocompatibility) در شاخه ۴ استاندارد ISO 10993 بررسی می‌شود. این تست فقط مربوط به سلول‌های خونی (Blood cells) است و برای موادی انجام می‌شود که با خون ارتباط مستقیم دارند در این بررسی همولیز (Hemolysis) انعقاد خون (Coagulation) تعداد سلول‌ها مورفولوژی سلول‌های خونی ارزیابی می‌شود تا مشخص شود آیا ماده باعث آسیب شده است یا خیر. اگر هر یک از این آسیب‌ها مشاهده شود، ماده سمی محسوب می‌شود. در تصویر ارائه‌شده از زیست‌سازگاری خونی:

* در نمونه سمی، هسته سلول‌ها دچار فرگمنتاسیون (Nuclear fragmentation) شده است (سمت چپ)

* در نمونه سالم، سلول‌ها نرمال هستند (سمت راست)

تشخیص سمیت در این تصویر بر اساس همین تغییرات انجام می‌شود.



⊙ حساسیت‌زایی (Sensitization)

حساسیت‌زایی (Sensitization) یکی دیگر از انواع عدم زیست‌سازگاری است که معمولاً در اثر التهاب یا آلرژی ایجاد می‌شود.

این تست‌ها معمولاً روی حیواناتی مانند خرگوش (Rabbit) خوکچه هندی (Guinea pig) انجام می‌شوند. در این روش ماده روی پوست، معمولاً در ناحیه پشت حیوان، کاشته می‌شود سپس بررسی می‌شود که آیا علائم التهاب روی پوست ایجاد شده است یا خیر در صورت مشاهده علائم التهاب، ماده سمی در نظر گرفته می‌شود.

این تست در شاخه ۱۰ استاندارد ISO 10993 قرار دارد. در این شاخه علاوه بر بررسی پوست از حیوان نمونه خون نیز گرفته می‌شود و سمیت سیستمیک هم بررسی می‌شود.

⊙ تحریک‌زایی (Irritation)

تحریک‌زایی (Irritation) نیز در شاخه ۱۰ ISO 10993 بررسی می‌شود.

این تست نیز روی حیواناتی مانند خرگوش خوک انجام می‌شود. در این روش پاسخ موضعی (Local response) به ماده روی پوست حیوان بررسی می‌شود.

⊙ سمیت ژنی (Genotoxicity)

سمیت ژنی (Genotoxicity) در شاخه ۳ استاندارد ISO 10993 بررسی می‌شود. در این شاخه ارزیابی می‌شود که آیا زیست‌ماده :

* DNA را تخریب کرده است یا نه

* باعث جهش ژنی (Mutation) شده است یا نه

* باعث انحرافات کروموزومی (Chromosomal aberrations) شده است یا نه

⊙ سرطان‌زایی

در شاخه ۳ استاندارد ISO 10993 بررسی می‌شود. سمیت ژنی می‌تواند به سرطان‌زایی (Carcinogenicity) منجر شود. این تست‌ها بیشتر برای مواد فلزی استفاده می‌شوند، زیرا رهایش فلز (Metal release) می‌تواند باعث سمیت ژنتیکی و سرطان‌زایی شود این شاخه به‌ویژه برای فلزاتی مانند : کروم (Chromium) نیکل (Nickel) کبالت (Cobalt) بریلیوم (Beryllium) اهمیت دارد.

⊙ سمیت سیستمیک (Systemic Toxicity)

سمیت سیستمیک (Systemic toxicity) در شاخه ۱۱ استاندارد ISO 10993 بررسی می‌شود. در این حالت سمیت از محل تماس ماده وارد خون و لنف می‌شود و در کل بدن گردش می‌کند. این نوع سمیت می‌تواند باعث آسیب به ارگان‌هایی مانند کبد (Liver) و کلیه (Kidney) شود. شاخه ۱۱ این استاندارد شامل دستورالعمل‌هایی است که این نوع سمیت را بررسی می‌کند.

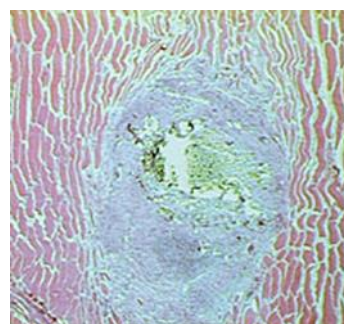
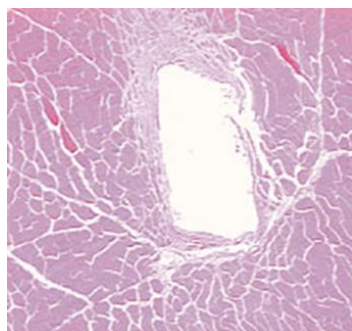
● کاشتنی‌ها و استاندارد ISO 10993-6

شاخه ۶ استاندارد ISO 10993 مربوط به کاشتنی‌ها (Implants)، از جمله ایمپلنت‌های دندان‌دانی است. در این شاخه از بافت‌های اطراف ایمپلنت نمونه‌برداری می‌شود و تصویربرداری (Imaging) انجام می‌شود و آزمایش‌های بافت‌شناسی (Histological examinations) صورت می‌گیرد. در این بررسی‌ها وضعیت بافت‌های اطراف ایمپلنت از نظر سلامت یا وجود سمیت ارزیابی می‌شود. در تصاویر نمونه:

* در یک حالت، بافت‌های اطراف ایمپلنت واکنش بسیار کمی (Minimal response) نشان داده‌اند (سمت چپ)

* در حالت دیگر، واکنش شدید (Severe response) دیده می‌شود که منجر به مرگ سلولی بافت‌های اطراف شده است (سمت راست)

بنابراین، شاخه ۶ ISO 10993 به بررسی اثر ایمپلنت بر بافت‌های اطراف (Implant effect) می‌پردازد.



جدولی که با استاد توی کلاس بررسی کردیم:

Implant			External			Surface			دسته‌بندی
وسایل پزشکی کاشتنی			وسایل پزشکی در ارتباط با خارج بدن			وسایل پزشکی سطحی			
خون	بافت / استخوان	گرفتگی خون	بافت / استخوان / دندان	مسیر طولی غیر مستقیم	سطح اسپریدیده (مثل زخم)	غشای موکوزی	پوست سالم	مدت زمان تماس با بدن (A: ≤ 24 h) (B: > 24 h to 30 days) (C: > 30 days)	
A	A	A	A	A	A	A	A	اطلاعات فیزیکی و شیمیایی	
B	B	B	B	B	B	B	B		
C	C	C	C	C	C	C	C		
A	A	A	A	A	A	A	A	سمیت سلولی (Cytotoxicity) (ISO 10993-5)	
B	B	B	B	B	B	B	B	تحریک‌زایی (Irritation) (ISO 10993-10)	
C	C	C	C	C	C	C	C	حساسیت‌زایی (Sensitization) (ISO 10993-10)	
A	A	A	A	A	A	A	A	تمیزایی مواد حد واسط (Pyrogenicity) (ISO 10993-11)	
B	B	B	B	B	B	B	B	سمیت سیستمیک حاد (Acute systemic) (ISO 10993-11)	
C	C	C	C	C	C	C	C	سمیت تحت حاد (Sub-acute) (ISO 10993-11)	
A	A	A	A	A	A	A	A	سمیت تحت مزمن (Sub-chronic) (ISO 10993-11)	
B	B	B	B	B	B	B	B	سمیت سیستمیک مزمن (Chronic-sys) (ISO 10993-11)	
C	C	C	C	C	C	C	C	کاشت (Implantation) (ISO 10993-6)	
A	A	A	A	A	A	A	A	خون سازگاری (Hemocompatibility) (ISO 10993-4)	
B	B	B	B	B	B	B	B	سمیت ژنی (Genotoxicity) (ISO 10993-3)	
C	C	C	C	C	C	C	C	سرطان‌زایی (Carcinogenic) (ISO 10993-3)	
A	A	A	A	A	A	A	A	سمیت تناسلی (Reproductive) (ISO 10993-3)	
B	B	B	B	B	B	B	B	تخریب‌پذیری (Degradation) (ISO 10993-13)	
C	C	C	C	C	C	C	C		

لیست استانداردهای مورد نیاز جهت آزمون‌های زیست سازگاری تجهیزات و ملزومات پزشکی مطابق استاندارد ۱۰۹۹۳-۱ ویرایش ۲۰۱۸

لیست استانداردهای مورد نیاز جهت آزمون‌های زیست‌سازگاری تجهیزات و ملزومات پزشکی مطابق استاندارد ۱۰۹۹۳-۱ ویرایش ۲۰۱۸

بسمه تعالی

«مواد دندانی کاربردی»

4-5

دکتر شریفی

مهندسی بافت

تطبیق، تایپ و ویرایش:

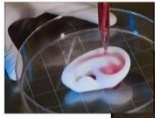
عرفان سید محمودی



دندانپزشکی ورودی مهر ۱۴۰۱ علوم پزشکی تبریز

مهندسی بافت

علمی بین رشته ای که از اصول مهندسی و علوم زیستی برای توسعه جایگزین هایی که بتوانند عملکرد بافت را باز آفرینی، حفظ یا توسعه دهند، استفاده می کند.

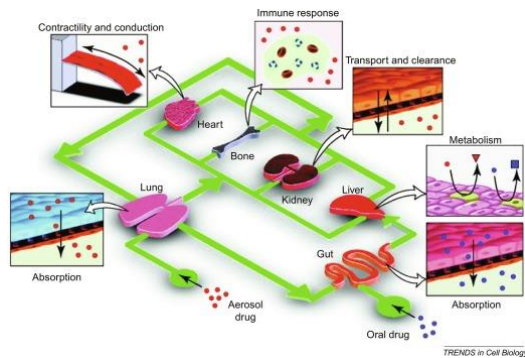


هدف اولیه کاشتنی های مهندسی بافت، شناسایی، ترمیم و بازسازی عیوب و نارسایی های بافتی است که برای آن اصول مهندسی و اصول بیولوژیک با هدف تولید جایگزین های کامل بافت های انسانی ترکیب می شوند.

بافت های مصنوعی انسانی نظیر، پوست، کبد، استخوان، ماهیچه، غضروف، تاندون، رگ های خونی از جمله مواردی هستند که تاکنون بررسی شده اند.

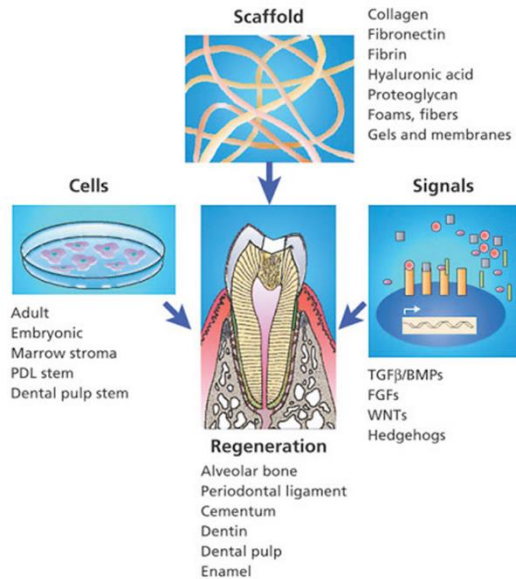
● کاربردهای جانبی مهندسی بافت

- ارگانوئید (Organoid): ارگان مینیاتوری تولید ارگان هایی که میتوان شرایط را روی آن مورد آزمایش قرار داد.
- غربالگری دارویی (Drug screening): اثر دارو بر بدن در آزمایشگاه قبل اینکه در بالین استفاده شود. هر دارویی برای همه مناسب نیست؛ بدن هر فرد متفاوت است و نهایتاً ۸۰ درصد اثر دارد.
- درمان شخصی (Personalized medicine): در مهندسی بافت میسر شده است.
- lab-on-a-chip: با مهندسی بافت می توانیم بررسی های آزمایشگاهی را انجام بدهیم.



◎ مهندسی بافت سه عضو مهم دارد:

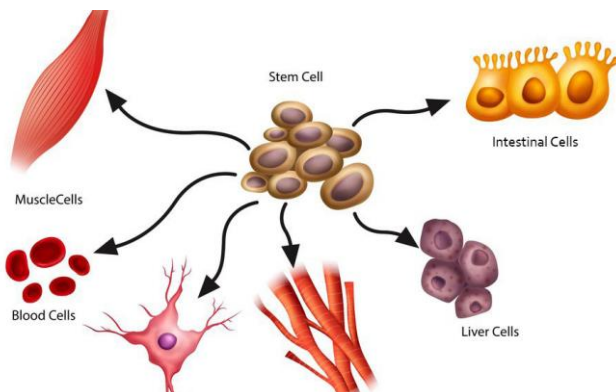
۱. Scaffold یا داربست
 ۲. سلول بنیادی یا هر سلول دیگری که بخواهیم با آن بافت تولید کنیم.
 ۳. فاکتورهای رشد که به تمایز بافت اولیه به سمت بافت مورد نظر کمک می کنند.
- برای اینکه ساختار بازسازی شده (regenerate) دقیقاً شکل ساختار از دست رفته را داشته باشد، نیاز به داربست داریم که جنس های مختلفی دارد. آنچه در داربست مثل آجر قرار می گیرد، سلول است و آنچه تولید بافت را تحریک می کند فاکتورهای رشد است.



سلولهای بنیادی، سلولهای کلونوزنیک (Clonogenic Cells) هستند که قادر به تقسیم خود به خودی و تمایز به سلولهای رده های مختلف می باشند.

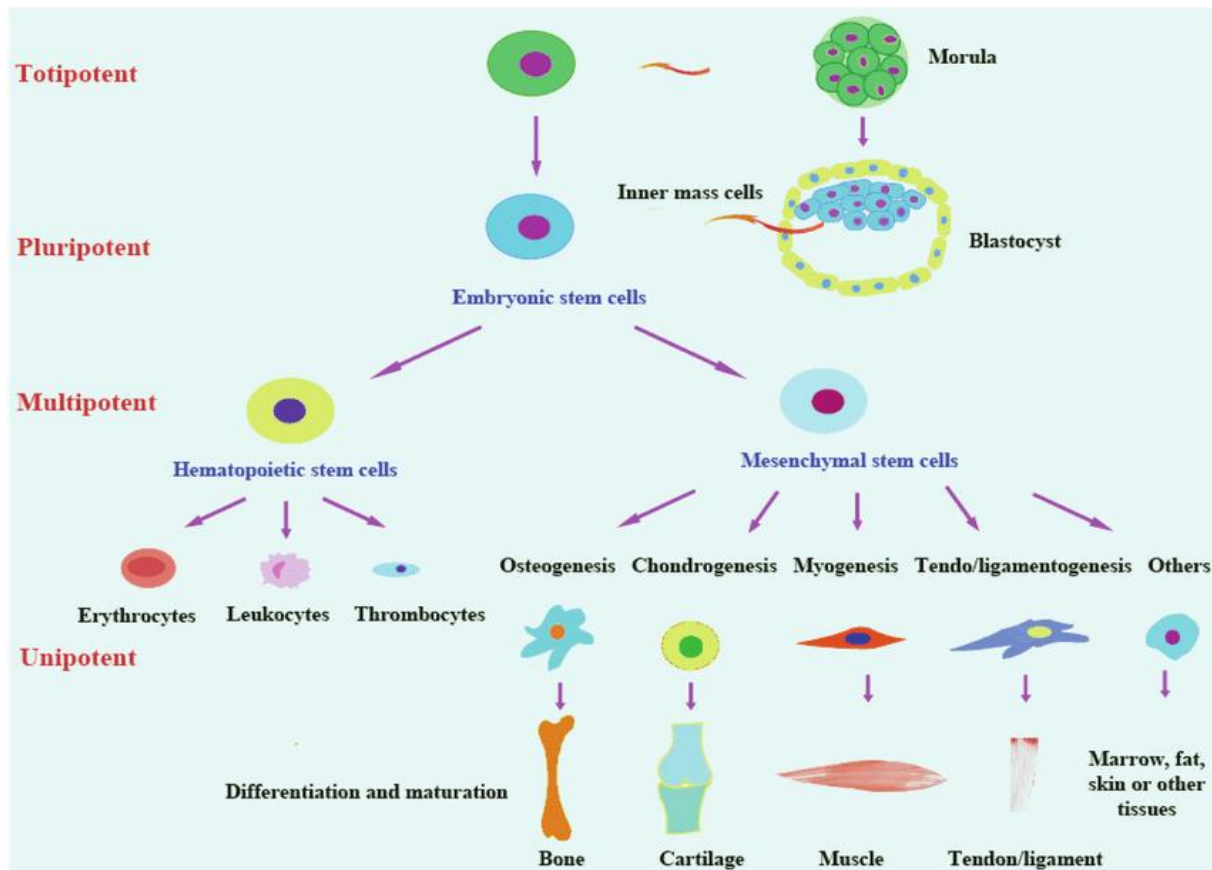
سلول های بنیادی از نظر منبع تهیه به سه دسته **سلولهای جنینی**، **بالغ** و **سلول های بنیادی خون بند ناف** قابل تقسیم هستند.

سلول های بنیادی بالغ، در بافتهای مختلف وظیفه نوسازی و بازسازی این بافتها را برعهده دارند. برای نمونه، **دنتال پالپ استم سل** که می توانیم راحت از پالپ دندان به دست بیاوریم و دو نوع می باشد: از دندان شیری و دائمی به وجود می آید که سالم باشد، مثل دندان عقل که هیچ پوسیدگی نداشته باشد.



● تقسیم بندی سلولها بنیادی بر اساس توانایی تمایز و تبدیل آنها به سلولهای دیگر

- «همه (تمام) توان» یا **totipotent**: به سلول تخمک و سلولهای جنین در مرحله ۴ سلولی و ۸ سلولی گفته می‌شود که می‌توانند تمام بافت‌های بدن و همچنین پرده‌های آمنیون (درون شامه) و کوریون (برون شامه) و جفت را ایجاد کنند. این سلول‌ها را می‌توان از جنین‌های چهار یا پنج روزه حاصل از تخمک‌هایی که با روش‌های آزمایشگاهی لقاح داده می‌شوند به دست آورد.
- «پرتوان» یا **pluripotent**: به سلول‌هایی گفته می‌شود که می‌توانند سلول‌های چندین بافت را تولید کنند. از جمله سلول‌های لایه اکتودرم، مزودرم و اندودرم که به ترتیب مربوط به لایه‌های خارجی، میانی و داخلی جنین هستند. **یاخته‌های بنیادی اکتودرمی**، پیش ساز سلول‌های پوست و سلول‌های دستگاه عصبی هستند. **یاخته‌های مزودرمی** پیش ساز بافت‌های عصبی، ماهیچه‌ای، چربی، همبند، خون، سلول‌های لوله‌های کلیوی و ... هستند. **یاخته‌های اندودرمی** پیش ساز سلول‌های لوزالمعده، تیروئید و سلول‌های ریوی هستند. در افراد بزرگسال هم، نوعی از یاخته‌های بنیادی پر توان که منشأ مزودرمی دارند، در پالپ دندان و بعضی بافت‌های چربی یافت می‌شوند. نوعی از این یاخته‌ها (یاخته‌های بنیادی خون ساز جنینی) را می‌توان از خون باقی‌مانده در بند ناف، پس از تولد نوزاد به دست آورد. در کل قابلیت آنها برای تبدیل به تمامی سلولها کمتر از دسته اول است.
- «چندتوان» یا **multipotent**: یک رده پایین‌تر از سلول‌های پر توان محسوب می‌شوند و می‌توانند سلول‌های مختلف یک بافت معین را تولید کنند. مانند سلول‌های بنیادی مغز استخوان که قادر به تولید انواع سلول‌های مختلف بافت خونی، شامل سلول‌های قرمز، سفید، لنفوسیت‌ها و پلاکت‌ها هستند. یاخته‌های بنیادی موجود در بافت‌های مختلف (عصبی، پوست و ...) افراد بزرگسال، در این دسته قرار می‌گیرند.
- «تک‌توان» یا **unipotent**: به سلول‌هایی گفته می‌شود که فقط توانایی تولید یک سلول متمایز را دارند. مانند لنفوسیت‌های B که تنها قابلیت تولید پلاسموسیت‌ها را دارند.



● انواع سلولهای بنیادی دندانی

تاکنون پنج نوع مختلف سلولهای بنیادی دندانی جداسازی و تعریف شده است:

● Dental pulp stem cells (DPSCs)

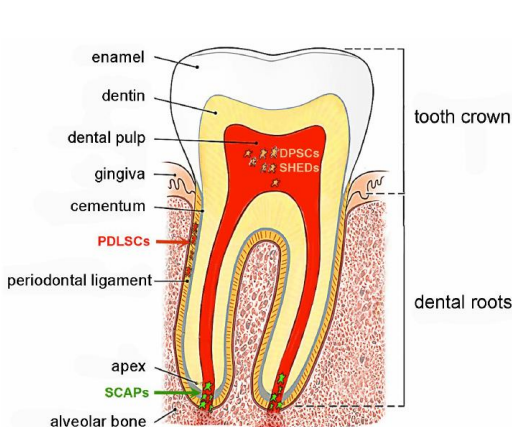
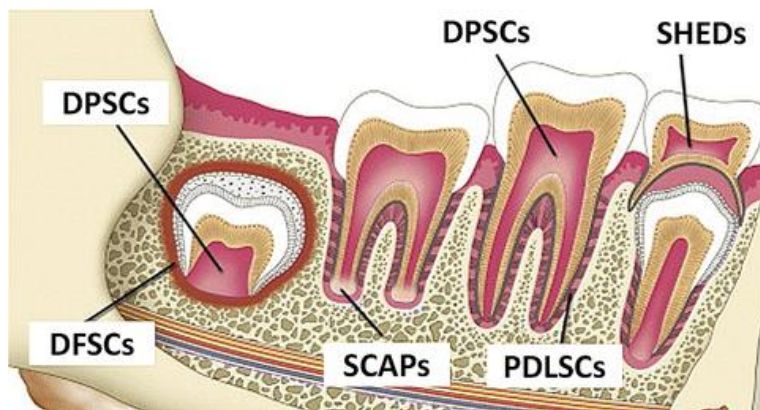
سلول های بنیادی درون دهان از سلولهای پالپ لثه یا دندان جدا می شوند. بیشترین سلولی که در آزمایشگاه استفاده میشود **دنتال پالپ استم سل** است؛ می توانیم آن را به انواع سلولها، به خصوص برای تولید استخوان و داربست در لثه برای درمان آتروفی لثه، به کار ببریم. قبلاً پودر استخوان یا هیدروکسی آپاتیت برای آتروفی لثه استفاده میشد.

