انواع ماده استفاده شده در کامپوزیت دندان + خواص مواد کامپوزیت های ترمیمی

مواد کامپوزیت دندان طبق تعریف موادی زیستی-معدنی و آلی هستند که از یک ماتریس رزینی تشکیل شده‌اند که در آن عمدتاً فیلرهای معدنی پراکنده شده‌اند. اتصال فیلرهای معدنی با شبکه یا ماتریس رزینی را عامل جفت کننده فراهم می‌کند. کامپوزیت ها از طریق چسب به بافت های دندان متصل می‌شوند.

از سال 2003 به بعد شورای امور علمی انجمن دندانپزشکی آمریکا مواد ترمیمی دندان را به چهار دسته تقسیم بندی کرد: آمالگام، کامپوزیتهای رزینی، گلاس یونومر و گلاس یونومر اصلاح شده با رزین. دو مورد دوم و چهارم یعنی کامپوزیت های رزینی و گلاس یونومر اصلاح شده با رزین جزء مواد کامپوزیتی ترمیم دندان محسوب می‌شوند که موضوع این مقاله هستند.

نکات کلیدی مقاله علمی آشنایی با مواد استفاده شده در کامپوزیت

دندان:

- می‌توان مواد ترمیمی مستقیم دندان را در یک ویزیت دندانپزشکی به شکل مستقیم روی حفره دهان قرار داد.
- از نظر مواد ترمیمی با دوام هنوز آمالگام با دوام ترین ماده است هرچند کامپوزیتهای رزینی هم طول عمر بالایی از خود نشان داده‌اند.
- بسیاری از مواد ترمیمی مستقیم به عنوان لاینر حفره دندان و بیس هم کاربرد دارند و در ضمن بعنوان پیت و فیشور سیلانت دندان هم استفاده می‌شوند.

افرادی که بدلیل برخی مسائل و مشکلات رایج دندان مانند پوسیدگی دندان، حفره دندان و عفونت روت کانال (که همگی ناشی از عفونت باکتریال هستند که به ساختار دندان آسیب می رساند) ناچار به مراجعه به داندانپزشک هستند. دندانپزشکان هم برای درمان دندان آسیب دیده حذف پوسیدگی و پر کردن حفره دندان را با مواد مناسب توصیه می‌کنند.

آمالگام های دندانی بعنوان یکی از مواد مورد استفاده در کامپوزیتهای دندان گاهی هنگام جویدن غذا از دهان خارج می‌شوند و بر سلامت انسان هم تاثیر منفی دارند. در حال حاضر کامپوزیت های پلیمری به دلیل خواص برترشان نظیر زیست سازگاری، زیبایی فوق العاده، ویژگیهای ضد باکتریال و غیر سمی بودن در مقام مقایسه با مواد پر کننده سنتی به شکلی گسترده‌تر مورد استفاده قرار می‌گیرند. در تحقیقی که در سال 2016 به انجام رسید و نتایج آن در مقاله‌ای با عنوان «استحکام خمشی دو محوری کامپوزیت های جدید مبتنی بر Bis-GMA/TEGDMA» منتشر شد مشخص شد خواص فیزیکی، مکانیکی، گرمایی و تریبولوژیکی کامپوزیت های پلیمری هم نسبت به کامپوزیت های آمالگام برتری دارد.

کامپوزیت های پلیمری مبتنی بر Bis-GMA (بیس فنول آ-گلیسیدیل متا کریلات) اولین انتخاب دندانپزشکان برای پر کردن دندان‌های قدامی و خلفی هستند. این مواد انقباض پلیمری و فراریت پایینی داشته و ویسکوزیته یا چسبناکی بیشتری دارند. کامپوزیت های ساخته شده از اورتان دی متیل کریلات از کامپوزیت های Bis-GMA محکم تر هستند اما در عین حال ویسکوزیته کمتری دارند و می‌توان آنها را بعنوان جایگزین Bis-GMA هم مورد استفاده قرار داد.