● Stem cells from exfoliated deciduous teeth (SHED)

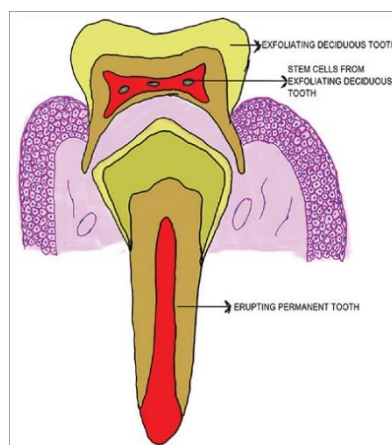
● Periodontal ligament stem cells (PDLSCs)

● Stem cells from apical papilla (SCAP)

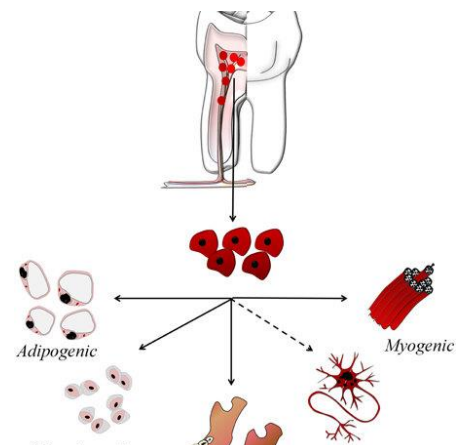
● Dental follicle progenitor cells (DFPCs)



PDLSCs



SHED



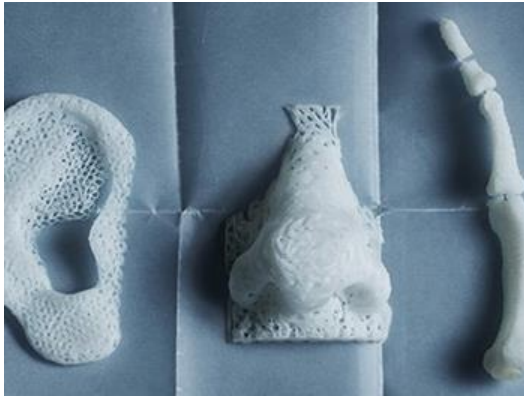
DPSCs

الگوی اصلی در درمان مشکلات دندانی، خارج ساختن بافتهای تخریب شده و جایگزین ساختن آن با مواد مصنوعی می باشد. اما تعداد بسیار کمی از این مواد، خصوصیات فیزیکی و شیمیایی نسبتاً مشابه با دندان طبیعی را داشته و غالباً از نظر مکانیکی دچار شکست می شوند. علاوه بر این زیست سازگاری بسیاری از این مواد مورد بحث می باشد. امروزه علم مهندسی بافت (Tissue engineering) مشخص ساخته است که به جای استفاده از مواد مصنوعی، میتوان اقدام به رژنراسیون (Regeneration) دندان ها نمود. در واقع میتوان با استفاده از این علم، علاوه بر درمانی آتروماتیک و با طول عمر بیشتر، اقدام به جایگزینی بافت هایی نمود که در اثربیماری هایی مانند سرطان و بیماری های پریودنتال تخریب شده و یا به طور مادرزادی وجود نداشته اند. در دندانپزشکی این امید وجود دارد که بتوان بافت هایی مانند استخوان آلوئولار، لیگامان پریودنتال، مینا، عاج و حتی دندان کامل را بازسازی نمود. بدون شک اولین قدم در این مسیر آشنایی کامل با بیولوژی و نحوه تکامل جنینی بافتهای مورد نظر می باشد.

◎ GBR (Guided Bone Regeneration)

امروزه از تکنیک **GBR (Guided Bone Regeneration)** استفاده می شود که در آن از یک ممبران (بافت نازک) برای تحریک استخوان سازی استفاده می شود. در این تکنیک، نه سلول بنیادی داریم نه فاکتور رشد، بلکه خود ممبران باعث استخوان سازی میشود تا بافت برای قرار دادن ایمپلنت قطور شود.

● داربست های بافتی



بافت ها را می توان با استفاده از داربست هایی که از سلول ها و تولید زمینه بافتی آنها حمایت می کنند، ساخت. از این داربست ها به عنوان شبکه های خارج سلولی جهت تنظیم سلولها و تحریک سلولها جهت رشد و تشکیل بافت استفاده می شود. بسته به بافت مورد نظر و کاربرد آن، ماده داربستی و خواص آن متفاوت خواهد بود. درمان به وسیله مهندسی بافت این مزیت را دارد که عمل جراحی در آن به حداقل رسیده و بافتهای مهندسی در خارج بدن در محیط قابل کنترل و قابل بهبود شرایط کشت، تهیه می شوند.

◎ داربست

برای ایجاد بافت جدید در خارج از بدن نیاز به یک بستر جهت قرار گرفتن سلولها بر آن و تقلید ماتریس خارج سلولی در داخل بدن می باشد که اصطلاحاً به آن **داربست** گفته می شود. در مهندسی بافت برای ایجاد بافت، سلول بر روی داربست قرار داده شده و مجموعه سلولها و داربست در محلول های پیچیده ای از ترکیبات شناخته شده (نمکها، آمینواسیدها و ویتامینها) که غالباً اجزای سرم به آنها اضافه می شود و محیط کشت نام دارد، رشد داده می شوند. بنابراین داربست مورد استفاده در مهندسی بافت به عنوان **تقلیدی از ماتریس خارج سلولی** نقش مهمی را دارا می باشد.

داربست ها نقش مهمی در بازسازی و ترمیم بافت دارند. در طول دو دهه گذشته، کارهای بسیاری برای توسعه داربست های قابل استفاده در مهندسی بافت انجام گردیده است. داربست ها زیست موادی هستند که قابلیت انجام همه یا برخی از فرآیندهای زیر را دارا می باشند:

- ✓ (الف) افزایش و بهبود تعاملات بین سلولی، چسبندگی سلولی و رسوب ماتریکس خارج سلولی.
- ✓ (ب) انتقال گازها و مواد مغذی و کنترل فاکتورهایی که بقاء تکثیر و تمایز سلول را باعث می شوند.
- ✓ (ج) نرخ زیست تخریبی مناسب و متناسب با عضو آسیب دیده.
- ✓ (د) ایجاد حداقل درجه التهاب و یا سمیت در محیط بدن.

● جنس داربست های مهندسی بافت

جنس داربستی که استفاده میکنیم خیلی مهم است. ویژگی های یک داربست ایده آل:

- باید سازگاری بافتی داشته باشد، بتواند جایگزین بافت شود و سپس بدن بتواند به آن نفوذ کند، آن را از بین ببرد و خودش بافت جدید بسازد. در واقع هیچ چیز خارجی وجود نداشته باشد و واکنش ایمنی ایجاد نکند و نیاز به خارج کردن آن با جراحی نباشد.
- پس باید bio-degradable (زیست تخریب پذیر) باشد. هر چقدر جنس مصنوعی تر باشد، آنزیم مربوط به شکستن آن موجود نیست.
- باید برای داربست، تعاملات بین سلولی، چسبندگی سلولی، رسوب ماتریکس سلولی، مواد غذایی و اکسیژن تامین شود.
- باید متناسب با عضو آسیب دیده باشد.
- زیست تخریب پذیری مناسب داشته باشد.
- سمیت و التهاب نداشته باشد (مثل رد پیوند).

● چهار دسته از مواد زیستی برای مهندسی بافت استفاده شده است:

۱. **مشتقات مواد طبیعی زیستی:** از جمله کلاژن و آلژینات، ماتریکس طبیعی بدون سلول از قبیل زیر مخاط مثانه و زیر مخاط روده کوچک. مواد طبیعی در مهندسی بافت به علت فعل و انفعالات سودمندی که با سلولها دارند، توجه زیادی را به خود جلب نموده اند. این مواد به راحتی در تعامل با سلولها قرار می گیرند اما دارای اشکالاتی مثل خواص مکانیکی ضعیف هستند. ترکیبات طبیعی مولکولهایی هستند که به طور معمول در ماتریکس خارج سلولی وجود دارند و بستری مناسب برای اتصال سلولها، بقاء، تکثیر و تمایز هستند. علاوه بر این فعل و انفعالات موجود بین سلولها و بستر ماتریکس خارج سلولی می تواند بر روی عملکرد سلولها نیز

مؤثر باشد.

۲. پلیمرهای مصنوعی: مانند پلی گلیکولیک اسید و پلی لاکتیک اسید.

۳. سرامیک‌های زیست فعال

۴. نانو کامپوزیت ها

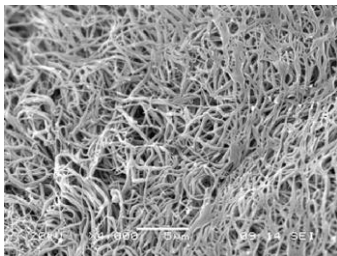
● ۱- پلیمر های طبیعی

◎ کلاژن



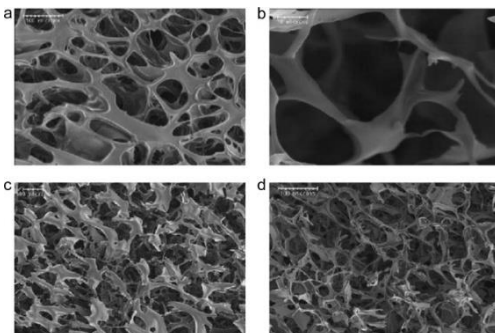
کلاژن یکی از فراوانترین انواع پروتئین‌هایی است که در همه جای بدن موجود است. این پلیمر، یک پروتئین فیبری و جزء اصلی ماتریکس خارج سلولی است. به همین علت از کلاژن در بازسازی بافت، به ویژه برای تعمیر بافت نرم استفاده می‌گردد. از جمله منابع معمول تهیه کلاژن منابع برون ز مانند پوست گاو و خوک هستند. کلاژن شامل گروه‌های جانبی چسبنده به سلول‌ها است که تعاملات ویژه سلولی را از خود نشان می‌دهد. این تعاملات ممکن است به حفظ شکل ظاهری و فعالیت بسیاری از انواع سلول، از جمله سلول‌های پوستی و غضروفی کمک کند.

◎ فیبرین



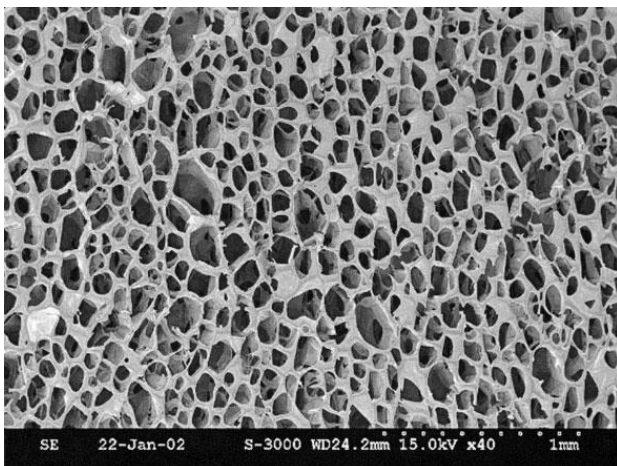
نیز یکی از پروتئین‌های موجود در بدن است که هنگام تشکیل لخته خون به وجود می‌آید و در التیام و ترمیم زخم‌ها دخالت دارد. از فیبرین در تهیه داربست‌های هیدروژلی استفاده می‌شود.

◎ اسید هیالورونیک



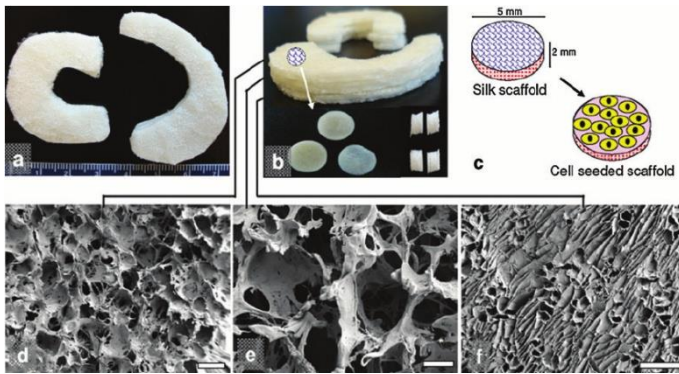
نیز از جمله اجزاء طبیعی ماتریکس خارج سلولی است که بخش مهمی از بافت همبند و مایع مفصلی را تشکیل می‌دهد. از این مواد در تهیه برخی از داربست‌های سلولی استفاده می‌شود.

◎ آلژینات



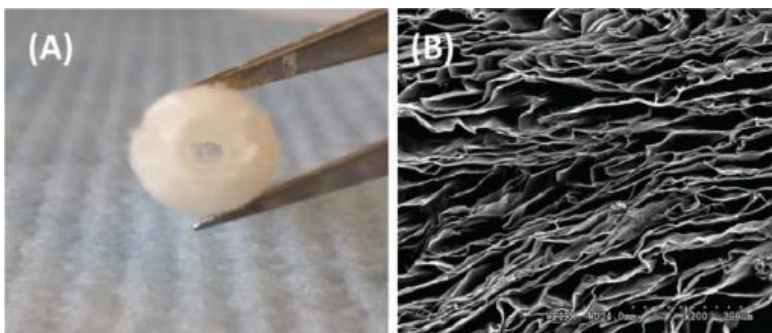
یک پلی ساکارید جدا شده از جلبک دریایی است که به عنوان یک عامل رهایش سلول و یک ماتریکس خارج سلولی عمل می‌کند. این پلیمر نسبتاً زیست سازگار است و توسط سازمان غذا و داروی آمریکا برای استفاده انسانی به عنوان مواد پانسمان زخم که داخل بدن گذاشته نمی‌شود تأیید شده‌است. آلژینات پلیمری با بار منفی است و در مجاورت کاتیون‌های باردار، مانند یون کلسیم، داربست سلولی مشبکی را تشکیل می‌دهد. از پلیمر های طبیعی که ممکن است واکنش ایمنی ایجاد کند، علاوه بر آلژینات، چیتوزان را میتوان نام برد که از سخت پوستان جدا می‌شود. زیست تخریب پذیری قابل قبولی دارد. زیست سازگاری خوبی دارد و سمیتش کم است. خاصیت انتی باکتریال نیز دارد.

۵-۴ ابریشم



در بین پلیمرهای طبیعی در گروه الیاف پروتئینی غیر زیست تخریب پذیر دسته‌بندی گردیده است. در حالی که فیبروئین حاصل از بازیافت ابریشم را در دسته ترکیبات زیست سازگار و زیست تخریب پذیر دسته‌بندی می‌کنند. تخریب پذیری بالای فیبروئین ناشی از به هم ریختگی ساختار کریستالی ابریشم در اثر انحلال و آرایش یافتگی کمتر الیاف بازیابی شده می‌باشد.

۶-۴ کیتین و کیتوسان



به عنوان یک آمینوپلی ساکارید طبیعی که دارای ساختمان بی نظیر و خصوصیات چند منظوره هستند به‌طور وسیع در پزشکی و صنعت مورد استفاده قرار می‌گیرند. از جمله خصوصیات بارز آن‌ها زیست تخریب پذیری قابل قبول، زیست سازگاری بالا و سمیت پایین می‌باشد. همچنین خواص ضد باکتریایی و ضد حساسیت آن‌ها اشاره کرد.

۷-۲ پلیمرهای مصنوعی

۱-۲ پلی کاپرولاکتون

پلیمری حاوی پنج گروه متیلن غیر قطبی و یک گروه استر نسبتاً قطبی است. این پلی مر زیست تخریب پذیر است ولی نرخ تخریب کند دارد، به همین علت همراه با پلی مرهای دیگری همچون پلی لاکتیک اسید استفاده می‌شود تا نرخ تخریب پذیری سریع تری داشته باشد.

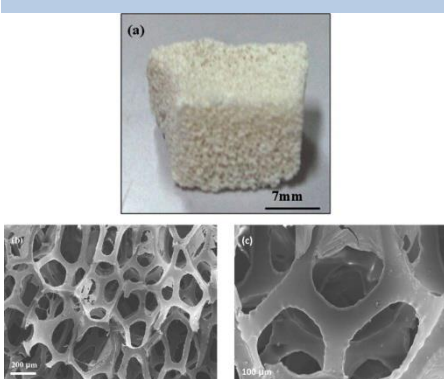
۲-۲ پلی گلیکولیک اسید

یکی از پلی مرهایی است که در تهیه داربست به‌طور گسترده استفاده می‌شود. بدلیل ماهیت نسبتاً آبدوست آن، به سرعت در محلول‌های آبی و یا در داخل بدن حل می‌گردد.

۳-۲ پلی لاکتیک اسید

یکی دیگر از پلی مرهای مصنوعی است. گروه متیل اضافی در توالی‌های تکرار پلی لاکتیک اسید در مقایسه با پلی گلیکولیک اسید، میل مولکولی آن را به آب کاهش می‌دهد و منجر به کندتر شدن سرعت هیدرولیز پلی مر و زیست تخریب پذیری آن می‌گردد. برای یک داربست پلی لاکتیک اسید ماه‌ها یا حتی سال‌ها طول می‌کشد تا یکپارچگی مکانیکی خود را در شرایط آزمایشگاهی و یا در داخل بدن از دست بدهد.

۸-۳ مواد مصنوعی (سرامیک‌ها زیست فعال)



سرامیک‌های زیست فعال مانند هیدروکسی آپاتیت، تری کلسیم فسفات و ترکیبات خاصی از سیلیکات مانند شیشه زیست فعال و شیشه‌های سرامیکی با مایعات فیزیولوژیکی واکنش نشان می‌دهند و از طریق فعالیت سلولی منجر به مهندسی بافت‌های سخت و نرم می‌شوند. با این حال سازگاری زیستی و تخریب پذیری سرامیک‌های زیست فعال اغلب کافی نیست و منجر به محدودیت استفاده از آن‌ها در بخش بالینی می‌گردد. می‌توان با استفاده از ترکیب پلی مرهای مصنوعی و طبیعی یا با استفاده از مواد کامپوزیتی خواص داربست را بهبود بخشیده و با کنترل نرخ تخریب و بهبود سازگاری، شرایط استفاده از سرامیک‌ها را در مهندسی بافت فراهم آورد.

⑤ هیدروکسی آپاتیت

یک جزء اصلی و یک عنصر ضروری از استخوان طبیعی است. این سرامیک می‌تواند به وسیله پیوندهای شیمیایی با بافت‌ها ترکیب شود و بافت استخوانی جدیدی را پس از کاشت ایجاد کند.

⑥ تری کلسیم فسفات

دارای تجزیه زیستی و زیست سازگاری خوبی است و می‌تواند بازسازی استخوان را منجر گردد.

⑥ شیشه زیست فعال

به عنوان یک عامل برای بازسازی استخوان می‌باشد. این ماده می‌تواند بیان ژن و تولید استئوکلسین را افزایش دهد، استئوکلسین یک پروتئین وابسته به ویتامین K است که به عنوان یکی از رایج‌ترین پروتئین‌های غیر کلاژنی استخوان می‌باشد.

⑥ کلسیم سیلیکات

نیز دارای زیست سازگاری عالی و توانایی پیوند با استخوان زنده و بافت نرم است. به‌طور خاص یون‌های سیلیس قادر به تشکیل آپاتیت استخوان مانند هستند.

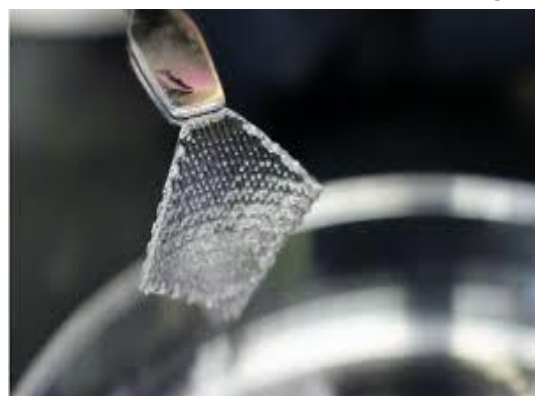
● ۴-نانو کامپوزیت‌ها

کامپوزیت به ماده‌ای اطلاق می‌شود که از دو یا چند جزء تشکیل شده‌است بطوریکه این ساختار ترکیبی دارای خصوصیات هر دو جزء باشد. در صورتیکه حداقل ابعاد یکی از اجزاء تشکیل دهنده در کامپوزیت در مقیاس نانو متری قرار گیرد به آن نانوکامپوزیت می‌گویند. مشابه مواد کامپوزیتی، نانوکامپوزیت‌ها نیز بر حسب جنس، ساختار به سه گروه نانوکامپوزیت‌های زمینه فلزی، سرامیکی و پلیمری دسته‌بندی می‌گردند. بخش قابل توجهی از پژوهش‌ها در مهندسی بافت استخوان بر روی مواد کامپوزیتی با زمینه پلی مری تمرکز یافته‌است.

● انواع داربست‌های مهندسی بافت

⑥ هیدروژل‌ها

این داربست‌ها از نوع داربست‌های قابل تزریق هستند. هیدروژل‌ها گروهی از شبکه‌های پلی مری هستند که زنجیره‌های آن با اتصالات عرضی به یکدیگر وصل شده و به دلیل خصوصیات یونی یا داشتن گروه‌های عاملی در ساختار پلی مر قابلیت ایجاد حفره‌هایی با قابلیت جذب آب زیاد و تورم را داراست. تورم هیدروژل‌ها در اثر تغییر شرایط pH، دما، قدرت یونی و جریانات مغناطیسی اتفاق می‌افتد. شبکه سه بعدی هیدروژل‌ها با قابلیت جذب حجم زیاد آب، منجر به استفاده گسترده آن‌ها در مهندسی بافت و سامانه رهایش دارو گردیده است. با این حال، کاربرد هیدروژل‌ها به علت ضعف مکانیکی ذاتی آن‌ها، در بازسازی بافت استخوان و دیگر بافت‌های تحت فشار محدود گشته است، علاوه بر این بسیاری از هیدروژل‌ها با توجه به محتوای بالای آب، در مرحله استریلیزاسیون دچار مشکل هستند. هیدروژل‌ها معمولاً گران قیمت هستند و جابجایی آن‌ها نیز سخت است.

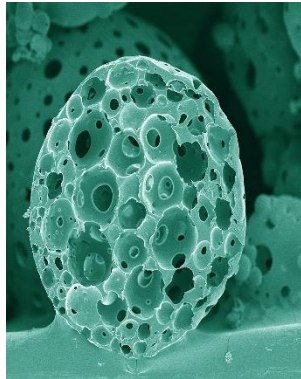




⊙ ماتریکس متخلخل سه بعدی

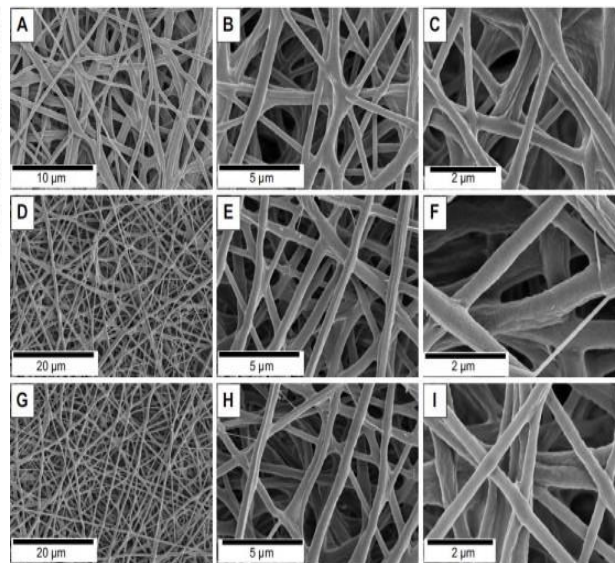
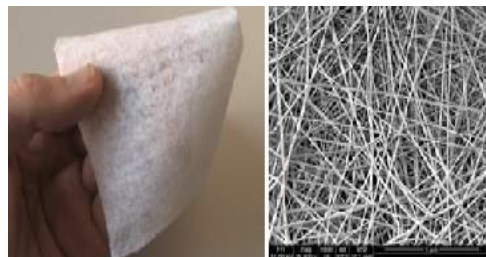
این نوع داربست، یک ساختار متخلخل با منافذ بهم پیوسته است که اجازه کشت متراکم سلول‌ها و رشد بافت را می‌دهد. در انواع داربست‌های سه بعدی می‌توان با کنترل اندازه، تعداد و بهم پیوستگی حفرات، میزان تخلخل را کنترل نمود.

⊙ ریز گویچه‌ها (Microsphere)

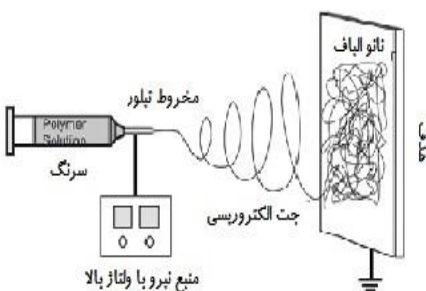


این داربست‌ها نیز جزء داربست‌های قابل تزریق می‌باشند. ریز گویچه‌ها همچنین به عنوان مواد پرکننده برای جایگزینی حجم بافتی که به دلیل بیماری، آسیب یا پیری از دست رفته است هدف قرار می‌گیرند.

⊙ مش‌های نانولیفی



این نوع داربست با روش الکترووریسی و خود آرایی تولید می‌شود و به دلیل ساختار لیفی نانومتری و نیز یکنواختی، به هم پیوستگی و در صد بالای تخلخل، همانندی خوبی با محیط فیزیولوژیکی بدن ایجاد می‌کند.



● فاکتورهای رشد

فاکتورهای رشد انواع مختلفی از فاکتورهای بیولوژیک و محیطی هستند. علاوه بر مواد طبیعی و مصنوعی که خودمان اضافه می‌کنیم، باید از فاکتورهای بدن هم استفاده کنیم که برای استخوان BMP-2 می‌باشد. این فاکتورها گران هستند ولی باید برای بازسازی هر بافت، فاکتور رشدی مخصوص برای تمایز آن استفاده شود. در آزمایشگاه، دما و PH می‌تواند در تمایز سلولهای بنیادی اثر بگذارد. معمولاً سلولهای استم سل مثل سلولهای سرطانی نیستند که تا هر وقت بخواهیم تقسیم شوند. معمولاً ۱۰ دور تکثیر انجام می‌دهند و بهترین زمان برای استفاده از آنها پاساژ سوم تا پنجم است. بعد از چندین تقسیم، خودشان نیز به سلولی که مورد نظر ما نیست تمایز پیدا میکنند.

فصل

۵

آزمایش مواد دندانی و بیومکانیک

به منظور کسب نتایج رضایت بخش، طول سیلندر باید دو برابر قطر آن باشد.

استحکام فشاری برای مقایسه ی مواد شکننده و موادی که عموماً در کشش ضعیف هستند، مفیدتر است. بنابراین، استحکام فشاری در مقایسه ی آمالگام های دندانی، رزین کامپوزیت ها، سمان ها و سایر مواد مانند Dental Stones و Investment ها استفاده می گردد.

مقادیر معمول استحکام فشاری برخی از مواد دندانی ترمیمی در جدول ۵-۱ ذکر شده است.

خمش

خواص خمشی بسیاری از مواد به دلیل روش استفاده از آن ها، اغلب مهم تر از خواص کششی و یا فشاری آن ها می باشد. به عنوان مثال، خواص خمشی سیم های استنلس استیل، فایل ها و ریمرهای اندودونتیک و سوزن های هیپودرمال به علت خمشی که حین استفاده از آن ها رخ می دهد، مهم است. موسسه ی استاندارد ملی آمریکا و انجمن دندانپزشکی آمریکا، استاندارد شماره ی ۲۸ را برای آزمون انعطاف پذیری فایل ها و ریمرهای اندودونتیک اختصاص داده اند.

در فصل ۴ به معرفی مفاهیم اساسی در بیومکانیک و خواص فیزیکی مواد دندانی پرداختیم. اطلاعاتی که ارائه گردید، بوسیله ی ابزارهای آزمایش جمع آوری شده بودند. در این فصل به توصیف این آزمایشات به صورت اختصاصی و با جزئیات بیشتری می پردازیم.

استحکام فشاری

هنگامی که یک جسم در فشار تحت آزمایش قرار می گیرد، استرس های پیچیده ای در آن ایجاد می شوند. طی فشرده سازی، نیروهای اعمال شده به ۱. نیروهای برشی (در ناحیه ای مخروطی شکل در دو انتهای جسم) و در نتیجه ی اعمال این دو مخروط بر سیلندر به ۲. نیروهای کششی (در قسمت میانی جسم) تبدیل می شوند.

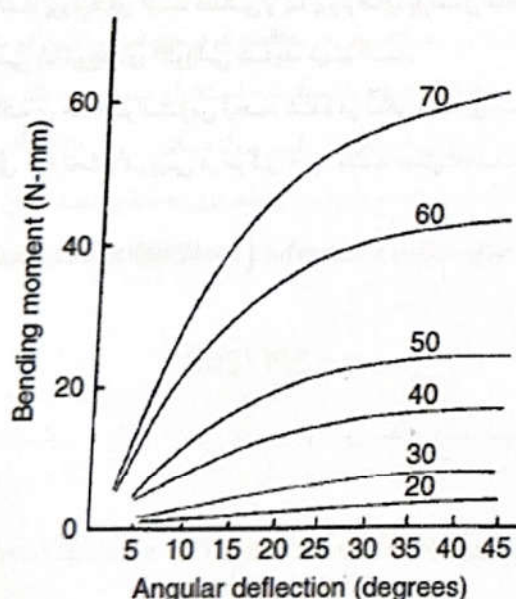
به دلیل این مجموعه از نیروها، از ابعاد و اندازه های استاندارد به منظور به دست آوردن نتایج قابل تکرار استفاده می گردد. اگر نمونه ی آزمایش خیلی کوتاه باشد، توزیع نیروها به دلیل هم پوشانی مخروط های تشکیل شده در دو انتهای سیلندر پیچیده تر می شود. (شکل ۵-۱). همچنین اگر نمونه بیش از اندازه بلند باشد، ممکن است خمش و تاب رخ دهد. بنابراین

جدول ۵-۱: استحکام فشاری مواد دندانی انتخاب شده

Material	Compressive Strength (MPa)
Enamel	384
Dentin	297
Amalgam	189
Calcium hydroxide liner	8
Feldspathic porcelain	149
High-strength stone	81
Resin composite	225
Zinc phosphate cement	110

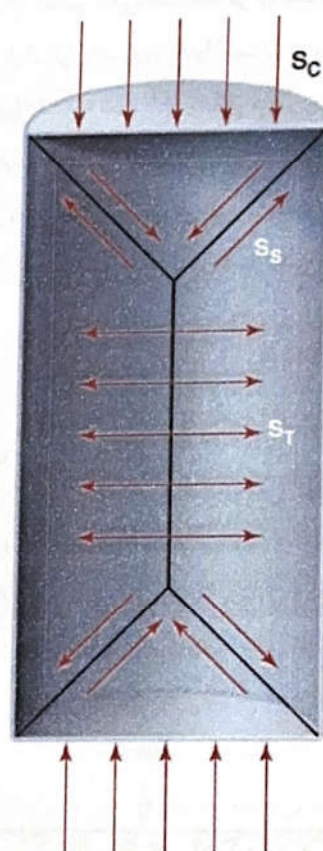
با افزایش نیرو و خم شدن نمونه، مقادیر مرتبط با "زاویه‌ی خمش" و "گشتاور خمش" (نیرو $\times$ فاصله) ثبت می‌شوند. نمودار گرافیکی گشتاور خمش در مقابل زاویه‌ی خمش، در ظاهر به نمودارهای استرس - استرین شباهت دارند.

به عنوان مثال، مجموعه‌ای از نمودارها برای اندازه‌های مختلف ریمرهای اندودنتیک در شکل ۵-۲ نشان داده شده است. اگر زاویه‌ی خمش از مقدار پایانی بخش خطی نمودار تجاوز کند، وسیله‌ی دچار خمش دائمی می‌گردد. همانگونه که توسط شیب اولیه‌ی تندتر منحنی نشان داده شده است، وسایل با قطر بیشتر، سفت‌تر هستند.



شکل ۵-۲: منحنی‌های خمش گشتاور-خمش زاویه‌ی برای ریمرهای اندو با سایزهای ۲۰ تا ۷۰.

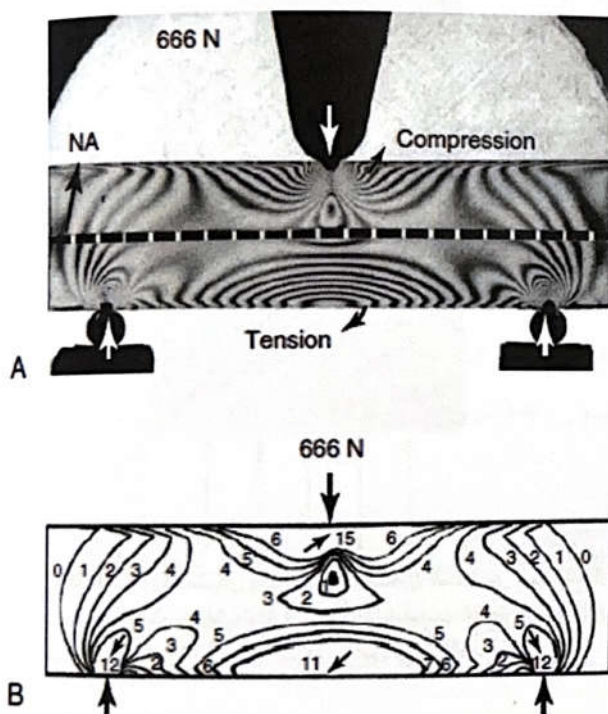
خواص خمشی توسط خم کردن یک نمونه‌ی میله‌ای شکل اندازه‌گیری می‌شود. در آزمایش Single Cantilever، میله از یک انتها ثابت شده و نیرو در فاصله‌ی مشخصی از انتهای ثابت شده اعمال می‌گردد. در آزمایش Dual Cantilever، هر دو انتهای میله ثابت شده و نیرو به مرکز میله وارد می‌شود. در آزمایش‌های خمش سه نقطه‌ای یا چهار نقطه‌ای، میله بر روی دو غلتک قرار گرفته و نیرو به بالای میله و در یک نقطه (در آزمایش سه نقطه‌ای) و یا دو نقطه (آزمایش چهار نقطه‌ای) وارد می‌شود.



شکل ۵-۱: الگوی استرس پیچیده‌ی تشکیل شده در استوانه‌ای که در معرض استرس فشاری قرار گرفته است. استرس فشاری (Sc)، استرس برشی (Ss) و استرس کششی (St)

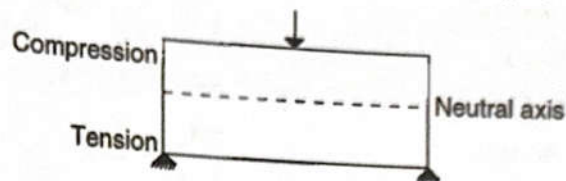
نمونه‌ها در شرایطی قرار می‌گیرند که تنها خم شدن را شبیه‌سازی کنند و از این تئوری به منظور آنالیز داده‌ها استفاده می‌گردد.

اغلب خمش چهار نقطه ای بر خمش سه نقطه ای در اندازه گیری مدول خمشی و استحکام خمشی، ارجحیت دارد. اگر ماده ای که به راحتی دچار تغییر شکل می‌شود، با عناصر بارگذاری و پشتیبانی که به شکلی ناکافی گرد شده اند آزمایش شود، این عناصر می‌توانند باعث تغییر شکل موضعی در نقطه ی بارگذاری و نقاط تکیه گاه شوند. این امر نامطلوب است چرا که تئوری میله ی مورد استفاده در محاسبه ی خمش، تغییر شکل یکنواخت میله بدون استرس ها و محدودیت های موضعی را به عنوان پیش فرض پذیرفته است. یک فیکسچر خمش چهار نقطه ای، به جای یک عنصر مورد استفاده در فیکسچر خمش سه نقطه ای از دو عنصر بارگذاری، نیروی یکنواخت تری را به میله وارد می کنند که مانع از کمانه شدن V شکل میله و تمرکز استرس در خط وسط، که در هنگام استفاده از یک عنصر بارگذاری تکی رخ می دهد، می شود. در این شکل بندی یک ناحیه ی بزرگتر و مشخص تری از نمونه مورد آزمایش قرار می گیرد.



شکل ۵-۴: آنالیز فوتوالاستیک تست استحکام خمشی. A، مدل فوتوالاستیک با حاشیه‌های ایزوکروماتیک. B، طراحی برای نشان دادن نظم حاشیه‌های ایزوکروماتیک. محور خنثی (AN).

بخش خطی اولیه ی منحنی در وسیله های بزرگتر، کوتاه تر است و بنابراین انحراف از قسمت خطی در زوایای پایین تری رخ می دهد.



شکل ۵-۳: تصویر شماتیک تست خمش سه نقطه ای. سه نقطه شامل دو تکیه گاه در زیر و نقطه ی مرکزی بارگذاری در بالا می باشد.

استحکام خمشی

استحکام خمشی بوسیله ی اعمال نیرو بر وسط میله ای که به سادگی در دو انتهای خود ساپورت شده (بدون اینکه ثابت شده باشد) اندازه گیری می شود (شکل ۵-۳ و ۵-۴). این آزمایش، تست خمش سه نقطه ای (۳PB) و یا "آزمون خمش" و حداکثر استرس اندازه گیری شده در آزمایش نیز، "استحکام خمشی" نامیده می شود.

استحکام خمشی برای چندین مواد دندان‌سازی در جدول ۵-۲ نشان داده شده است. این آزمون نه تنها استحکام مواد، بلکه مقدار تغییر شکل مورد انتظار آن ها را نیز تعیین می کند. استحکام خمشی و تغییر شکل همراه با آن، در فضاهای بی دندان‌سازی طولانی همانند پروتزهای ثابت دندان‌سازی و یا پروتزهای پارسیل متحرک در نواحی با نیروهای اکولوژیکی شدید، مهم است. معادله ی حداکثر استرس ایجاد شده در یک میله ی مستطیلی شکل که تحت نیرویی در مرکز خود باشد عبارت است از:

$$\text{Stress} = 3 \times \text{Load} \times \text{Length} / (2 \times \text{Width} \times \text{Thickness}^2)$$

یا:

$$\sigma = 3Pl / 2bd^2$$

تغییر شکل یا جابه جایی حاصل در این میله تحت لود برابر است با:

$$\text{Deformation} = \text{Load} \times \text{Length}^3 / 4 \times \text{Elastic modulus} \times \text{Width} \times \text{Thickness}^3$$

یا:

$$\delta = Pl / 4Ebd^3$$

جدول ۵-۲: استحکام خمشی مواد دندان‌ی انتخاب شده

Material	Flexural Strength (MPa)
Resin composite	139
Lathe-cut amalgam	124
Feldspathic porcelain	65
High-strength stone	17
Resin-modified glass ionomer	42-68
Resin cement	66-121

از ماده در دستگاه آزمایش به صورت عرضی و یا قطری تحت فشار قرار می‌گیرد تا زمانی که شکستگی رخ دهد (شکل ۵-۵). نیروهای فشاری وارد شده بر نمونه، به دلیل اثر پواسان (Poisson)، استرس‌های کششی نیز در جهت اعمال نیروی دستگاه در ماده ایجاد می‌کنند. طبق فرمول زیر، استرس کششی (σ_x) مستقیماً با نیروی اعمال شده (P) رابطه‌ی مستقیم دارد:

$$\sigma_x = 2P / \pi DT$$

توجه کنید که این تست برای مواد شکننده طراحی شده است. اگر نمونه تغییر شکل قابل توجهی قبل از شکست پیدا کند، یا به بیش از دو تکه‌ی مساوی شکسته شود، ممکن است که داده‌ها معتبر نباشند. بعضی مواد هنگامی که در سرعت‌های مختلف بارگذاری آزمایش می‌شوند، استحکام‌های کششی قطری متفاوتی را نشان داده و به عنوان مواد حساس به میزان استرین معرفی می‌شوند. تست کششی قطری در این مواد معتبر نیست. مقادیر استحکام کششی قطری و نهایی برخی مواد دندان‌ی در جدول ۵-۳ آمده است.

استحکام برشی

استحکام برشی، حداکثر استرسی است که یک ماده می‌تواند قبل از شکست در حالت اعمال نیرو به حالت برشی تحمل کند. استحکام برشی به خصوص در مطالعه‌ی سطح تماس بین دو ماده همانند سرامیک - فلز و یا ایمپلنت - استخوان مهم است. یک روش به منظور آزمایش استحکام برشی مواد دندان‌ی، روش Punch و یا Push-out است که در آن نیرویی محوری به منظور فشار دادن یک ماده به درون دیگری اعمال می‌شود. استحکام برشی (τ) بوسیله‌ی فرمول زیر محاسبه می‌گردد:

$$\text{Shear strength } (\tau) = F / \pi dh$$

که در آن، F نیروی فشاری اعمال شده به ماده، d قطر پانچ و h ضخامت نمونه است. توجه کنید که توزیع استرس ایجاد شده با این روش، به صورت برشی خالص نیست و اغلب به علت تفاوت‌ها در ابعاد نمونه، ژئومتری سطح، ترکیب و آماده‌سازی و فرآیند آزمون مکانیکی، نتایج متنوع هستند. با این حال، انجام این آزمایش آسان

خمش دائم

بسیاری از ترمیم‌های دندانپزشکی، طی ساخت در معرض خمش دائمی قرار می‌گیرند. تنظیم کلاسپ‌های پروتزهای پارسیل متحرک و شکل دهی به سیم‌های ارتودنسی دو مثال از خمش‌های دائمی هستند.

اغلب مقایسه‌هایی بین سیم‌ها و سوزن‌هایی با ترکیبات و قطرهای مختلف که در معرض خمش‌های ۹۰ درجه‌ای به صورت تکرار شونده قرار گرفته‌اند، انجام می‌گیرد. ترکیب، ابعاد و همچنین مداخله‌های شیمیایی و دمایی انجام شده بر روی نمونه حین ساخت آن، بر تعداد خم‌هایی که می‌تواند تحمل کند تاثیر دارد.

آزمایشات دوره‌ای مهم است. چرا که عملکرد مواد همواره با آزمایشات مکانیکی استاندارد همانند خواص کششی و یا میزان سختی در ارتباط نمی‌باشد. استرس‌های کششی و فشاری شدید می‌توانند به ماده‌ای که دچار خمش دائمی شده است، وارد شوند. به همین علت است که اطلاعات مربوط به آزمایشات فشاری و کششی برای یک ماده بسیار حائز اهمیت هستند.

استحکام کششی قطری

روشی جایگزین به منظور آزمایش مواد شکننده که در مقالات به عنوان "آزمایش فشاری قطری برای کشش" و یا "روش برزلی" توصیف شده است، به دلیل ساده بودن نسبی و قابلیت تکرار پذیری آن، محبوب است. در این آزمایش، دیسکی استوانه‌ای شکل

چرخش

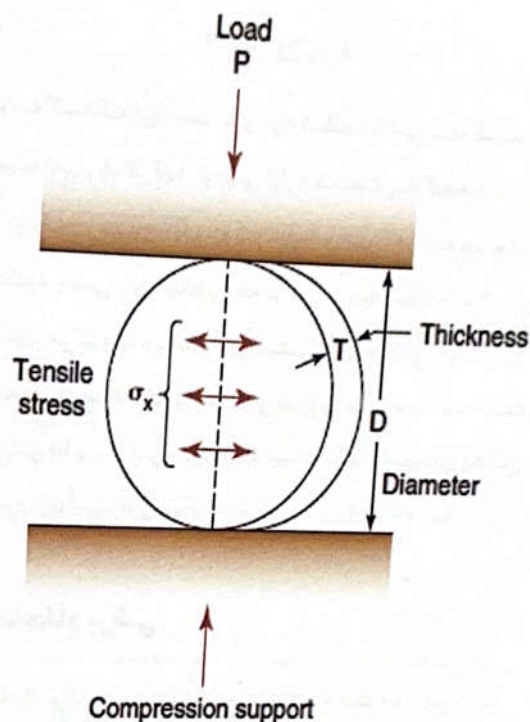
شیوه ای دیگر به منظور اعمال نیرو در دندانپزشکی، چرخش یا پیچش است. برای مثال، فایل‌ها و ریمرها طی درمان‌های اندودنتیک درون کانال ریشه چرخانده می‌شوند. بنابراین خواص چرخشی آن‌ها مورد توجه خاصی قرار می‌گیرد. به خصوص در شرایطی که فایل اندودنتیک در نوک ریشه، همان جایی که با عاج درگیر شده است، گیر کرده و با چرخاندن دسته، فایل تحت چرخش قرار می‌گیرد. دستورالعمل ADA شماره ۲۸، آزمایشی برای فایل‌ها و ریمرها، اندودنتیک را توصیف می‌کند که طبق آن اندازه‌گیری مقاومت به شکست در برابر چرخاندن توسط Torque Meter اندازه‌گیری می‌شود. چرخش، منجر به ایجاد نیروهای برشی و چرخیدن جسم می‌شود. در این نوع از به کارگیری نیروها، رابطه‌ی بین گشتاور چرخشی (فاصله $\times$ نیروی برشی $= M_t$) و چرخش زاویه‌ای (π) مورد توجه است.

جدول ۵-۴: مقادیر استحکام برشی آزمایش شده بوسیله‌ی روش Punch برای بعضی از مواد دندان‌تری می.

Material	Shear Strength (MPa)
Enamel	90
Dentin	138
Acrylic denture resin	122
Amalgam	188
Porcelain	111
Zinc phosphate cement	13

شکل ۵-۶، تعدادی از نمودارهایی که در آن‌ها گشتاور چرخشی به عنوان تابعی از چرخش زاویه‌ای اندازه‌گیری شده است را نمایش می‌دهد. در این مثال، وسایل به صورت ساعت‌گرد چرخانده شدند که منجر به عدم ایجاد پیچش در وسیله گردید. همانند خمش، منحنی‌ها دارای یک بخش خطی اولیه و سپس یک بخش غیرخطی بوده و مشابه منحنی‌های استرس-استرین می‌باشند. وسایل باید به نحوی استفاده شوند که تحت چرخش زاویه‌ای دائمی قرار نگیرند. چرخش وسیله باید به گونه‌ای محدود باشد تا از مقادیر «بخش چرخشی» نمودار

بوده و بسیار مورد استفاده قرار گرفته است. روشی دیگر جهت ارزیابی خصوصیات برشی، قرار دادن نمونه در معرض نیروهای چرخشی می‌باشد. استحکام برشی برخی مواد دندان‌تری در جدول ۵-۴ ذکر شده است. جزئیات آزمون برشی برای اینترفیس‌های آدهزیو به طور کامل در بخش روش‌های استحکام باند این فصل مورد بحث قرار گرفته است.



شکل ۵-۵: چگونه یک نیروی فشاری باعث بروز استرس کششی در مواد شکننده می‌شود.

جدول ۵-۳: استحکام کششی مواد دندان‌تری انتخاب شده

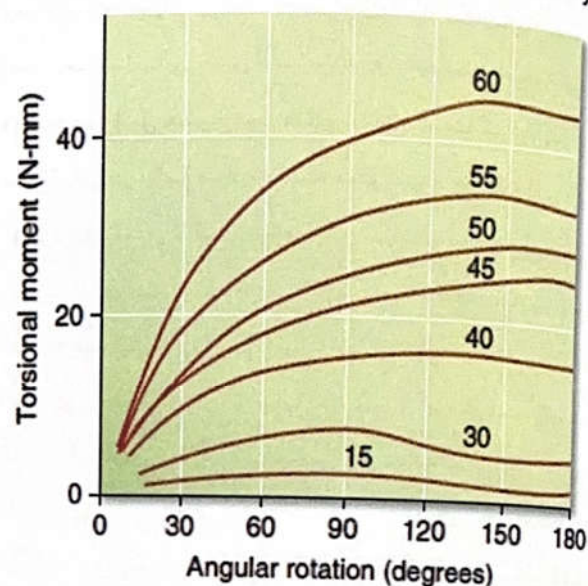
Material	Diametral Tensile Strength (MPa)	Ultimate Tensile Strength (MPa)
Enamel	—	10
Dentin	—	106
Amalgam	54	32
Calcium hydroxide liner	1	2.3
Feldspathic porcelain	—	25
High-strength stone	8	6

بوسیله ی تکرار دوره های اعمال و برداشت نیرویی کمتر از نیروی موردنیاز جهت خم شدن نمونه بر روی آن انجام می شود تا زمانی که نمونه بشکند. آزمایشات خستگی می تواند در حالات مختلفی مانند کشش، فشار، برش، خمش و چرخش انجام گیرد. استحکام خستگی، آن مقدار استرسی است که یک ماده تحت اعمال نیروهای تکرار شوند، می شکند. شکست ماده تحت نیروهای تکرار شوند و یا دوره ای، به بزرگی و تعداد دفعات اعمال نیرو بستگی دارد. داده های مربوط به خستگی، اغلب بوسیله ی یک نمودار S-N ارائه می شوند (شکل ۵-۷). این منحنی، استرس (یا استرینی) (S) را نشان می دهد که یک ماده در نتیجه ی اعمال چرخه های نیرو (N)، خواهد شکست. هنگامی که استرس به میزان قابل توجهی بالا باشد، نمونه در تعداد نسبتاً کمی از چرخه ها خواهد شکست. هنگامی که استرس کاهش یابد، تعداد چرخه های مورد نیاز جهت شکست نمونه افزایش می یابد. بنابراین در هنگام تعیین استحکام خستگی، تعداد چرخه ها نیز بایستی مشخص شود. در رابطه با بعضی مواد، استرسی که در آن نمونه می تواند به تعداد بی نهایت بار بدون شکست بارگذاری شود، سرانجام به دست آمده است. این استرس حد استقامت (limit endurance) نامیده می شود.

ترمیم های دندانپزشکی طی جویدن تحت نیروهای چرخه ای هستند که ممکن است به ۳۰۰۰۰ سیکل در سال نیز برسند. شناخت استحکام خستگی مواد ترمیمی در تعداد بالایی از سیکل ها، در طراحی یک ترمیم یا پروتز دندانی مهم است. ترمیم ها بایستی به گونه ای با ژنومتری و ابعاد مناسب طراحی شوند که از شکست خستگی جلوگیری شود.

شکست های ناشی از خستگی، از ترک های میکروسکوپی شروع می شوند که حین چرخه ی بارگذاری به یکدیگر رسیده و در نهایت منجر به ترک های ماکروسکوپی و شکست ناگهانی می شوند. نواحی تمرکز استرس، به خصوص نقایص سطحی و شکاف های نوک تیز، خطرناک بوده و می توانند منجر به شکست ناگهانی گردند. خصوصیات خستگی بیشتر به ساختار میکروسکوپی ماده و تاریخچه ی ساخت آن و عملیات انجام شده بر روی آن وابسته است؛ خصوصیات خستگی همواره به طور مستقیم با سایر خصوصیات مکانیکی ارتباط ندارند بلکه محیط اطراف جسم نیز نقش مهمی را ایفا می کند. دماهای

گشتاور چرخش - چرخش زاویه ای تجاوز نکند. وسایل بزرگتر، نسبت به وسایل کوچکتر در چرخش سفت تر بوده و "بخش خطی" نمودار آن ها کوچکتر می باشد. شکل نامعمول منحنی در چرخش های زاویه ای زیاد، به علت باز شدن پیچ وسیله است. همچنین چرخش یک نگرانی مهم در مورد نگه دارنده های پیچ شونده می باشد. بایستی از یک گیج اندازه گیری کننده ی ترک (gauge torque) به منظور جلوگیری از ایجاد صدمات ناشی از چرخش در بدنه ی پیچ به دلیل نیروهای بیش از حد، استفاده نمود.



شکل ۵-۶: منحنی های گشتاور چرخشی-چرخش زاویه ای برای فایل های اندو ساینزهای ۱۵ تا ۶۰

استحکام خستگی

بر اساس مباحث پیشین در رابطه با الاستیسیته، جسمی که تحت استرسی کمتر از استرس مورد نیاز جهت خم شدن خود قرار گرفته است، پس از رهایی از این استرس باید بدون هیچ تغییری در ساختار داخلی یا خصوصیاتش، به شکل اولیه ی خود بازگردد. چرخه های کمی از اعمال نیرو و برداشت نیرو، تاثیر قابل ملاحظه ای بر ماده نمی گذارند. اما هنگامی که این استرس مکرراً به دفعات زیادی تکرار شود، استحکام ماده ممکن است به شدت کاهش یافته و در نهایت جسم می شکند. شکستگی های بیش رونده ای که در نتیجه ی اعمال چند باره ی نیرو رخ می دهند، "خستگی" نامیده می شود. آزمایشات مربوط به خستگی

تافنس شکست نامیده می شود. تافنس شکست مقدار نسبی توانایی یک ماده برای مقاومت در برابر پیشرفت ترک را مشخص می کند. واحدهای K_{IC} عبارت اند از واحد استرس $\times$ واحد طول^{۳/۲} یا نیرو $\times$ طول^{-۳/۲} که معمولاً به صورت $MN \cdot m^{-3/2}$ یا $MPa \cdot m^{3/2}$ گزارش می شود.

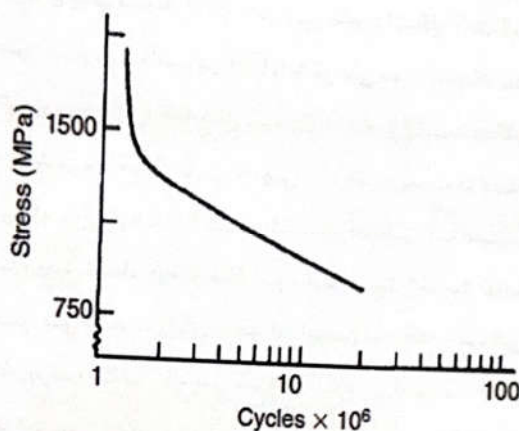
آنالیز فرکتوگرافی

آنالیز فرکتوگرافی به تعیین علل شکست ها و طراحی ساختاری و نیز بهبود مواد موجود کمک می کند. پیشرفت ها در این زمینه به شناسایی نقش استرس های باقیمانده، دما و نقایص موجود بر طول عمر ترمیم های دندانی کمک کرده اند.

فرکتوگرافی در آنالیز مواد شکننده موثر است، چرا که این مواد معمولاً با شکست ناگهانی مواجه می شوند. در آنالیز فرکتوگرافی، ویژگی های بارز پیشرفت ترک (شکل ۵-۸) شناسایی شده و منشاء شکست را نیز می توان تعیین کرد. منشاء شکست نقطه ای است که در آن ترکیب نادرستی از شدت نقص (تعیین شده بوسیله ی اندازه و شکل ترک) و دامنه ی استرس وجود دارد. برای مثال همانطور که در شکل ۵-۹ نشان داده شده است، تنوع در پردازش سرامیک ها ممکن است منجر به تفاوت قابل توجهی در ساختار آن ها شود. یک ساختار یک دست و هموزن بوسیله ی پردازش مناسب به دست می آید. نقایص حاصل از تجمع اشتباهات حین پردازش پیشرفت می کنند. نقایص بزرگتر از نقایص مشاهده شده در شکل ۵-۹ B، بحرانی در نظر گرفته می شوند. در شکل ۵-۹ D، یک نقص نوک تیز، استرس ها را متمرکز کرده و منجر به شکست می شود.

حتی در صورت فقدان نقص قبلی، طراحی نامناسب پروتز نیز ممکن است به شکست منجر شود. در این موارد، آنالیز فرکتوگرافی امکان شناسایی منشاء را فراهم می کند، اما الگوهای شکست بسیار پیچیده تر هستند. در شکل ۵-۱۰، یک ترک کوچک باعث یک شکست ناگهانی در مارژینی شده است که ساختار پرسن در آنجا بسیار نازک بوده است.

بالا، رطوبت، مایعات، مواد بیولوژیکی و انحراف pH از حالت خنثی، همگی می توانند بر خواص خستگی تاثیر گذار باشند. در نتیجه، داده های خستگی که معمولاً بر اساس آزمایشات انجام شده در هوای آزمایشگاه و در دمای اتاق ارائه می شوند، همیشه مربوط به شرایط عملکرد در حفره دهان نیستند. دمای بالاتر، رطوبت، محیط نمکی حاوی پروتئین و نوسان pH همگی به کاهش استحکام خستگی مواد دندانی از مقادیر آزمایشگاهی آن، تمایل دارند.



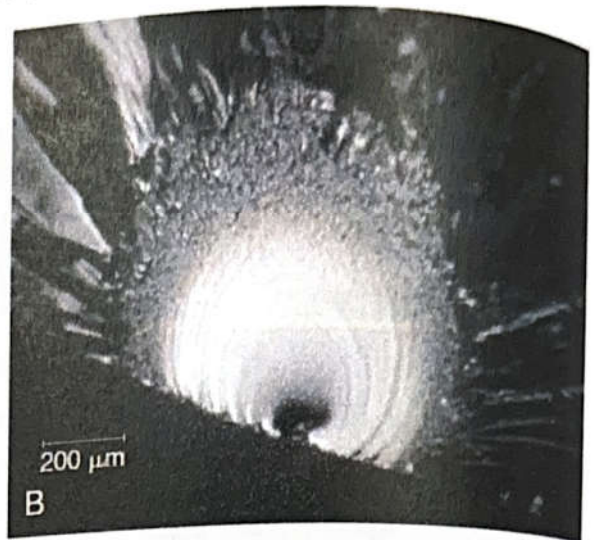
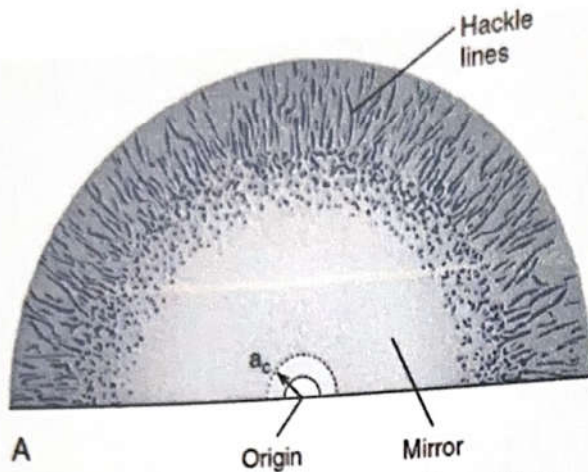
شکل ۵-۷: منحنی خستگی خمشی برای یک آلیاژ کبالت-کروم-نیکل مورد استفاده برای دنچر پارسیل.

Toughness Fracture

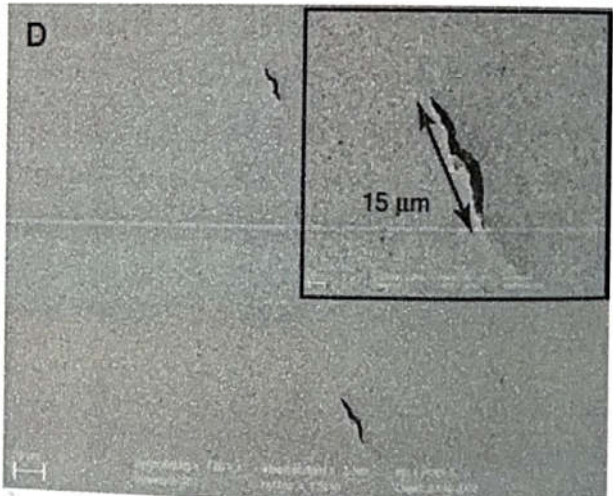
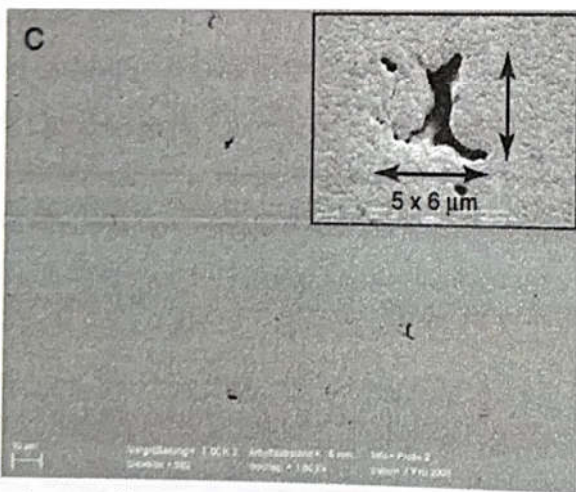
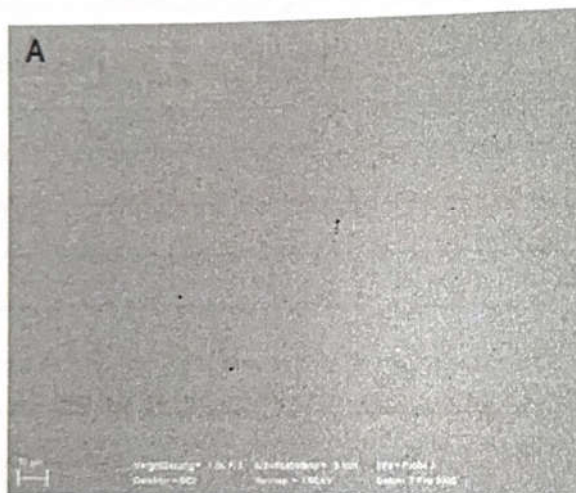
تست تافنس شکست معمولاً با استفاده از خم کردن میله هایی انجام می شود که دارای notch و ترکی هایی در ابعاد نانو هستند. بوسیله ی این تست، مواد می توانند از نظر سرعت آزاد شدن انرژی (G) و فاکتور شدت استرس (K)، متمایز شوند. سرعت آزاد شدن انرژی، تابعی از انرژی دخیل در پیشرفت ترک است، در حالیکه فاکتور شدت استرس تعیین کننده ی استرس ها در نوک ترک می باشند. فاکتور شدت استرس با توجه به فرمول زیر با طول ترک و استرس تغییر می کند:

$$K = Y\sigma a^{1/2}$$

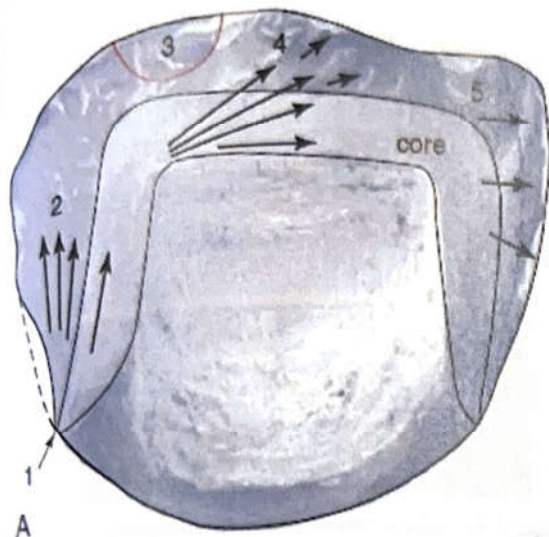
که در آن، Y تابعی است که به اندازه و ژئومتری ترک بستگی دارد. یک ماده هنگامی می شکند که شدت استرس به یک حد بحرانی (K_{IC}) برسد. این حد از شدت استرس در شکست،



شکل ۵-۸: ویژگی های بارز یک سطح شکست شکننده. A، ترسیم یک سطح شکست. B، این عکس یک سطح شکست را در یک میله ی کوارتز نشان می دهد که دچار شکست ناگهانی شده است. امکان شناسایی یک ناحیه ی شبه آینه ای با خطوط شانه مانند وجود دارد که به منشأ شکست اشاره دارد.



شکل ۵-۹: تصویر SEM از مواد سرامیکی. A، یک ماده به خوبی پردازش شده را نشان می دهد که نقص کمی در آن موجود است. سکانس ها از B تا D، موادی را نشان می دهند که به تدریج نقایص در آن ها بزرگتر/واضح تر شده اند و از پردازش ضعیفی به دست آمده اند.



شکل ۱۰-۵: تعیین منشأ شکستگی در یک ترمیم سرامیکی. شکل ترسیم شده از یافته های استریو (A) و همچنین تصویر خلاصه ای از SEM که جهت کلی پیشرفت ترک را در بخش تاجی Procera AllCeram شکسته شده نشان می دهد (B).

زیر از نیروی مورد نیاز (F) جهت پیشرفت پارگی در نمونه ای به شکل شلوار به دست می آید:

$$T = (F/t)(\lambda + 1)$$

که در آن، t ضخامت نمونه و λ نسبت پیشرفت است. مقادیر معمول انرژی پارگی برای بعضی مواد قالبگیری دندان‌سازی و مواد ماگزیلوفاسیال در جدول ۵-۶ ذکر شده است.

جدول ۵-۵: استحکام پارگی مواد دندان‌سازی انتخاب شده

Material	Tear Strength (kN/m)
Denture liners	2.6-45
Impression materials	
Alginate	0.47
Polyvinylacetate-polyethylene mouth protectors	114

استحکام پارگی و انرژی پارگی

استحکام پارگی معیاس اندازه گیری مقاومت ماده در برابر نیروهای گسیختگی است. استحکام پارگی خصوصیت مهمی در مواد انعطاف پذیر نازک، مانند نواحی اینترپروگزیمال مواد قالبگیری و لبه های پروتزهای ماگزیلوفاسیال می باشد. نمونه ها جهت آزمایش استحکام پارگی، معمولاً هلالی شکل و ناچ دار هستند. استحکام پارگی نمونه ی ناچ دار با تقسیم حداکثر نیرو بر ضخامت نمونه محاسبه می شود. واحد استحکام پارگی N/m می باشد.

به علت ماهیت ویسکوالاستیک مواد انعطاف پذیر تست شده، استحکام پارگی به سرعت بارگذاری بستگی دارد. سرعت زیاد بارگذاری، منجر به مقادیر بیشتر استحکام پارگی و کاهش تغییر شکل دائمی می گردد. ماده ی قالبگیری آلزینات دارای استحکام پارگی پایین در سرعت های بارگذاری کم است اما اگر سریع از دهان خارج شود (بارگذاری شود)، استحکام پارگی افزایش می یابد. این امر باعث کاهش احتمال پارگی قالب و نیز به حداقل رساندن میزان تغییر شکل دائمی (distorsion) می شود. مقادیر معمول استحکام پارگی برای بعضی از مواد دندان‌سازی در جدول ۵-۵ ذکر شده است.

انرژی پارگی (T) معیاس اندازه گیری انرژی در واحد سطح مقطعی است که به تازگی پاره شده است و بر اساس رابطه ی

شده، با مقاومت به نفوذ ماده‌ی مورد آزمایش نسبت عکس دارد. نیروهای سبک تر برای مواد نرم تر استفاده می‌شوند.

آزمایش سختی برینل

آزمایش سختی برینل جهت ارزیابی فلزات و آلیاژهای استفاده شده در دندانپزشکی می‌باشد. در این روش، از یک فرورونده‌ی گلوله‌ای کوچک فولادی یا تنگستن کاربیدی به قطر ۱/۶ میلی‌متر و نیروی ۱۲۳ نیوتونی استفاده می‌شود. نیرو به مدت ۳۰ ثانیه اعمال شده و پس از آن برداشته می‌شود، و قطر اثر به دقت اندازه‌گیری می‌گردد. شکل ۱۱ - ۵ اساس تست سختی برینل به همراه یک نمای میکروسکوپی از اثرات ایجاد شده در آلیاژ طلا را نشان می‌دهد. از آنجا که تست سختی برینل ناحیه‌ی اثر نسبتاً بزرگی ایجاد می‌کند، این تست جهت سنجش مقادیر سختی متوسط مناسب بوده اما برای تعیین مقادیر بسیار متمرکز، ضعیف می‌باشد.

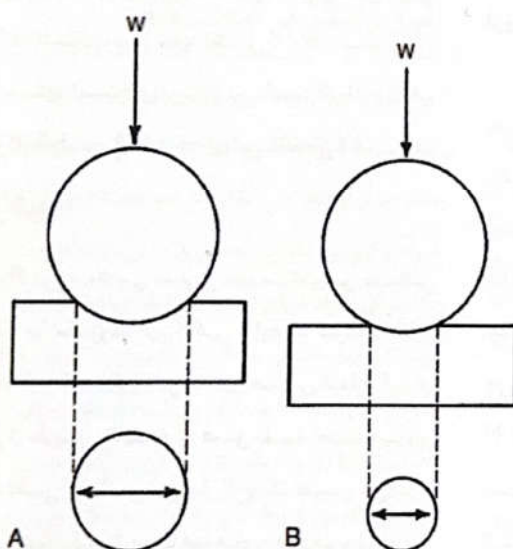
جدول ۵-۶: انرژی پارگی (T) بعضی از مواد دندانی

Material	Tear Energy (J/m ² [Mergs/cm ²])
IMPRESSION MATERIALS	
Addition silicone	390-1150 [0.39-1.15]
Alginate	66 [0.066]
MAXILLOFACIAL MATERIALS	
Polyurethane	1800 [1.8]
Polyvinylchloride	11,000 [11]
Silicone	660 [0.66]

*Crosshead speed, 2 cm/min.

سختی (Hardness)

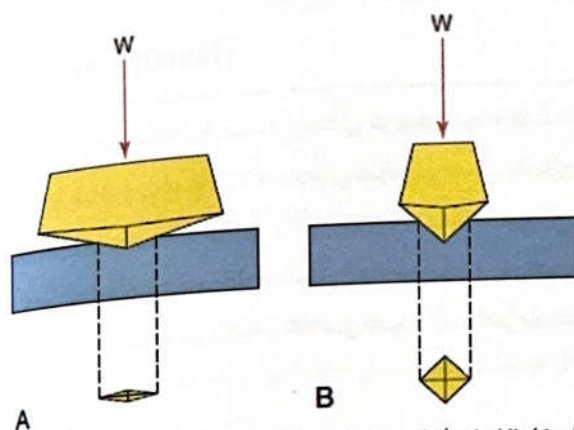
تست سختی بوسیله‌ی ایجاد فرورفتگی در یک نمونه توسط یک نیرو یا وزنه‌ی استاندارد انجام می‌شود. فرورفتگی متقارن ایجاد شده در زیر میکروسکوپ از نظر عمق، مساحت یا عرض اثر ایجاد شده ارزیابی می‌شود. سپس ابعاد فرورفتگی با مقادیر سختی موجود در جداول ارتباط داده می‌شوند. ابعاد اثر ایجاد



شکل ۱۱-۵: آزمایش سختی برینل. A، اثر دو ماده‌ی نرم. B، اثر دو ماده‌ی سخت تر. C، نمای میکروسکوپی از اثرات.

جدول ۵-۷: عدد سختی نوپ (KHN) مواد دندان‌سازی انتخاب شده

Material	KHN (kg/mm ²)
Enamel	343
Dentin	68
Cementum	40
Cobalt-chromium partial denture alloy	391
Denture acrylic	21
Feldspathic porcelain	460
Silicon carbide abrasive	2480
Zinc phosphate cement	38



شکل ۵-۱۲: اصول اندازه‌گیری سختی نوپ. A: آزمایش فرورفتگی هرم الماس (ویکرز) B: آزمایش

پلاستیک‌های مورد استفاده در دندانپزشکی با استفاده از تست راکول معکوس یا روش راکول سطحی آزمایش شده‌اند. این روش از یک نیروی نسبتاً سبک (۲۹۴ N [۳۰ kgf]) و گلوله‌ای با قطر بزرگ (۱۲/۷ mm) در مقایسه با روش استاندارد راکول استفاده می‌کند. آزمایش ابتدا با اعمال یک پیش بار (نیروی جزئی) ۲۹/۴ N [۳ kgf] انجام می‌شود. سپس بار اصلی (۳۰ kgf [۲۹۴ N]) به مدت ۱۰ دقیقه به نمونه اعمال شده و عدد از روی دستگاه خوانده می‌شود. پس از برداشتن نیروی اصلی، برگشت اثر روی می‌دهد. درصد برگشت با استفاده از معادله‌ی زیر تعیین می‌شود:

$$\text{Percent recovery} = [(A-B)/A] \times 100\%$$

آزمایش سختی نوپ (Knoop)

آزمایش سختی نوپ تست فرورفتگی میکروسکوپی برای موادی است که در یک محدوده‌ی مشخص، سختی متنوعی دارند. این روش برای ورقه‌های نازک پلاستیکی یا فلزی یا مواد شکننده مناسب بوده و در آن نیروی اعمال شده از ۳/۶ kgf (۳۵ نیوتون) تجاوز نمی‌کند. مواد دارای محدوده‌ی وسیعی از سختی را می‌توان به سادگی و با تغییر نیروی آزمایش ارزیابی نمود. ناحیه‌ی فرورفتگی بدست آمده، بر اساس نیروی اعمال شده و ویژگی‌های ماده، متفاوت است. از آنجا که طی تست سختی نوپ، اعمال نیروهای بسیار کم باعث فرورفتگی‌های میکروسکوپی بسیار ظریفی می‌گردند، این روش آزمایش را می‌توان جهت آزمایش موادی مورد استفاده قرار داد که سختی آن‌ها در یک ناحیه‌ی کوچک، متغیر است. روش نوپ به نمونه‌هایی به شدت پرداخت شده و صاف نیاز دارد. زمان لازم برای تکمیل این آزمون، بسیار بیشتر از مقدار لازم برای روش‌هایی است که دقیقاً کنترل شده نیستند. مقادیر KHN (عدد سختی نوپ) بعضی از مواد دندان‌سازی در جدول ۵-۷ ذکر شده است.

آزمایش سختی ویکرز

تست سختی ویکرز از یک فرو رونده‌ی الماسی که فرورفتگی مربعی شکلی ایجاد می‌کند استفاده می‌نماید (شکل ۵-۱۲). تست ویکرز هر چند که اصولاً مشابه تست‌های برینل و نوپ است، اما از یک فرو رونده‌ی هرمی شکل الماسی ۱۳۶ درجه‌ای استفاده می‌کند.

آزمایش سختی راکول

آزمایش سختی راکول، روشی سریع جهت تعیین سختی می‌باشد. یک گلوله یا مخروط، فرورفتگی را ایجاد کرده و عمق فرورفتگی با استفاده از یک میکرومتر عددی حساس اندازه‌گیری می‌شود. سختی از طریق مقایسه‌ی عمق نفوذ تحت نیروی زیاد با عمق نفوذ ناشی از یک پیش بار کوچک تعیین می‌شود. گلوله‌ها یا مخروط‌های فرو رونده با قطرهای مختلف، و نیروهای متنوع (از ۶۰ تا ۱۵۰ کیلوگرم نیرو) [۵۸۸ تا ۱۴۷۰ نیوتن] استفاده می‌شوند. که ترکیب هر یک از آنها به عنوان مقیاس خاصی از راکول، راکول A تا G، به صورت R_A و R_B و ... بیان می‌شود.

آزمایش سختی شور آ (Shore A)

روش های سختی که از فرو رونده ها استفاده می کنند برای الاستومرها مناسب نیستند، چرا که پس از حذف نیرو، فرورفتگی ناپدید می شود. وسیله ای به نام سختی سنج شور آ، در صنایع لاستیک سازی جهت تعیین سختی نسبی الاستومرها استفاده می شود که در آن سختی با توجه به الاستیسیته ماده اندازه گیری می شود. این وسیله شامل یک فرو رونده با نوک صاف به قطر ۰/۸ میلی متر است که به صورت مخروطی به سیلندری به قطر ۱/۶ میلی متر متصل شده است. فرو رونده بوسیله ی یک اهرم به یک مقیاس متصل است. اگر فرو رونده کاملاً در نمونه نفوذ کند، عدد صفر بدست می آید و اگر نفوذی صورت نگیرد، عدد ۱۰۰ خوانده می شود. از آن جا که الاستومرها ویسکوالاستیک هستند، به دست آوردن عدد دقیق مشکل است چرا که فرو رونده همچنان با گذشت زمان به نفوذ خود در الاستومر ادامه می دهد. در این موارد، فرو رونده سریع و محکم اعمال شده و بالاترین عدد به عنوان سختی شور آ ثبت می شود. این آزمایش جهت ارزیابی لایرهای نرم دنجر، محافظ های دهانی و الاستومرهای ماگزیلوفاسیال استفاده شده است (جدول ۹-۵)

فرو رفتگی در ابعاد نانو

تست های فرورفتگی ذکر شده، از نیروهایی در حد چندین کیلوگرم استفاده می کنند که فرورفتگی هایی به بزرگی ۱۰۰ میکرومتر ایجاد می نمایند. هر چند این آزمایشات جهت غربال مواد و تعیین مقادیر نسبی از بین مواد مختلف ارزشمند هستند، اما برای مواد دارای اجزا یا فازهای کوچکتر از فرو رونده مناسب نیستند. به عنوان مثال در کامپوزیت های میکروفیلد، فاز فیلر بسیار کوچکتر از ابعاد فرو رونده است. برای اندازه گیری دقیق خصوصیات این میکروفازها، فرورفتگی هایی کوچکتر و کنترل فضایی دقیق فرورفتگی ها لازم است. در روش هایی که nano-indentation نامیده می شوند، نیرویی در محدوده ی ۰/۱ تا ۵۰۰mg-f اعمال می شود که منجر به فرورفتگی هایی با اندازه ی تقریبی ۱ میکرومتر می شوند.

که در آن A، عمق فرورفتگی ایجاد شده در اثر اعمال نیروی اصلی به مدت ۱۰ دقیقه بوده و B عمق فرورفتگی ۱۰ دقیقه پس از حذف بار اصلی می باشد. مقادیر عمق نفوذ و درصد برگشت بعضی از پلاستیک های دندانپزشکی در جدول ۸-۵ ذکر شده است.

آزمایش سختی بارکول

آزمایش سختی بارکول از یک سوزن فنری (Barcol impressor) با قطر ۱ mm استفاده می نماید که به سطح مورد آزمایش فشرده می شود. با نفوذ فرو رونده به سطح، عدد خوانده شده بر روی مقیاس کاهش می یابد. عمق کیور کامپوزیت های رزینی به این صورت آزمایش می شود که نمونه هایی با ضخامت متفاوت از ۰/۵ تا ۶ میلی متر یا بیشتر در لایه های ۰/۵ میلی متری آماده می شوند. سپس قسمت بالایی نمونه با استفاده از دستگاه لایت کیور فعال می شود. سختی بارکول قسمت بالایی با سختی سطح پایینی مقایسه می گردد. عمق کیور به صورت حداکثر ضخامتی تعریف می شود که در آن عدد بار کول سطح پایینی بیش از ۱۰٪ از عدد سطح بالا متفاوت نباشد. ۱۰٪ کاهش در سختی بارکول کامپوزیت های رزینی، منجر به ۲۰٪ کاهش در استحکام خمشی می گردد.

جدول ۸-۵: عمق نفوذ و درصد برگشت بعضی از پلیمرهای دندانپزشکی

Material	Indentation Depth (μm)	% Recovery
Acrylic denture teeth	93	88
Pit and fissure sealants	85-158	74-86
Resin composite	56-72	70-83

جدول ۹-۵: مقادیر سختی شور آ برای پلیمرهای دندانی انتخاب شده

Material	Shore A Hardness
Resilient denture liners	48-85
Polyvinylacetate-polyethylene mouth protector	67
Silicone maxillofacial elastomer	25

سایش (Wear)

سایش بوسیله ی (۱) آزمایش های بالینی (۲) شبیه سازی بالینی (۳) سیستم های مدل با استفاده از ماشین های تست سایش (۴) ارزیابی های خصوصیات مکانیکی مرتبط مانند سختی و (۵) بررسی تخریب سطحی ناشی از یک یا تعداد کمی حرکت لغزشی مطالعه می شود.

مقاومت به سایش مواد ترمیمی با تست abrasion ارزیابی می شود. تست های ابرژن two - body (دو جسمی) شامل ماده ی ترمیمی و آنتاگونیست مینایی یا مشابه مینا است. ابرژن three-body (سه جسمی) یک ماده ی اضافی مانند خمیر دندان با خمیر پروفیلاکسی را اضافه می کند که بین ماده ی ترمیمی و مینا قرار می گیرد. همان گونه که در جدول ۵-۱۱ نشان داده شده است، مقاومت به ابرژن رزین های کامپوزیتی به ماهیت ذرات فیلر (گلاس یا کوارتز) و silanation فیلر بستگی دارد. مینا در حدود ۵ تا ۲۰ برابر عاج به ابرژن مقاوم تر است. از بین بافت های سخت دندان، سمتموم کمترین مقاومت را به ابرژن دارد. اندازه گیری از دست رفتن مینا در مدت پروفیلاکسی ۳۰ ثانیه ای نشان داده است که بسته به ماده ی ساینده (ابرژو)، برداشت ۰/۶ تا ۴ میکرومتر از مینا و حذف فلوراید از سطح مینا رخ می دهد.

متأسفانه، به ندرت بین سایش مشاهده شده به صورت کلینیکی و نمایش اندازه گیری شده در لابراتور، نسبت یک به یک وجود دارد. بنابراین اغلب تست ها تلاش می کنند تا مواد را بر اساس آنچه که در کلینیک مشاهده می شود، رتبه بندی کنند. تست های سایش قدیمی حجم ماده از دست رفته را اندازه گیری می کرد، ولی مکانیسم سایش را مشخص نمی کرد. در صورتی که تکنیک Single - pass sliding می تواند شیوه ی شکست سطحی را مشخص نماید. بطور کلی، داده های سایش با داده های سایر خواص مکانیکی هم خوانی ندارند، بنابراین پی بردن به خواص سایشی از طریق سایر تست های ساده تر لابراتواری، مشکل تر می باشد.

عمق فرورفتگی به طور مداوم ثبت شده و به عکس گرفتن از فرورفتگی جهت محاسبه ی خصوصیات مکانیکی نیازی نمی باشد. هر چند که این روش اغلب برای اندازه گیری سختی فازهایی در حد میکرون به کار می رود، ولی برای اندازه گیری ضریب کشسانی نیز مفید است. در مواد شکننده می توان استحکام تسلیم و تافتس شکست را نیز تعیین نمود.

مقادیر نانوسختی، سختی دینامیک، و ضریب کشسانی مینا و عاج انسانی، همراه با نانوسختی و ضریب کشسانی ناحیه ی اتصال عاج - مینا در جدول ۵-۱۰ ذکر شده اند. نانوسختی عاج 71 kg/mm^2 (۶۹۶ مگاپاسکال)، به خوبی در تطابق با سختی نوپ ۶۸ kg/mm^2 (۶۶۶ مگاپاسکال)، گزارش شده در جدول ۵-۷ می باشد؛ ولی نانوسختی ۴۵۷ kg/mm^2 (۴/۴۸ گیگاپاسکال)، برای مینا، بسیار بیشتر از سختی نوپ آن ۳۴۳ kg/mm^2 (۳/۳۶ گیگاپاسکال)، است. این اختلاف ممکن است ناشی از کاربرد فرورفتگی های بسیار کوچکتر در آزمایش نانو سختی نسبت به اندازه ی منشورهای مینایی باشد. مقادیر سختی دینامیک از حداکثر جابه جایی محاسبه شده و کمتر از مقادیر روش نانوسختی هستند، زیرا مقادیر نانوسختی از تغییر شکل دائمی محاسبه می گردند. ضریب کشسانی حاصل از روش نانوسختی، از ۸۷/۷ و ۲۴ گیگاپاسکال برای مینا و عاج، مشابه مقادیر تست فشاری نمونه ها از ۸۴/۱ برای مینا و ۱۸/۳ گیگاپاسکال برای عاج می باشند. نکته ی قابل توجه آنست که ضریب کشسانی ناحیه ی اتصال مینا-عاج با مقدار $53/2 \text{ GPa}$ حد واسط مقادیر عاج و مینا است. آزمایش nanoindentation به خصوص در مطالعه ی این نواحی کوچک، که امکان بررسی آن با تست های فشاری یا کششی وجود ندارد، مفید می باشد.

nano - indenter ها می توانند با اندازه گیری مقاومت به نیروی فرورفتگی در حین حذف نیرو، ضریب ذخیره سازی و ضریب از دست دادن را نیز در مواد ویسکوالاستیک تعیین کنند. DMA به صورت کامل تر بعداً در این بخش توضیح داده می شود.

روش‌های آزمون نیز می‌توانند استفاده شوند. برای مثال، از دست رفتن براقیت سطحی استون دندان‌ی، نشانه‌ی ست شدن اولیه‌ی توده است. همچنین، زمان ستینگ گچ را می‌توان بوسیله‌ی افزایش دمای توده اندازه‌گیری کرد، چرا که واکنش شیمیایی گرمازا است.

زمان ستینگ نهایی به عنوان زمانی تعریف شده است که در آن ماده‌ای مانند آلزینات می‌تواند بدون تغییر شکل یا پارگی از دهان خارج شود. این زمان برای گچ، زمان‌یست که می‌توان آن را بدون شکسته شدن از قالب جدا کرد. زمان ستینگ اولیه زمان‌یست که در آن، مرحله‌ی خاصی از سفت شدن در روند ستینگ به دست آمده است.

اندازه‌گیری

زمان ستینگ اولیه معمولاً توسط بعضی از انواع تست فرورفتگی اندازه‌گیری می‌شود، هرچند گاهی اوقات انواع دیگری از

جدول ۵-۱۰: خصوصیات بافت های دندان‌ی از آزمایشات Nano-indentation

Tissue	Nanohardness		Dynamic Hardness		Elastic Modulus
	GPa	kg/mm ²	GPa	kg/mm ²	GPa
Enamel	4.48 (0.44) ^a	457 (45)	2.90 (0.23)	295 (23)	87.7 (5.9)
Dentin-enamel junction	2.37	242			53.2
Dentin	0.70 (0.12)	71 (12)	0.55 (0.09)	56 (9)	24.0 (3.9)

^aNumbers in parentheses represent standard deviations.

Modified from Urabe I, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. Am J Dent. 2000;13:129-135.

زمان Working، اشاره به زمانی دارد که دستکاری ماده پس از آن باعث تغییر شکل در محصول نهایی می‌شود. مثالی از گچ‌ها، زمان سپری شده ایست که در آن توده‌ی نیمه مایع، دیگر نمی‌تواند به راحتی به داخل جزئیات ظریف قالب جریان پیدا کند. در مثالی از مواد قالب‌گیری، زمان سپری شده ایست که در آن خمیر بسیار سفت تر از آنست که بتواند جزئیات بافت های نرم و سخت را ثبت نماید.

زمان ستینگ

تعریف و اهمیت

زمان مورد نیاز برای کامل شدن واکنش، زمان ستینگ نهایی نامیده می‌شود. اگر سرعت واکنش بسیار سریع بوده یا ماده زمان ستینگ کوتاهی داشته باشد، ممکن است قبل از اینکه اپراتور بتواند به درستی توده‌ی مخلوط شده را manipulate کند، سفت شدن آن رخ دهد. از طرف دیگر، اگر سرعت واکنش بسیار کند باشد، برای کامل کردن واکنش، زمانی بیش از حد طولانی لازم است. بنابراین، یک زمان ستینگ مناسب یکی از مهمترین ویژگی‌های موادی مانند گچ می‌باشد.

جدول ۵-۱۱: سایش دو بدنه ای مواد دندان‌تری می

Material	Two-Body Abrasion (10^{-4} mm ³ /mm of travel)
AMALGAM	
Spherical	7.0
AgSn/AgCu	5.6
COMPOSITE RESIN	
Glass filled	7.7
Glass filled: no silane	13.8
Quartz filled	3.8
Quartz filled: no silane	5.6
Microfilled	12.0
Diacrylate resin	17.0
Pit and fissure sealant	21.5
Unfilled acrylic resin	13.3

برای مایعات و جامدات (در شکل میله یا پودر) مناسب بوده و دامنه ی کاربرد آن به بسیاری از مواد مختلف افزایش می یابد. یک استرین سینوزوئیدی در فرکانس معین به ماده وارد می شود. در حالی که دما معمولاً در طول زمان در یک محدوده، بین ۵۰- و ۲۲۰ °C برای اکثر پلیمرها، بین ۲۵ و ۶۰۰ °C برای اغلب کلاس ها و سرامیک ها، و بین ۵۰ و ۶۰۰ °C برای فلزات، بالا و پایین می رود. با پیشرفت آزمایش، نیروی بدست آمده بوسیله ی یک مبدل ثبت گشته و یک منحنی استرس-استرین ایجاد می شود. ضریب پیچیده (E^*) از شیب این منحنی محاسبه می شود و همانطور که قبلاً در فصل ۴ شرح داده شد، از تجزیه ی E^* ، ضریب ذخیره سازی (E') و ضریب از دست دادن (E'') به دست می آید. نسبت بین E' و E'' ، $\tan \delta$ را ایجاد می کند که loss factor نامیده می شود. در یک شیب دمایی صعودی، تکامل تپیک خصوصیات به شرح زیر است: با تسهیل حرکت مولکول ها بوسیله ی افزایش دما، ضریب از دست دادن یا ضریب ویسکوز افزایش و ضریب الاستیک یا ذخیره سازی کاهش می یابد. دمایی که در آن دما حداکثر پیک $\tan \delta$ مشاهده می شود T_g است و نقطه ای را نشان می دهد که در آن نقطه ماده از حالت الاستیک به حالت لاستیکی منتقل می شود. از طریق آنالیز وسعت پیک $\tan \delta$ ، این امکان نیز وجود دارد که بینشی در مورد درجه ی همگن بودن ساختار ماده به دست آید. پیک های وسیع تر $\tan \delta$ نشان دهنده ی ناهمگن تر بودن مواد هستند و وجود دو پیک $\tan \delta$ ، شهادتی قوی مبنی بر وجود دو فاز در ساختار می باشد.

اگرچه تقریباً تمام مواد مورد استفاده در دندانپزشکی دارای T_g بالاتر از دمای اتاق با دمای بدن هستند، یک ارتباط خوب بین سایر خواص مکانیکی و T_g ، باعث پیش بینی مفید استحکام و ساختار مواد می شود.

دستگاه ویکات نشان داده شده در شکل ۵-۱۳ معمولاً برای اندازه گیری زمان ستینگ اولیه ی محصولات گچی استفاده می شود. این دستگاه از میله ای به وزن ۳۰۰ گرم با سوزنی به قطر ۱ میلی متر تشکیل شده است. گچ در یک استوانه ی کم عمق ریخته می شود و پس از یک بازه ی زمانی، میله پایین می آید تا وقتی که در تماس با سطح ماده قرار گیرد. سپس سوزن آزاد شده و اجازه ی نفوذ به مخلوط را پیدا می کند. هنگامی که سوزن نتواند به کف ظرف نفوذ کند، ماده به زمان ستینگ اولیه یا ویکات رسیده است. انواع دیگری از وسایل، مانند سوزن های گیلپور، می توانند برای به دست آوردن زمان های ستینگ اولیه و نهایی مواد گچی استفاده شوند.

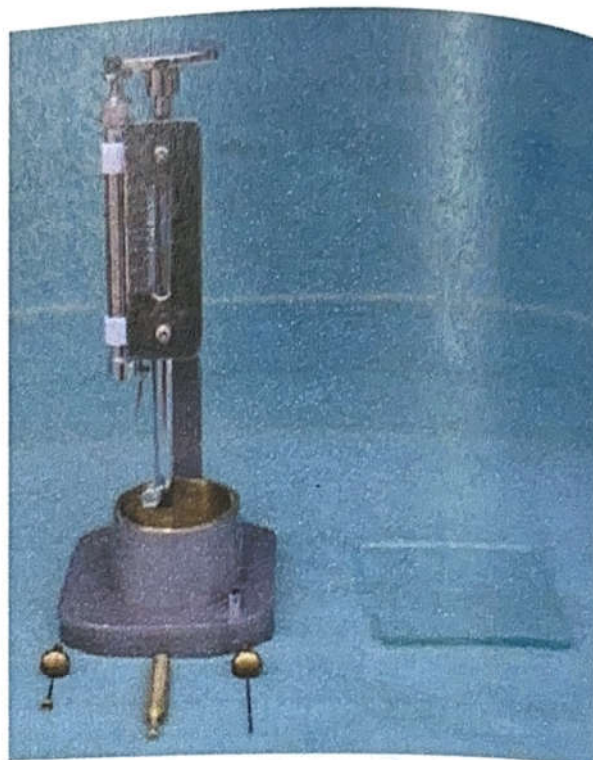
تحلیل دینامیکی مکانیکی

برخی از خواص بسیار مفید مواد مانند ضریب کشسانی دینامیک (E) و دمای انتقال شیشه ای (T_g) در پلیمرها را می توان از طریق تحلیل دینامیکی مکانیکی (DMA) اندازه گیری کرد. محاسبه ی این مقادیر در تست استاندارد ASTM D ۴۰۹۲ (بین المللی) شرح داده شده است. این آزمایش می تواند به چندین شکل کششی، خمشی در کانتی لور تکی یا دوتایی، خمش سه نقطه ای، فشاری و یا برشی انجام شود. این تست

تبدیل شده و می‌تواند به تقاطع منحنی‌های تشکیل شده «G» و «G» حین پلیمریزاسیون مربوط باشد. در این تقاطع، خصوصیات الاستیک، شروع به غلبه بر پاسخ‌های ویسکوز می‌کنند. و این امر بازتابی از تشکیل شبکه‌ی پلیمری می‌باشد. این موضوع به ویژه در حین پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های دندان‌ی که بوسیله‌ی چسبندگی به دیواره‌های حفره محدود می‌شوند، حائز اهمیت است. در دی متاکریلات‌های کانونشنال موجود در اغلب فرمولاسیون‌های تجاری، همانطور که در منحنی روند واکنش نشان داده شده است، vitrification در مدت کوتاهی پس از ژله‌ای شدن رخ می‌دهد. در این مرحله، استرس‌ها در اینترفیس باند شده، مشخص‌تر شده و در نتیجه مواد دارای ژله‌ای شدن تاخیری، مطلوب هستند. این روش برای طراحی مواد جدید، بسیار عملی است.

گرماسنجی رویشی تفاضلی

گرماسنجی رویشی تفاضلی (DSC) یکی دیگر از ابزارها جهت تعیین مجموعه‌ای از انتقالات دمایی مانند T_g و دمای ذوب (T_m) در مواد است. حرارت سنج، اختلاف جریان گرما بین نمونه و مرجع پلاتک را در رفت و برگشت دما مانند پلیمریزاسیون، یا از طریق دوره‌ای از پدیده‌ی غیرایزوترمال، مانند ذوب فلزات، اندازه‌گیری می‌کند. در حین آزمایش رفت و برگشت دما، با پیشرفت ماده به سمت انتقال شیشه‌ای و نقطه‌ی ذوبش، پیک‌های اندوترم مشاهده می‌شوند. افزایش ناگهانی درجه‌ی آزادی مولکولی در این انتقالات، که مستلزم به دست آوردن انرژی از محیط است، باعث ایجاد اندوترم می‌گردد. برای واکنش‌های گرمای دینامیکی، مانند پلیمریزاسیون‌های فعال، گرمای آزاد شده بوسیله‌ی ماده در حین آزمایشات ایزوترمال می‌تواند با میزان باندهای دوگانه‌ی وینیلی واکنش یافته و درجه‌ی تبدیل در زمان حقیقی در ارتباط باشد. این روش، یک تظاهر غیر مستقیم واکنش (آنتالپی) را اندازه‌گیری کرده و بنابراین در ارزیابی ساختار شیمیایی، دقیق نیست.



شکل ۱۳-۵: نفوذگر ویکات مورد استفاده برای تعیین زمان ستینگ اولیه‌ی محصولات گچی.

رنولوژی

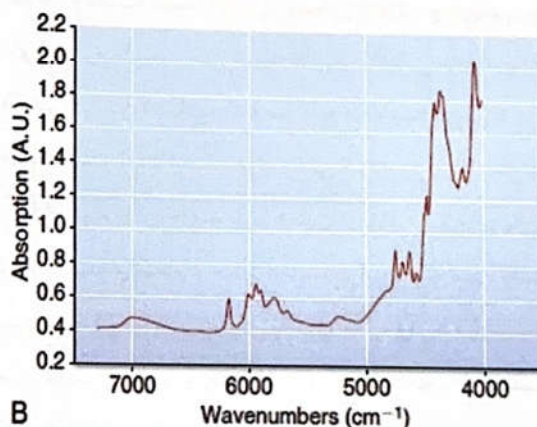
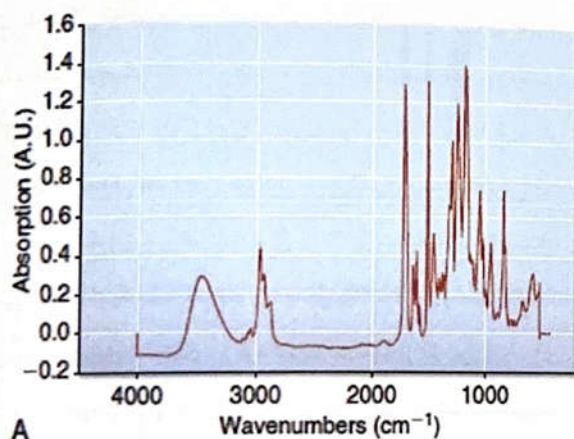
رنولوژی، علم مطالعه‌ی تغییر شکل و جریان مواد است. این آزمون مانند DMA شامل اعمال یک تغییر شکل برشی نوسانی (استرین) در فرکانس معین و معمولاً تحت شرایط ایزوترمال، به ماده‌ایست که بین دو صفحه‌ی حلقوی (به صورت موازی با هم یا به شکل مخروط - صفحه) قرار گرفته است. در این مورد، ضریب برشی پیچیده (G^*) محاسبه می‌شود و به ضریب برشی storage (G') و G'' تجزیه می‌شود. همانطور که قبلاً در فصل ۴ بحث شد، رابطه‌ی بین ضریب برشی و سرعت برش (یا فرکانس)، ویسکوزیتی را تعیین می‌کند. ویسکومتر یک نسخه‌ی بسیار ساده از رنومتر است. زمانهای Working و ستینگ در سمان‌ها و کامپوزیت‌های پرکردگی مستقیم از طریق رنولوژی تعیین می‌شود و افزایش ویسکوزیتی در حین ستینگ مانیتور می‌گردد.

به تازگی، تعیین نقطه‌ی ژله‌ای شدن در پلیمرها بوسیله‌ی این روش انجام شده است. نقطه‌ی ژله‌ای شدن، نقطه‌ای در تبدیل است که در آن ماده از مایع ویسکوز به جامد ویسکوالاستیک

نواحی نزدیک به مادون قرمز ($4000-7000 \text{ cm}^{-1}$) است. سایر پیک های حائز اهمیت شامل ارتعاش کششی C-H در حلقه های آروماتیک می باشد. نمونه برداری در ناحیه ی میانی مادون قرمز تا حدودی پیچیده است، زیرا به طور معمول جذب های بسیار بالا نیاز به استفاده از نمونه های نازک دارند. نگرانی دیگر آنست که در این ناحیه، آب و دی اکسید کربن جذب های بسیار قوی ای دارند و بنابراین، سیستم نیازمند آنست که با یک گاز بی اثر تمیز شود تا امکان اندازه گیری دقیق فراهم گردد. یک مشکل دیگر در کامپوزیت های دندانپزشکی، باند بسیار وسیع ناشی از ذرات گلاس است که بسیاری از باندهای مهم در ناحیه ی میانی مادون قرمز را می پوشاند. به همین دلیل باید از صفحات نمک به عنوان سوپسترا استفاده کرد. در ناحیه ی نزدیک به مادون قرمز، جذب ها نسبتاً ضعیف تر هستند، بنابراین می توان از نمونه های نسبتاً ضخیمتری استفاده نمود. علاوه بر این، گلاس و دی اکسید کربن در این ناحیه جذبی نشان نمی دهند. بنابراین نیازی به تمیز کردن نبوده و می توان از نمونه های ساندویچ شده در بین اسلایدهای شیشه ای برای آماده سازی بهتر نمونه استفاده کرد. همچنین امکان استفاده از فیبرهای نوری برای نظارت از راه دور کانورژن پیوندهای دوگانه وجود دارد.

روش های طیف سنجی

طیف سنجی مادون قرمز تبدیل فوریه (FTIR)، یکی از ابزارهای بسیار مفید جهت شناسایی مولکولی و دنبال کردن واکنش های شیمیایی می باشد. هر پیوند شیمیایی بین اتم های یک ماده، دارای یک ویژگی ارتعاشی خاص است که در طول موج های بسیار اختصاصی، در امواج الکترومغناطیسی ایجاد تداخل می کند. با عبور نور از نمونه، می توان پیوندهای شیمیایی را با استفاده از یک bench detector مادون قرمز (IR) شناسایی کرد. الگوریتم تبدیل فوریه، طیفی با باندهای مشخص در یک محدوده طول موج را تولید می نماید که تصویر بسیار دقیقی از ساختار مولکولی ارائه می دهد. با استفاده از این روش، می توان نمونه های تازه سنتز شده را شناسایی کرد و واکنش ها را می توان از طریق ظهور یا عدم ظهور باندهای تعیین شده دنبال نمود. این امر در واکنش های پلیمریزاسیون از اهمیت خاصی برخوردار است. برای مثال، واکنش منومرهای وینیلی که در آن می توان ارتعاش کششی C-H در باند دوگانه ی کربن را دنبال کرد. طیف مادون قرمز میانی و نزدیک Bis-GMA، که رایج ترین مونومر مورد استفاده در مواد ترمیمی دندانپزشکی است، در شکل ۵-۱۴، A و B نشان داده شده است. این باند هم دارای پیک در نواحی میانی مادون قرمز ($4000-4000 \text{ cm}^{-1}$) و هم در



شکل ۵-۱۴: طیف مادون قرمز Bis-GMA در A، ناحیه ی میانی مادون قرمز و در B، ناحیه ی نزدیک به مادون قرمز.

عدم توزیع یکنواخت استرس‌ها در اینترفیس استحکام‌بند به عنوان مقدار استرس اعتباری (به مگاپاسکال) گزارش می‌شود، که این استرس مقدار بار وارد شده در لحظه شکست (به نیوتن) تقسیم بر تمام ناحیه‌ی باند شده (به میلیمتر مربع) است. معدل گیری از استرس بر روی کل مساحت باند شده، به طور دقیقی نمایانگر غیر یکنواخت بودن توزیع استرس در اینترفیس نمی‌باشد. یک حباب در اینترفیس (نقصی با اندازه‌ی بحرانی باعث تمرکز استرس و پیشرفت ترک شده و منجر به دبانده شدن موضعی می‌شود. میزان استرس واقعی که آغازگر پیشرفت ترک است، می‌تواند چندین برابر بیشتر از مقدار اعتباری (یا متوسط) باشد. بنابراین، استحکام‌بند اعتباری نشان دهنده‌ی استرس شکست نیست (شکل ۱۵-۵).

شیوع زیاد شکست‌های کوهزیه و مخلوط: تمرکز استرس کششی در بستر دندان در حین اعمال نیرو ممکن است باعث پیشرفت ترک به داخل مینا یا عاج شده و مانع از ارزیابی استحکام اینترفاسیال شود.

قابل مقایسه نبودن نتایج مطالعات مختلف: مقادیر استحکام‌بند برای یک ماده خاص، می‌تواند به علت تفاوت در بستر باندینگ، آماده سازی نمونه، شرایط ذخیره سازی و روش بارگذاری در بین مطالعات بسیار متفاوت باشد. متأسفانه استاندارد سازی بسیار کمی در بین آزمایشگاه‌های تحقیقاتی وجود دارد، بنابراین مقایسه‌ی بین مطالعات مختلف باید با دقت بسیاری انجام شود. فقدان معناداری بالینی در تست‌های استحکام‌بند: بر اساس آنچه در بالا شرح داده شد، امکان تعیین یک مقدار آستانه‌ی استحکام‌بند که بتواند با یک عملکرد خوب کلینیکی مرتبط باشد، وجود ندارد. با این حال، می‌توان وضعیت‌های مشابهی در مقالات را برای بعضی از سیستم‌های ادهزیو پیدا کرد. سیستم‌هایی که در آزمایشگاه عملکرد ضعیفی نشان می‌دهند، معمولاً دارای عملکرد کلینیکی ضعیفی نیز هستند.

استحکام‌بند اینترفاسیال را می‌توان با انواعی از روش‌ها آزمایش کرد. با استفاده از ابعاد ناحیه‌ی باند شده، روش‌های استحکام‌بند را می‌توان به انواع ماکرو (۴ تا ۲۸ میلیمتر مربع) یا میکرو (در حدود ۱ میلیمتر مربع) تقسیم بندی نمود. اینترفیس می‌تواند بصورت کششی یا برشی بارگذاری شود.

برای مشاهده‌ی کانورژن و شناسایی مولکولی به طور همزمان با تکمیل سایر خصوصیات می‌توان روش‌های طیف‌سنجی را با سایر ابزارهای آزمایش ترکیب نمود. برای مثال، طیف‌سنجی نزدیک به مادون قرمز را می‌توان با رنومتری ترکیب نمود تا کانورژن دقیق پلیمر از لحظه شروع ژله‌ای شدن تعیین شود. همچنین می‌توان آن را در ترکیب با آزمون‌های انقباض حجمی و استرس انقباض که در بخش روش‌های اندازه‌گیری انقباض و استرس در حین کیور شدن کامپوزیت‌های رزینی توضیح داده شده‌اند، استفاده کرد.

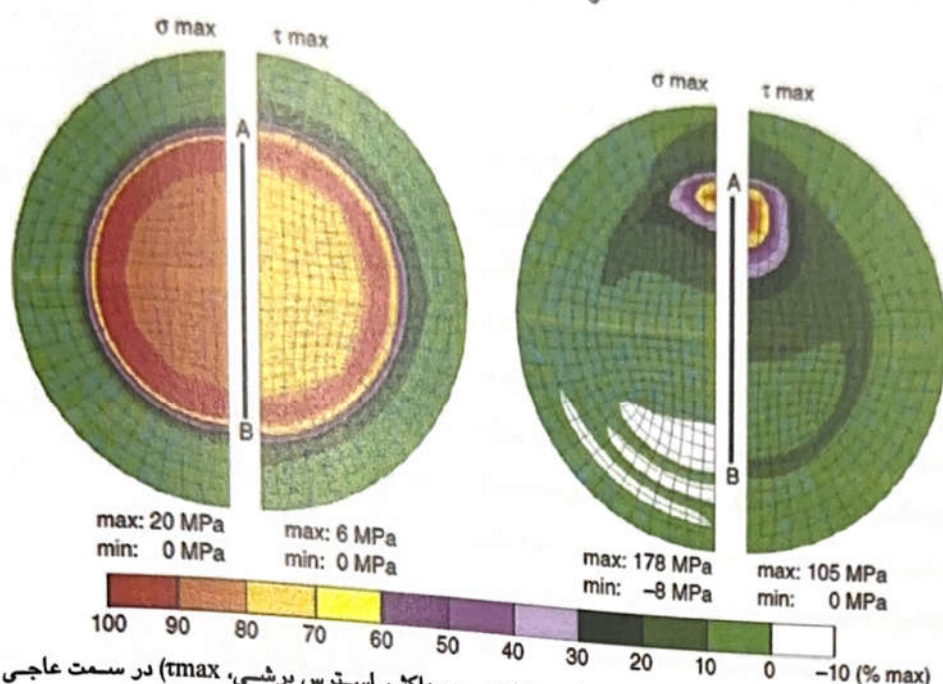
چگالی سنجی

پیکنومتری (چگالی سنجی) برای تعیین چگالی دانسیته‌ی مواد استفاده می‌شود. پیکنومتری آبی بر اساس اصل ارشمیدس است و به شناور بودن ماده در آب بستگی دارد. این روش تخمین کمی از چگالی می‌دهد، زیرا منافذ کوچک محبوس در ماده بوسیله‌ی مولکول‌های آب اشغال نشده و اکسیژن حل شده از نمونه حذف نمی‌شود. از طرفی دیگر، پیکنومتری گازی از اختلاف حجم اشغال شده بوسیله‌ی ماده و مولکول‌های گاز هلیوم در اتاقکی با حجم معین استفاده می‌کند. اگر جرم ماده مشخص باشد، چگالی از طریق رابطه‌ی ساده $d=m/v$ (دانسیته یا چگالی، m جرم و v حجم) به دست می‌آید.

از آنجا که مولکول‌های هلیوم بسیار کوچکتر از آب هستند، می‌توانند حباب‌های موجود در ماده را اشغال کرده، مقداری از اکسیژن حل شده و رطوبت را جابجا کنند و اندازه‌گیری دقیقی از چگالی را ارائه دهند. همچنین می‌توان با معادل ساختن چگالی‌های ماده در حالت‌های مونومری و پلیمری، انقباض حجمی در پلیمریزاسیون را اندازه‌گیری نمود.

روش‌های آزمایش استحکام‌بند

انجام آزمایشات استحکام‌بند نسبتاً ساده بوده و تجهیزات آنها گران قیمت نیست. با این حال، بعضی ملاحظات در هنگام استفاده از داده‌های استحکام‌بند در هنگام انتخاب ماده در کلینیک وجود دارد.



شکل ۵-۱۵: توزیع استرس (حداکثر استرس اصلی، σ_{max} و حداکثر استرس برشی، τ_{max}) در سمت عاجی اینترفیس عاج/کامپوزیت که در کشش (سمت چپ) یا برش، با استفاده از یک چیزل ۰/۲ میلی متری که به فاصله ۰/۲ میلی متری اینترفیس اعمال شده است (راست)، بارگذاری گردیده است. خط A-B نشان دهنده ی قطر ناحیه ی باندینگ است.

Mpa، هنگامی که از چیزل برای بارگذاری استفاده شود، حداکثر استرس کششی در اینترفیس ۱۷۸ Mpa می باشد. با استفاده از سیم حلقوی، حداکثر استرس کششی ۶۹ مگاپاسکال است. هر چه تمرکز استرس در ناحیه ی اعمال نیرو بیشتر باشد، استحکام باند کمتر خواهد بود. بنابراین هنگامی که نیرو در منطقه ی بزرگتری توزیع شود، استفاده از چیزل لبه چاقویی منجر به مقادیر استحکام باند کمتری نسبت به سیم حلقوی می شود. مقادیر معمول استحکام باند عاج بوسیله ی تست های macro-shear، ۱۰ تا ۵۰ مگاپاسکال است. شکست های کوهرزیو و مخلوط بسیار شایع هستند و ممکن است تا ۵۵٪ از نمونه ها را تحت تاثیر قرار دهند.

یکی دیگر از جنبه های حائز اهمیت، ضریب کشسانی کامپوزیت مورد استفاده برای نمونه ی استوانه ای است. هر چه عدم تطابق بین ضریب کشسانی کامپوزیت و ضریب کشسانی بستر بیشتر باشد، تمرکز استرس در اینترفیس بیشتر خواهد بود. این امر، استحکام باند اندازه گیری شده را کاهش می دهد.

تست های استحکام باند Macroshear

در تست استحکام باند Macroshear، یک استوانه ی کامپوزیتی بر روی یک بستر باندینگ ساخته می شود. پس از زمان ذخیره سازی از پیش تعیین شده، نمونه در یک universal testing machine قرار می گیرد که در آن، یک چیزل تک لبه، یک میله ی با انتهای صاف، یا یک سیم حلقوی به محرک مورد استفاده برای جدا کردن استوانه ی کامپوزیتی از بستر متصل می شود.

توجه به این امر مهم است که در تست های برشی، در واقع یک استرس کششی باعث دبانده شدن استوانه ی کامپوزیت از سوبسترا می شود. به عبارت دیگر، واژه ی تست برشی، به شیوه ی بارگذاری اشاره دارد و نه به استرس عامل شکست اینترفاسیال. وقتی که فاصله ی بارگذاری از اینترفیس افزایش می یابد، استرس کششی نیز به علت ایجاد یک گشتاور خمشی در استوانه ی کامپوزیتی افزایش می یابد.

محل و ژئومتری دستگاه بارگذاری، توزیع استرس در اینترفیس باند شده را تحت تاثیر قرار می دهد و بنابراین بر استحکام باند تاثیر می گذارد. شبیه سازی کامپیوتری با استفاده از آنالیز فاینیت المنت، نشان می دهد که برای یک استرس اعتباری ۱۵

تست استحکام باند Macrotensile

مقادیر به دست آمده با تست های macrotensile است، زیرا اندازه ی بحرانی نقایص در یک میکرواینترفیس کوچکتر است. نظریه ی مکانیک های شکست نشان می دهد که اندازه ی نقص بحرانی، با شدت استرس مورد نیاز برای شروع پیشرفت ترک رابطه ی معکوس دارد.

یکی از جنبه های مربوط به آماده سازی نمونه های مینا/ کامپوزیت، ایجاد نقایص در حاشیه ی اینترفیس باند شده در حین برش با دیسک های الماسی است. این نقایص، استرس را متمرکز کرده و باعث شروع دبانینگ در نیروهای نسبتا کم و سهیم شدن در استحکام کم «کاذب» می شوند.

تست های استحکام باند Microshear

آزمایش microshear، در شیوه ی تست کردن مشابه تست های macroshear است اما از استوانه های کوچکتر کامپوزیت استفاده می شود. استوانه های کامپوزیتی با استفاده از لوله های سیلیکونی با ارتفاع ۰/۵ و قطر ۰/۷ میلی متر ساخته می شوند. معمولا تا ۶ قطعه ی لوله ای به یک سطح باند می شوند و با کامپوزیت پر می شوند. تست های microshear و macro-shear مشکلات مشابهی در مورد توزیع استرس دارند. مقادیر استحکام باند، در حدود ۲۰ مگاپاسکال بوده و شیوع شکست های مخلوط و کوهزیو ۵۰٪ است.

تست های Push - out

یکی دیگر از گزینه ها جهت آزمایش استحکام باند، تست - Push out است. وقتی که این تست برای آزمایش استحکام باند ادهزیو به عاج استفاده شود، یک اسلایس عاجی با ضخامت ۱ تا ۲ میلی متر سوراخ می شود تا سوراخ استوانه ای مخروطی ایجاد گردد. به سطح داخلی این سوراخ، ادهزیو زده شده و سوراخ با کامپوزیت پر می شود. پس از ذخیره سازی، استوانه ی کامپوزیتی از سمتی که قطر کمتری دارد، در عاج push می شود و استحکام باند از تقسیم نیروی رانش (اکستروژن) بر مساحت دیواره ی مخروط به دست می آید. این روش شرایط کلینیکی را بیشتر از تست های برشی/کششی شبیه سازی می کند، زیرا کامپوزیت در داخل حفره قرار گرفته است. این امر فاکتورهای محدودیت کامپوزیت کیور شده در حفره و استرس پلیمریزاسیون مرتبط با آن را باعث می شود. وقتی که این روش

توزیع استرس در آزمایشات کششی بسیار یکنواخت تر از تست های برشی می باشد. این تست، تخمین دقیق تری از میزان استرس آغاز کننده دبانینگ را فراهم می کند. در تست های استحکام باند macrotensile، همراهی عمودی اینترفیس باند شده به محور بارگذاری بسیار مهم است. در غیر اینصورت، استرس های خمشی ایجاد خواهد شد. بنابراین، آماده سازی نمونه برای تست های استحکام باند کششی بسیار مشکلتر از تست های باند برشی است.

همانند تست برشی، عدم تطابق بین ضریب کشسانی کامپوزیت و بستر، بر استحکام باند نیز تاثیر می گذارد. استحکام باند تبیک عاج در حدود ۱۰ Mpa است. شکست های کوهزیو و مخلوط ممکن است در ۳۵٪ از نمونه ها رخ دهد.

تست های استحکام باند Microtensile

تست های Microtensile از نمونه های میله ای شکل یا به شکل ساعت شنی با سطح مقطع تقریبا ۱ میلی متر مربعی استفاده می کنند. این روش باعث بروز بسیار کمتر شکست های مخلوط و کوهزیو در مقایسه با سایر روش ها می شود (کمتر از ۲۰٪). آماده سازی نمونه در مقایسه با تست های ماکرو، کار بیشتری دارد، زیرا شامل برش اینترفیس باند شده ی بزرگی به اسلایس های نازک با استفاده از دیسک های الماسی می باشد. این اسلایس ها تریم می شوند تا نمونه هایی به شکل ساعت شنی بدست آید، یا بیشتر برش می خورند تا نمونه های میله ای شکل بدست آید. بسته به شرایط یا مواد تست، تعداد زیادی از شکست های پیش آزمون ممکن است رخ دهد. هیچ توافقی بین محققین در شیوه ی استفاده از این شکست های پیش آزمون در مجموعه داده های آزمایشی وجود ندارد.

چندین فیکسچر آزمایش برای تست Microtensile موجود است. نمونه می تواند با استفاده از ادهزیو سیانوآکریلات، چسبانده شود یا با قلاب (گریپ) به صورت فعال یا غیر فعال به فیکسچر آزمایش متصل گردد. روش قلاب با توزیع استرس در نمونه تداخل می کند. مقادیر استحکام باند عاجی، بین ۳۰ تا ۵۰ مگاپاسکال متغیر است. مقادیر با این روش، بسیار بیشتر از

کامپوزیت بوده کم می شود. مقادیر انقباض با استفاده از جرم اولیه ی نمونه و وزن مخصوص کامپوزیت محاسبه می گردد.

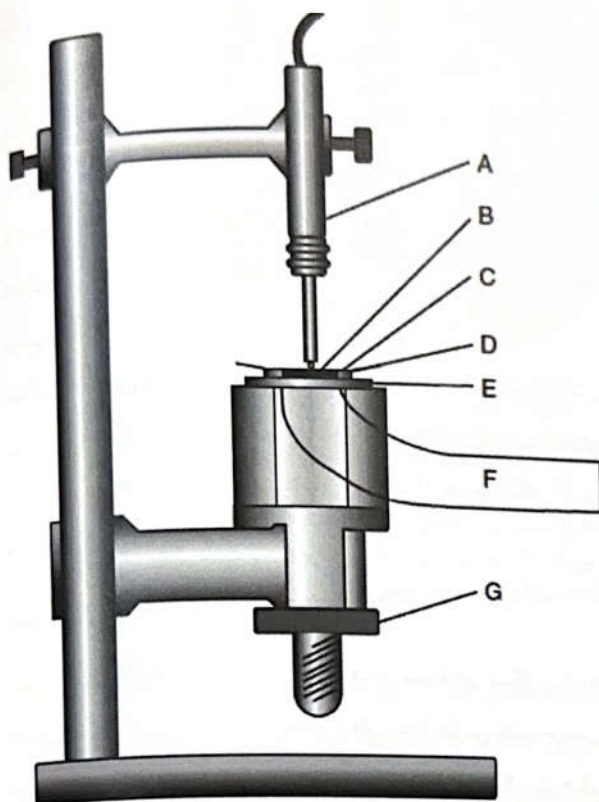
شامل استفاده از دیسک هایی از عاج ریشه ای بوده و کانال ریشه با ماده ی تست شده پر شده باشد، بعضی از نویسندگان به این روش، تست micro push - out می گویند.

روش های اندازه گیری انقباض و استرس در حین کیور کردن کامپوزیت های رزینی

روش های مختلفی در مقالات برای اندازه گیری انقباض همراه با کیور کردن مواد ترمیمی کامپوزیت رزینی وجود دارد. برخی از آن ها تغییر کلی در حجم در حین کیور شدن را ثبت می کنند، در حالی که برخی دیگر فازهای خاصی از کیور را اندازه گیری می نمایند. در کامپوزیت های رزینی، انقباضی که پس از پیشرفت قابل اندازه گیری سفتی خمیر رخ می دهد، به عنوان انقباض post - gel نامیده می شود. بعضی روش ها نیز تحت تاثیر محدودیت تحمیل شده بر نمونه هستند که بردارهای نیروی انقباض را تعریف می کنند. در نهایت، برخی از روش ها انقباض خطی را ثبت می کنند، در حالی که برخی دیگر انقباض حجمی را ثبت می کنند که اگر ماده ایزوتروپیک باشد، انقباض حجمی سه برابر انقباض خطی است. به دلیل این مسائل، داده های روش های مختلف را نمی توان مستقیماً مقایسه کرد. اگر چه تغییر ابعادی در حین کیور شدن، یک ویژگی اصولی ساده است.

دیلاتومتر جیوه ای

روش دیلاتومتر جیوه ای از تغییری که در ارتفاع ستون جیوه در اثر انقباض کامپوزیت ایجاد می شود، جهت محاسبه ی انقباض حجمی کلی استفاده می کند. نمونه ی کامپوزیت بر روی یک اسلاید شیشه ای قرار گرفته و در جیوه ی موجود در یک لوله ی شیشه ای مویرگی غوطه ور می شود. یک پروب مبدل افتراقی متغیر خطی (LVDT) بر روی سطح جیوه ی موجود در ستون، شناور است. پس از ثابت شدن پروب، کامپوزیت از طریق اسلاید شیشه ای از پایین کیور می شود و تغییر در ارتفاع ستون در زمان واقعی مشاهده می گردد. از آنجا که جیوه ی موجود در ستون تحت تاثیر گرمای حاصل از لایت کیورینگ قرار می گیرد، یک ترموکوپل، دمای جیوه را مانیتور می کند. انبساط حرارتی جیوه از تغییرات ارتفاع ستون که حاصل انقباض نمونه



شکل ۱۶-۵: مقطع شماتیک مجموعه ی تست انقباض. A، مبدل B، نمونه ی آزمایش C، کاور اسلیپ D، حلقه ی برنجی پشتیبان E، صفحه ی شیشه ای سخت F، اپتیک نوری و G، پیچ تنظیم ارتفاع.

دیسک باند شده

دیسک ۸ در ۱/۵ میلی متری از کامپوزیت رزینی، داخل یک حلقه ی برنجی (قطر حدوداً ۱۶ و ارتفاع ۱/۵ میلی متر) که به اسلاید شیشه ای باند شده است، قرار می گیرد (شکل ۱۶-۵). نمونه ی کامپوزیتی در تماس با حلقه ی برنجی نمی باشد. یک کاور اسلیپ میکروسکوپی (با ضخامت حدود ۰/۱ میلی متر) با نمونه ی کامپوزیتی در تماس است که بر روی حلقه برنجی نشاندۀ می شود. پروب LVDT در تماس با مرکز کاور اسلیپ قرار می گیرد. نمونه ی کامپوزیتی از طریق اسلاید شیشه ای، از زیر بوسیله ی نور فعال می شود. کامپوزیت، همزمان با کیور شدن و انقباض، کاور اسلیپ را به پایین می کشد و انحراف آن بوسیله ی پروب LVDT مانیتور می شود. داده های سیگنال خروجی مبدل بدست می آید (به mV) با استفاده از منحنی کالیبراسیون به

۵ و ارتفاع ۲ میلی متر، با اسید هیدروفلوریک اچ می شود. حجم و چگالی حلقه اندازه گیری می شود و سپس حلقه با پرایمر سرامیکی و یک لایه از رزین بدون فیلر پوشش داده می شود. حلقه با کامپوزیت پر شده و پس از کیور کردن، حجم و چگالی نمونه مجدداً اندازه گیری می شود. حجم کامپوزیت کیور شده از تفریق حجم حلقه ی شیشه ای پر شده با کامپوزیت و حجم حلقه ی خالی محاسبه می گردد. انقباض پلیمریزاسیون به صورت تفاوت بین حجم کامپوزیت کیور شده و حجم داخلی حلقه ی شیشه ای محاسبه می گردد.

فاکتور Configuration حفره (C-factor)

هنگامی که یک کامپوزیت رزینی یا سمان گلاس آینومر، در حالی که به دیواره های حفره ی تراش خورده باند شده است کیور می شود، استرس ها در ماده، در اینترفیس دندان/ترمیم و در مینا و عاج دندان به وجود می آیند. استرس های ناشی از انقباض حجمی کامپوزیت یا سمان، و سفتی (ضریب کشسانی) ایجاد شده در آن ها می باشند. فشار از دیواره های حفره بر اینترفیس باند شده باعث ایجاد این شرایط استرس می شود. بدون این فشارها، استرس های کمتری رخ می دهد. ارتباط کلینیکی این استرس ها اینست که ممکن است شکاف های اینترفاسیال ایجاد کنند، یا اگر باند به اندازه ی کافی محکم باشد، باعث تغییر شکل دندان می گردند.

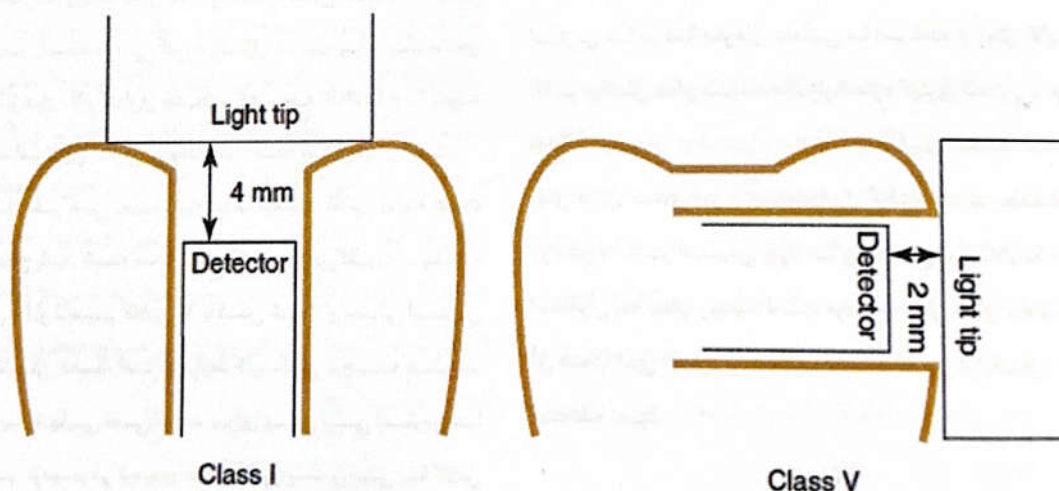
جابجایی (به μm) تبدیل می شود. از تقسیم انحراف اندازه گیری شده کاور اسلیپ بر ارتفاع اولیه ی کامپوزیت، انقباض محاسبه می شود. از آنجا که نمونه ی کامپوزیتی باید برای جابجا کردن کاور اسلیپ، دارای مقداری سفتی باشد، این روش به احتمال زیاد انقباض post-gel را اندازه گیری می کند. مقادیر انقباض به دست آمده با روش دیسک باند شده معمولاً بیشتر از مقادیر بدست آمده بوسیله ی سایر روش های post-gel هستند.

AcuVol

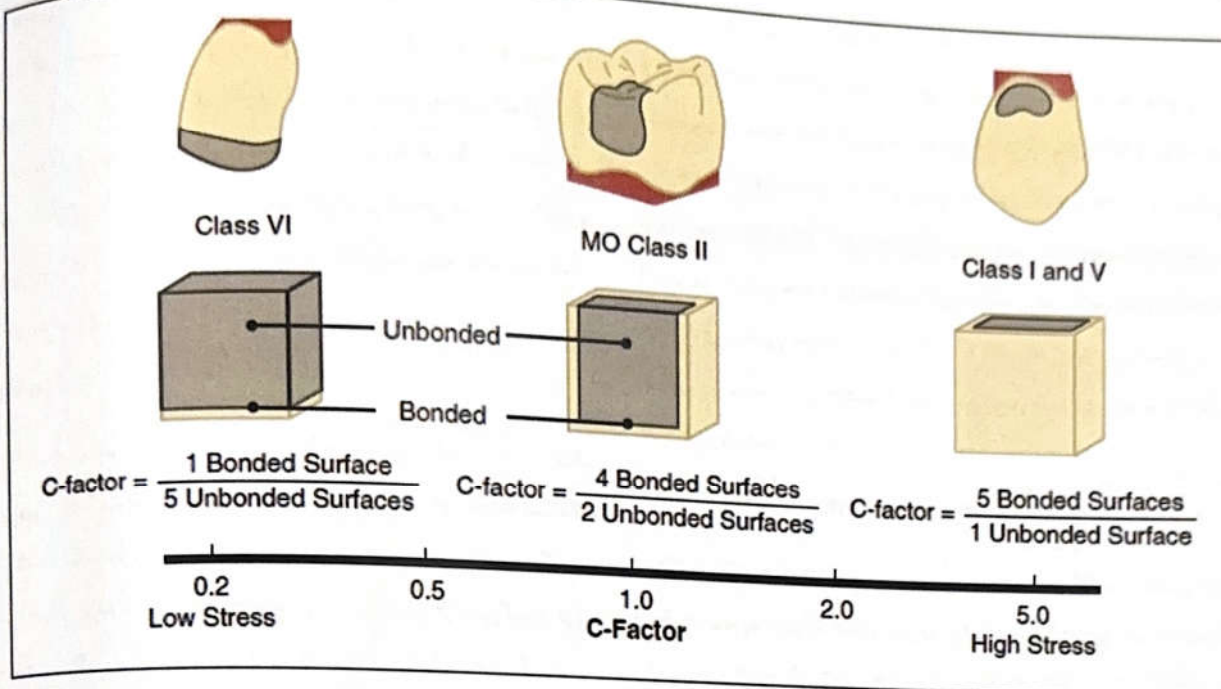
AcuVol یک دستگاه تصویر برداری ویدئویی است که از یک دوربین جهت عکس برداری و آنالیز پروفایل های نمونه استفاده می کند. یک نمونه ی کامپوزیت ۱۲ میکرولیتری در داخل یک نیم کره شکل داده شده و بر روی یک پایه ی تفلونی قرار می گیرد. نوک منبع نور کیورینگ، ۱ میلی متر بالاتر از نمونه قرار می گیرد. با استفاده از پروفایل های جانبی نمونه کامپوزیت، در حین کیور شدن منحنی های انقباض-زمان ایجاد می شود. مقادیر اندازه گیری شده، انقباض حجمی کلی کامپوزیت را بیان می کنند و کاملاً شبیه به مقادیر بدست آمده با دیلاتومتر جیوه ای هستند.

تست مدیریت کیورینگ دقیق رزین (MARC)

تست مدیریت کیورینگ دقیق رزین (MARC)، انقباض کامپوزیت در یک حفره ی محدود شده را اندازه گیری می کند (شکل ۱۷-۵). دیواره های داخلی یک حلقه ی شیشه ای با قطر



شکل ۱۷-۵: MARC (مدیریت کیورینگ دقیق رزین). شماتیک هایی از محل آشکارسازی نوری قرار گرفته در حفرات تراش خورده ی شبیه سازی شده کلاس I و کلاس V. دندان ها در داخل سر یک مانکن شبیه سازی قرار گرفته اند.



شکل ۱۸-۵: C-factor. ارتباط بین تراش های مستطیلی مدل با مقادیر C مربوطه، تراش های استاندارد حفره و نمونه های آزمایش استوانه ای.

آنالیز استرس و طراحی ساختارهای دندان‌تری

طراحی ترمیم های دندان‌تری به اندازه ی انتخاب ماده ی مناسب اهمیت دارد. طراحی ترمیم ها نباید منجر به استرس یا استرین‌هایی شوند که از خواص استحکامی ماده تحت شرایط کلینیکی بیشتر باشد.

استرس ها در ساختارهای دندان‌تری با استفاده از روش هایی مانند آنالیز پوشش های شکننده، ابزار اندازه گیری استرین، هولوگرافی، فوتوالاستیسیتی دو بعدی و سه بعدی، آنالیز فاینایت المنت و سایر روش های عددی مورد مطالعه قرار گرفته است. مطالعات زیادی در مورد آنالیز استرس پروتزهای دندان‌تری، بیومکانیک دندان و استخوان به چاپ رسیده است. توصیف روش های مختلف ونتایج آن ها را می توان در مقالات لیست شده در بخش رفرنس ها مشاهده نمود.

این استرس ها به آناتومی دندان و ژئومتری حفره ی تراش خورده، کیفیت اینترفیس باند شده و تکنیک ترمیمی مورد استفاده (پرکردگی bulk یا لایه ای و پروتکل کیورینگ) بستگی دارد. فاکتور configuration حفره (C - factor)، که به صورت نسبت نواحی باند شده به باند نشده ی ترمیم تعریف می شود، شاخصی است که جهت بیان میزان فشار اعمال شده بر انقباض ماده ی ترمیمی استفاده می گردد (شکل ۱۸-۵). برای یک ماده ی معین و پارامترهای لابراتواری مشخص، هر چه C - factor نمونه بیشتر باشد، استرس اعتباری محاسبه شده نیز بیشتر است. هر چند به نظر می رسد که یک ترمیم کلاس I، به علت مساحت سطح باند شده به - باند نشده ی بزرگتر، نسبت به ترمیم کلاس II و ترمیم کلاس V باکس شکل بایستی استرس بیشتری را نشان دهد، اما شرایط کلینیکی پیچیده هستند. C - factor به تنهایی نمی تواند برای پیش بینی استرس ها یا طول عمر ترمیم در ترمیم های کامپوزیت رزینی یا گلاس آینومرها استفاده شود.

آزمایش استرس پلیمریزاسیون

تست آزمایشگاهی استرس پلیمریزاسیون، استرس های ایجاد شده در اینترفیس باند شده که ناشی از پلیمریزاسیون کامپوزیت رزینی می باشند را ارزیابی می کند. اصل اساسی در همه ی تست ها مشترک است: کامپوزیت رزینی تحت درجات متغیری از محدودیت، به دو سطح باند شده و کیور می شود. انقباض کامپوزیت رزینی، شبیه به آنچه در حفره ی تراش خورده رخ می دهد، دو سطح باند شده را به سمت یکدیگر می کشد. بار و یا جابجایی بر بستر باندینگ اعمال می شود، و استرس با استفاده از سطح مقطع اولیه ی نمونه محاسبه می شود. سفتی (stiffness) کلی ابزار آزمون، بایستی بیش از استرس های اندازه گیری شده باشد تا مانع از تغییر شکل دستگاه حین انجام تست گردد. اگرچه تمامی تست ها جهت رتبه بندی مواد بر اساس استرس ایجاد شده مفید باشند، اما این آزمایشات شرایط کلینیکی را شبیه سازی نمی کنند. ارتباط مستقیم با مشاهدات in vivo بایستی با دقت صورت گیرد.

Tensilometer

در این دستگاه (شکل ۵-۱۹)، ماده ی آزمایش بین دو میله از جنس فولاد، شیشه، یا پلی متیل متاکریلات (به ترتیب کاهش ضریب کشسانی) باند می شود. میله ها بوسیله ی کنترل بازخورد حلقه ی بسته، که در آن یک میله به کراس هد متصل شده و میله دیگر فیکس شده است، به universal testing متصل می شوند. یک اکستنسومتر به نمونه متصل می گردد تا حین آزمایش، فاصله ی ثابتی را بین دو اینترفیس باند شده از طریق کنترل بازخورد حلقه ی بسته از موقعیت کراس هد حفظ کند. این امر باعث به حداقل رساندن تغییر شکل دستگاه آزمون می شود. استرس، از تقسیم نیروی اعمال شده توسط انقباض نمونه، بر سطح مقطع اولیه ی نمونه محاسبه می شود.

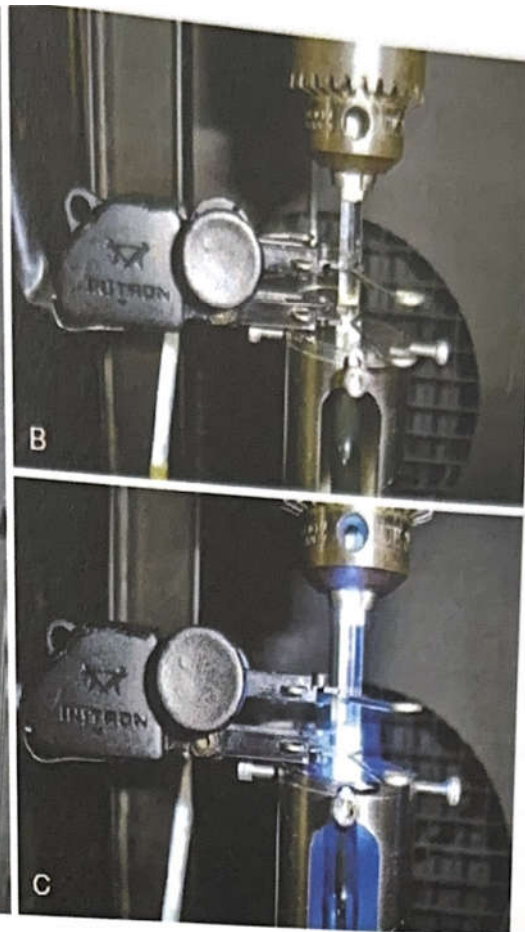
این استرس ها به آناتومی دندان و ژئومتری حفره ی تراش خورده، کیفیت اینترفیس باند شده و تکنیک ترمیمی مورد استفاده (پرکردگی bulk یا لایه ای و پروتکل کیورینگ) بستگی دارد. فاکتور configuration حفره (C - factor)، که به صورت نسبت نواحی باند شده به باند نشده ی ترمیم تعریف می شود، شاخصی است که جهت بیان میزان فشار اعمال شده بر انقباض ماده ی ترمیمی استفاده می گردد (شکل ۵-۱۸). برای یک ماده ی معین و پارامترهای لابراتواری مشخص، هر چه C - factor نمونه بیشتر باشد، استرس اعتباری محاسبه شده نیز بیشتر است.

هر چند به نظر می رسد که یک ترمیم کلاس I، به علت مساحت سطح باند شده به - باند نشده ی بزرگتر، نسبت به ترمیم کلاس II و ترمیم کلاس V پاکس شکل بایستی استرس بیشتری را نشان دهد، اما شرایط کلینیکی پیچیده هستند. C - factor به تنهایی نمی تواند برای پیش بینی استرس ها یا طول عمر ترمیم در ترمیم های کامپوزیت رزینی یا گلاس آینومرها استفاده شود.

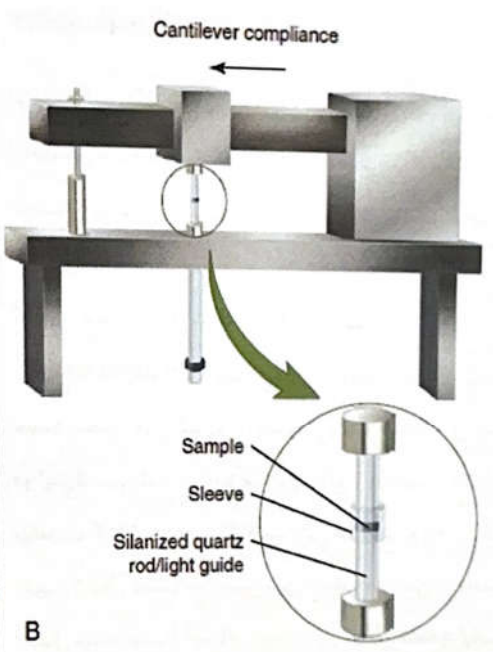
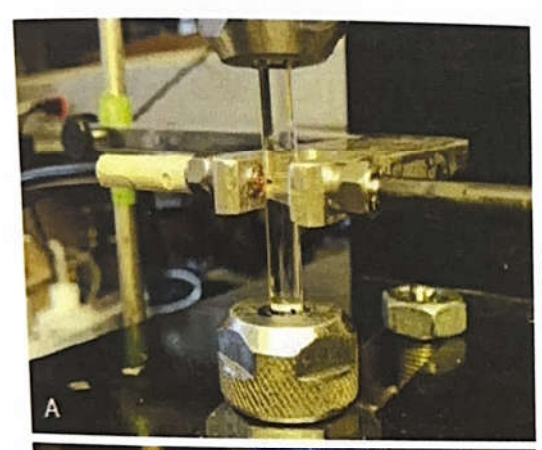
آنالیز استرس و طراحی ساختارهای دندان

طراحی ترمیم های دندان به اندازه ی انتخاب ماده ی مناسب اهمیت دارد. طراحی ترمیم ها نباید منجر به استرس یا استرنهایی شوند که از خواص استحکامی ماده تحت شرایط کلینیکی بیشتر باشد.

استرس ها در ساختارهای دندان با استفاده از روش هایی مانند آنالیز پوشش های شکننده، ابزار اندازه گیری استرن، هولوگرافی، فوتوالاستیسیته دو بعدی و سه بعدی، آنالیز فاینایت المنت و سایر روش های عددی مورد مطالعه قرار گرفته است. مطالعات زیادی در مورد آنالیز استرس پروتزهای دندان، بیومکانیک دندان و استخوان به چاپ رسیده است. توصیف روش های مختلف و نتایج آن ها را می توان در مقالات لیست شده در بخش رفرنس ها مشاهده نمود.



شکل ۱۹-۵: Tensilometer جهت اندازه گیری استرس پلیمریزاسیون در حین کیور شدن کامپوزیت ها. منبع نور، نمونه ی آز، اکستنسومتر برای اندازه گیری جابه جایی نشان داده شده اند.



شکل ۲۰-۵: ADAF Tensometer برای اندازه گیری استرس پلیمریزاسیون در حین کیور شدن کامپوزیت ها. شکل بندی تست قبل از تابش نور (A)، در حین تابش نور (C) تصویر دستگاه آزمایش (B) و بزرگ کردن بخش های نشان داده شده در A و C.

در tensometer (شکل ۲۰-۵)، نمونه‌ی ماده بین دو میله‌ی شیشه‌ای باند شده است. یک میله به پایه‌ی دستگاه ثابت شده و میله‌ی دوم به میله‌ی کانتی لور متصل شده است. همزمان با پلیمریزاسیون ماده، خمشی در میله‌ی کانتی لور ایجاد می‌شود که بوسیله‌ی پروب LVDT با استفاده از نمودار کالیبراسیون فشار×جابه‌جایی و نظریه‌ی خمش میله کانتی لور، استرس محاسبه شده و بوسیله‌ی سطح مقطع نمونه تصحیح می‌گردد. در این مورد، اکستنسوری استفاده نمی‌شود و تغییر شکل سیستم بوسیله‌ی موقعیت میله‌ی شیشه‌ای نسبت به تکیه‌گاه میله کانتی لور کنترل می‌شود. کابل‌های فیبر نوری جهت اندازه‌گیری میزان پلیمریزاسیون و افزایش استرس در زمان واقعی، می‌توانند از طریق تکنیک‌های طیف‌سنجی نزدیک به مادون قرمز که قبلاً در این بخش بیان شد، نظارت از راه دور درجه‌ی تبدیل را فراهم کنند.

آنالیز ترک

استرسهای انقباض موضعی را می‌توان بوسیله آنالیز پیشرفت فرورفتگیهای اولیه ایجاد شده در مواد شکننده محاسبه کرد. با استفاده از یک فروورنده، ترکهای اولیه در مجاورت یک سوراخ در ماده شکننده‌ای مانند شیشه یا سرامیک که مینای دندان را شبیه‌سازی می‌کند، ایجاد می‌شوند. همزمان با پلیمریزه شدن کامپوزیت باند شده در سوراخ، استرسهای کششی، ایجاد شده و ترک طولیتر میشود. طول ترکها قبل و بعد از پلیمریزاسیون اندازه‌گیری می‌شود و استرس حاصله، با استفاده از تغییرات طول ترک و تافنس شکست مشخص سوبسترای شکننده محاسبه می‌شود.

دستورالعمل‌ها برای مواد ترمیمی

خصوصیات بیان شده در این فصل و سایر فصول، به عنوان مبنایی جهت مجموعه‌ای از دستورالعمل‌ها استفاده می‌شوند که برای مواد ترمیمی، ابزار و تجهیزات تهیه شده‌اند. یکی از گروه‌ها، موسسه‌ی ملی کمیته‌ی استانداردهای محصولات دندانپزشکی ANSI/ADA می‌باشد. استانداردهایی که به

وسیله‌ی این کمیته تهیه شده و مورد پذیرش قرار می‌گیرند، توسط شورای امور علمی ADA که مسئول تصویب دستورالعمل‌ها است، بازبینی می‌شوند. در حال حاضر، ۶۸ دستورالعمل به تصویب رسیده است. گروه بزرگ دیگری به نام دستورالعمل‌ها و استانداردهای فدرال، به منظور تنظیم نیازهای سازمان‌های خدماتی دولت فدرال در خریداری و استفاده از مواد، طراحی شده‌اند. دستورالعمل‌های این چنینی در طول نیم قرن گذشته در دسترس بوده است و دستورالعمل‌های بیشتر همچنان به هر دو گروه اضافه می‌شود. مجموعه‌ای از دستورالعمل‌های مشابه برای محصولات در استرالیا، ژاپن و چند کشور دیگر در دسترس است. در سال ۱۹۶۳ برنامه‌ای برای دستورالعمل‌های بین‌المللی تاسیس گردید که ترکیبی از تلاش‌های فدراسیون جهانی دندانپزشکی FDI و سازمان بین‌المللی استاندارد سازی (ISO) بود. استفاده از آزمایشات کنترل فیزیکی از طریق روش‌های کاربردی دستورالعمل‌ها به خوبی متداول شده و به احتمال زیاد ادامه خواهد یافت. هم دانشجوی دندانپزشکی و هم دندانپزشک نه تنها باید این شناخت را داشته باشند که دستورالعمل‌ها برای مواد مشخص در دسترس هستند، بلکه باید تا حدودی ویژگی‌های کنترل شده به وسیله‌ی هر دستورالعمل را نیز فرا بگیرند. با استفاده از دستورالعمل‌ها، کیفیت هر محصول حفظ شده و بهبود می‌یابد.

دستورالعمل‌های انجمن دندانپزشکی آمریکا

اولین دستورالعمل انجمن دندانپزشکی آمریکا برای آلیاژ آمالگام بود که در سال ۱۹۳۰ فرمول بندی و گزارش شد. همانطور که در جدول پیوست ۱ نشان داده شده است، از آن زمان، دستورالعمل‌های دیگری در حال تهیه بوده یا تهیه شده‌اند. کپی دستورالعمل‌ها و برگه‌هایی که به ثبت اطلاعات مورد نیاز کمک می‌کنند، در شورای امور علمی انجمن دندانپزشکی آمریکا در شیکاگو موجود است. وبسایت شورا، لیست اسامی تجاری و تولید کنندگان محصولات قابل قبول دندانپزشکی را ذکر کرده است. این لیست را می‌توان از انجمن دندانپزشکی آمریکا نیز بدست آورد.

Bibliography

Dynamic Mechanical Analysis and Rheology

- Botella A, Dupuy J, Roche AA, et al. Photo-rheometry/NIR spectrometry: an in situ technique for monitoring conversion and viscoelastic properties during photopolymerization. *Macr Rapid Comm*. 2004;25:1155.
- Chiou BS, Khan SA. Real-time FTIR and in situ rheological studies on the UV curing kinetics of thiol-ene polymers. *Macromolecules*. 1997;30(23):7322-7328.
- Graessley WW. Linear viscoelasticity. In: *Polymeric Liquids and Networks: Dynamics and Rheology*. New York: Taylor and Francis Group; 2008.
- Macosko CW. Linear viscoelasticity. In: *Rheology: Principles, Measurements and Applications*. New York: Wiley-VCH; 1994.
- Odian G. *Principles of Polymerization*. New York: Wiley-Interscience; 2004:11-114.
- Rubinstein M, Colby RH. *Networks and Gelation, Polymer Physics*. New York: Oxford University Press; 2008.
- Urabe I, Nakajima S, Sano H, Tagami J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. *Am J Dent*. 2000; 13(3):129-135.

Spectrometric Techniques

- Silverstein R, Webster F, Kiemle D. *Spectrometric Identification of Organic Compounds*. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2005:72-79.
- Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater*. 2001;17(1):71-79.
- Wells-Gray EM, Kirkpatrick SJ, Sakaguchi RL. A dynamic light scattering approach for monitoring dental composite curing kinetics. *Dent Mater*. 2010;26(7):634-642.

Pycnometry

- Viana M, Jouannin P, Pontier C, Chulia D. About pycnometric density measurements. *Talanta*. 2002;57:583.

Polymerization Stress Tests

- Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc*. 2000;131(4):497-503.
- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. 1987;66(11):1636-1639.
- Lu H, Stansbury JW, Dickens SH, et al. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin-composites: I. Shrinkage stress characterization technique. *J Mater Sci Mater Med*. 2004;15(10):1097-1103.
- Lu H, Stansbury JW, Dickens SH, et al. Probing the origins and control of shrinkage stress in dental resin composites. II. Novel method of simultaneous measurement of polymerization shrinkage stress and conversion. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;71(1):206-213.

بررسی هر دستورالعمل نشان دهنده ی یک الگوی کلی استانداردسازی مشترک برای همه ی مواد می باشد :

۱. این ویژگی ها شامل یک آیتم در مورد دامنه و دسته بندی ماده است، که کاربرد و ماهیت کلی هر ماده را تعریف می کند.
۲. هر دستورالعمل شامل اطلاعاتی در مورد دیگر دستورالعمل های قابل اجرا است.
۳. الزامات هر ماده، عواملی مانند یکنواختی، رنگ، یا خصوصیات کلی کارکرد ماده و نیز محدودیت های کلی مقادیر آزمایش را در نظر می گیرد.

۴. روش های نمونه برداری، بازرسی و روندهای آزمایش، شامل جزئیات مربوط به آماده سازی نمونه و آزمایشات فیزیکی است که باید انجام شوند.

۵. هر دستورالعمل شامل اطلاعاتی درباره ی آماده سازی برای تحویل و آموزش هایی در مورد بسته بندی، استفاده و علامت گذاری با lot numbers و تاریخ ساخت می باشد.

۶. هر دستورالعمل شامل نکاتی است که اطلاعاتی اضافی در مورد کاربردهای مورد انتظار ماده و ارجاع به مقالات یا سایر موارد خاص را ارائه می دهد. ویژگی های مهم هر یک از این دستورالعمل ها، به تناسب در فصل های بعدی بیان می شوند.

برنامه تایید انجمن دندانپزشکی آمریکا

انجمن دندانپزشکی آمریکا از طریق شورای امور علمی، یک برنامه ی تایید برای محصولات مصرف کنندگان، مانند ادهرنیت های دنچر، نخ دندان ها و مسواک ها را حفظ می کند.

ضمیمه دستورالعمل ها و استانداردهای فدرال

ضمیمه ی دستورالعمل ها و استانداردهای فدرال، شامل دستورالعمل های تعدادی از مواد دندان‌پزشکی ترمیمی است که در جای دیگری ذکر نشده است. این دستورالعمل ها عمدتاً توسط خدمات فدرال به منظور حفظ کنترل کیفیت محصولات دندانپزشکی استفاده شده و برای تهیه کنندگان این مواد ارزشمند می باشند. در فصول بعدی، در بعضی از موارد به استانداردها و دستورالعمل های اختصاصی فدرال ارجاع داده شده است.