برای کاهش ویسکوزیته کامپوزیت های پلیمری دندان از TEGDMA (تری اتیلن گلیکول دی متا کریلات) و 2-هیدروکسی اتیل متا کریلات (HEMA) به عنوان رقیق کننده استفاده می‌کنند. اخیراً تقویت کننده های بر پایه نانو فیلرها که با سیلان تقویت شده‌اند به شکل گسترده‌ای در کامپوزیت های پلیمری دندان مورد استفاده قرار می‌گیرند.

مواد مورد استفاده برای تهیه کامپوزیت های دندان

برای ساخت کامپوزیت های دندان مواد زیر بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند: Bis-GMA (بیس فنول آ-گلیسیدیل متا کریلات)، کلرید پرفلورو بوتیریل همراه با Bis-GMA، بیس فنول اتوکسیلاته آ-دی متا کریلات، TEGDMA (تری اتیلن گلیکول دی متا کریلات)، کامفور کینون یا کینون کافور (CQ)، اتیل – 4 – دی متیل آمینو اتیل متا کریلات (3-) g-MPS ،(DMAEMA-(تری متوکسی سیلیل) پروپیل متا کریلات، دی هیدرو کسی اتیل پارا تولویدین، هیدروکسی تولوئن بوتیلیت (BHT)، پلی (اتیلن گلیکول) دی متا کریلات، 2-) HEMA-هیدروکسی اتیل متا کریلات)، MMA (متیل متا کریلات)، TEOS (تترا اتوکسی سیلان)، PMMA (پلی متیل متا کریلات)، 4- دی متیل آمینو پیریدین و بنزویل پراکساید.

روش ساخت کامپوزیت دندان

1. آماده سازی مخلوط مونومر و رقیق کننده ها به نسبت مناسب
2. افزودن آغازگر و تسریع کننده / کمک آغازگر واکنش به حد مناسب به مخلوط رزینی
3. انتخاب فیلر (پر کننده) که از جنس فیبر یا سرامیک است (بهبود یافته یا بهبود نیافته) و مخلوط کردن صحیح آن با ماتریس
4. انتخاب قالب و پر کردن مواد کامپوزیت دندان در آن. برای عمل آوری از لایت کیور استفاده می‌شود.

کاربرد مواد کامپوزیت دندان در درمان پوسیدگی ها

کامپوزیت های دندانی جدید به شکل خمیرهایی با قوام متغیر هستند که با توجه به ترمیم مورد نظر انتخاب می‌شود. در واقع، انتخاب مواد ترمیم کننده از میان دسته‌های مختلف با توجه به ماهیت ضایعه دندانی (عمدتاً پوسیدگی) تعیین می‌گردد. در سال 1908 میلادی جی.دبلیو بلک استانداردی را برای طبقه‌بندی ضایعات پوسیدگی دندان بر مبنای محل پوسیدگی روی سطح دندان در پنج کلاس مختلف پایه‌گذاری کرد که با افوزده شدن کلاس ششم در سال 1956 توسط دبلیو. جی. سایمون این کلاس شش گانه امروزه هم کاربرد دارد.

- کلاس I:

  حفره روی پیت ها و فیشورهای روی سطح اکلوزال دندان های مولار و پر مولار ؛ سطوح صورتی و زبانی دندانهای مولار؛ و روی سطوح زبانی (در سمت زبان) دندان های ثنایای فک بالا
- کلاس II:

  حفره روی سطوح پروگزیمال دندان های مولار و پر مولار
- کلاس III:

  حفره روی سطوح پروگزیمال دندان های ثنایا و نیش که زاویه انسیزال (ثنایا) را درگیر نمی‌کند
- کلاس IV:

  حفره روی سطوح پروگزیمال دندان های ثنایا یا نیش که زاویه انسیزال را درگیر می‌کند
- کلاس V:

  حفره روی یک سوم گردنی سطوح صورتی و زبانی هر دندان
- کلاس VI:

  حفره روی اجهای انسیزال دندانهای قدامی و نوک کاسپ های دندانهای خلفی

البته کلاسهای بالا میزان گستردگی پوسیدگی را مشخص نمی‌سازند. در این میان دسته بندی دیگری هم هست که برای استفاده از مواد کامپوزیت و در سالهای اخیر باب شده و به ایده سیستا مشهور است. سیستا پنج درجه یا مرحله پوسیدگی دارد:

1. مرحله‌ی صفر:
مرحله‌ی آغاز تقلیل مواد معدنی دندان که مینای دندان آسیب قابل ترمیم بدون حفره دارد.
2. مرحله‌ی یک:
شامل حفره‌های ریزی که می‌توانند تا یک سوم بیرونی عاج برسند. این مرحله بدون درد است و مینا در آن تخریب می‌شود.
3. مرحله‌ی دو:
حفره با اندازه متوسط تا یک سوم میانی عاج بدون آسیب به کاسپ ها. دراین مرحله مینا که از عاج نرم‌تر است خراب شده و پوسیدگی می‌تواند داخل دندان نفوذ کند. در این حالت سرما، گرما و شیرینی و اسیدی بودن دهان می‌تواند باعث بروز درد شود.
4. مرحله سه:
حفره بزرگی که می‌تواند به یک سوم داخلی عاج برسد و کاسپ ها را ضعیف کند. در این مرحله باکتریها به پالپ حمله می‌کنند و درد دندان ناشی از آن می‌تواند دردهای ناگهانی و شدیدی بهمراه داشته باشد.
5. مرحله‌ی چهار:
حفره به منطقه پاراپالپ رسیده و بخشی از کاسپ ها خراب شده‌اند. در این مرحله باکتریها می‌توانند به بافتهای اطراف دندان آسیب دیده نفوذ کنند (لیگامانها، استخوانها و لثه) و آبسه دندان بوجود آورند که مشکلاتی جدی به بار خواهد آورد.

در مرحله چهار نمیتوانیم به شکل مستقیم از مواد کامپوزیت ترمیمی استفاده کنیم. وقتی حفره‌ها بخش کامل دیواره دندان، یا نقطه اتصال دندان را خراب می‌کنند و یا یکی از کاسپ های دندانی را ضعیف می‌کنند قسمت تخریب شده باید با استفاده از رزین کامپوزیت (با ماتریس با قابلیت پلیمری گرمایی) یا سرامیک بازسازی شود. دراین تکنیک ترمیم غیر مستقیم دندان زنده نگه داشته می‌شود.

انواع کامپوزیت دندان

در حال حاضر حدود 40 کارخانه در جهان هستند که حدود 200 نوع کمپوزیت دندان به مشتریان خود ارائه می‌کنند. در ترکیب کامپوزیت ها باید فیلر بیشترین نسبت را داشته باشد و ماتریس رزینی در حداقل خود باشد تا از یک سو ضریب انبساط حرارتی و انقباض پلیمریزاسیون و جذب آب کاهش یابد و هم ویسکوزیته کامپوزیت و خواص مکانیکی آن بهینه شود. فیلرها در مواد کامپوزیت 25 تا 70 درصد حجم را به خود اختصاص می‌دهند.

تقسیم بندی کامپوزیت ها از نظر ویسکوزیته

کامپوزیت ها از نظر ویسکوزیته به سه دسته تقسیم می‌شوند:

1. با ویسکوزیته متوسط یا میکرو هیبرید که کاربردهای بسیار زیادی دارند و به نوعی همه‌کاره محسوب می‌شوند و فیلرها 78 درصد وزن آنها و 60 درصد حجم آنها را به خود اختصاص داده‌اند. این نوع کامپوزیت ها برای دندانهای قدامی و خلفی کاربرد دارند و شفافیت و کدری آنها قابل تنظیم است.
2. کامپوزیت های روان که معمولاً هیبرید هستند و برای موارد خاصی استفاده می‌شوند (مثلاً در ترمیم میکرو حفره‌های اکلوکوزال، حفره‌های شکاف، حفره‌های دهانه یا جایگزینی عاج). این کامپوزیت ها برای پوشاندن کف حفره قبل از افزودن کامپوزیت با ویسکوزیته بالاتر کاربرد دارند و میزان فیلر در آنها کمتر است (بین 50 تا 70 درصد وزنی و کمتر از 50 درصد حجمی)
3. کامپوزیت های چگال پذیر/ متراکم که اولین بار برای ترمیم دندانهای خلفی و جایگزینی آمالگامها در دهه 1990 میلادی تولید شدند و براحتی و آسانی قابل جابجایی هستند. البته این کامپوزیت ها بدلیل شکست در استفاده‌های بالینی کنار گذاشته شدند.

ترکیب سازنده‌ی مواد کامپوزیتی ترمیم دندان

مواد کامپوزیتی ترمیم دندان از چهار بخش تشکیل شده‌اند:

- رزین
- فیلر
- آغازگر و متوقف ساز واکنش پلیمریزاسیون
- افزودنی‌هایی به منظور زیبایی

1. **رزینها :**

جزء ضروری مواد کامپوزیت ها هستند اما نسبت به فیلرهای معدنی نسبت کمتری در ساختمان کامپوزیت دارند و باعث کاهش برخی ویژگیهای مکانیکی کامپوزیت نظیر مقاومت در برابر فرسودگی می‌شوند. در متداول ترین کامپوزیت های دندانی با قابلیت فتو پلیمریزاسیون، ماتریس رزینی با پلیمریزاسیون مونومرهای دی متا کریلات بدست می‌آید.

2. **فیلرها :**

کامپوزیت هایی که در حال حاضر به بازار عرضه می شوند از نظر ویژگیهای فیلرهایشان باهم تفاوت دارند. نقش فیلرها یا پر کننده‌ها غلبه بر مشکلات ماتریس میزبانی است که به آن به شکل فیزیکی یا شیمیایی پیوند دارند. این مشکلات خواص مکانیکی و حرارتی ضعیف کاتریسها هستند. علاوه بر این فیلرها نقش مهمی در جذب آب کامپوزیت ها و انقباض پلیمریزاسیون آنها دارند. بنابراین ترکیب، اندازه، توزیه اندازه و جرم یا درصد حجمی آنها در ماتریس ارگانیک انواع متعددی کامپوزیت پدید می‌آورد.

3. **آغازگر و متوقف ساز واکنش پلیمریزاسیون :**

در ساختار کامپوزیت ها بین 0.1 و 1 درصد جرمی به آغازگرها و متوقف سازهای واکنش پلیمریزاسیون اختصاص دارد. آغازگرهای فعال کننده نوری باید ویژگیهای زیر را داشته باشند:

1. جذب بالای محدوده‌ی انتشار نور عمل آور
2. عمر کوتاه در حالت برانگیخته واکنشی به منظور جلوگیری از واکنشهای جانبی با ملکول‌های دیگر
3. بازده کوانتومی تشکیل رادیکال بالا
4. واکنش‌پذیری زیاد رادیکال های تشکیل شده نسبت به مونومرها (بخشی از ماتریس رزینی)

4. آغازگرهای نوری اولیه‌ی مواد پرکننده دندان بر مبنای اشعه ماورای بنفش کار می‌کردند و می‌توانستند باعث تخریب غشاء مخاطی یا آسیب به چشمهای بیمار شوند. برای غلبه بر این مشکل رزین های کامپوزیت ها را محتوی آلفا-دیکتونهایی نظیر بنزیل، 1-فنیل-1و2- پروپاندیون (PPD) یا کامفور کینون (CQ) کردند که با استفاده از نور مرئی عمل می‌کنند. کامفور کینون بدلیل ویژگیهای نوری و سمی تقریباً تنها آلفا-دیکتونی است که در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرد و برای تشکیل رادیکال ها نیاز به آغازگری کمکی به نام آمین نوع سوم دارد. البته این سیستم آغازگر نوری CQ-آمینه مشکلاتی نظیر بازدهی بسیار پایین کوانتومی تبدیل CQ در برابر هر فوتون جذب شده و تغییر رنگ رزین کامپوزیت بدلیل اکسایش مولکولهای آمین بازمانده و ضریب جذب مولار پایین و سمیت آمینه دارند و بنابراین مواد دیگری بعنوان جایگزین مورد مطالعه قرار گرفته‌اند که از جمله آنها کامپوزیت های دندانی شامل آغازگرهای نوری اسیل جرمنها هستند که مزایای زیر را دارند:

1. سخت شدن سریعتر ماتریس رزینی
2. رفتار سفیدکنندگی عالی
3. نیاز به آغازگر نوری کمتر برای دستیابی به خواص مکانیکی مورد نظر
4. ثبات بیشتر در زمان انبار کردن کامپوزیت ها
5. سمیت بسیار پایین

5. در میان اسیل جرمنها ماده‌ای به نام ایووسرین توسط شرکت ایووکلار ویوادنت در ترکیب کامپوزیت هایش بکار گرفته می‌شود.

در کنار آغازگرهای نوری 200 تا 1000 پی.پی.ام متوقف ساز هم به کامپوزیتها اضافه می‌شود تا مونومرها را تثبیت کرده و با به دام اندازی رادیکال های اصلی تشکیل شده در زمان نگهداری یا حمل کامپوزیت ها، جلوی پلیمریزاسیون پیش از موعد را بگیرد.

6. **افزودنی‌هایی به منظور زیبایی:**

برای اینکه کامپوزیت ها از نظر زیبایی مورد قبول باشند مواد افزودنی خاصی را به آنها می‌افزایند. این مواد باید رنگ، شفافیت و انعکاس نوری شبیه دندان طبیعی را به مواد کامپوزیت ترمیمی

ببخشند. پیگمنتهای رنگ به اندازه 0.001 تا 0.05 درصد وزنی به کامپوزیت ها افزوده می‌شوند. این پیگمنتها معمولاً مخلوطی از مواد غیر آلی نظیر اکسید آهن (3) یا اکسید-هیدروکسید آهن (3) هستند. این مواد باید در محیط دهان با ثبات باشند و ویژگیهای آنها با گذشت زمان تغییر نکند. البته پیگمنتهای آلی هم هستند که از نظر طیف رنگ و راحتی پردازش بهتر از پیگمنتهای غیر آلی هستند اما ثبات آنها را ندارند. برای رفع این مشکل مولکولهای رنگ را می‌توان در یک ماتریس سل-ژل گنجاند و به منظور افزایش غلظت انها در ماتریس سل-ژل و ثبات بیشتر کرموفورها به صورت کووالانسی به شبکه سیلیسی رزینها پیوند می‌شوند.

راهکارهایی جهت بهبود خواص و ویژگیهای کامپوزیت های پلیمری

می‌توان برای بهبود خواص و ویژگیهای کامپوزیت‌های پلیمری از روشهایی استفاده کرد. مثلاً می‌توان از تقویت‌کننده‌هایی در ساختار مواد کامپوزیتی استفاده کرد تا بتوان خواص فیزیکی، شیمیایی، مکانیکی، حرارتی و تربیولوژیکی مواد کامپوزیت را تقویت کرد. در مطالعه‌ای که رام کومار یاداو و موکش کومار در سال 2019 انجام دادند و نتایج آن در مقاله‌ی : «مواد کامپوزیت ترمیمی دندان» در شماره‌ی 61 نشریه علوم زیستی دهان منتشر شد نتایج زیر حاصل شد:

1. Bis-GMA ماده رزینی بالقوه‌ای است که به طور گسترده همراه با TEGDMA در کاربردهای دندانی استفاده می‌شود. TEGDMA بعنوان رقیق کننده‌ی ماده کامپوزیتی Bis-GMA عمل می‌کند. در کنار اینها CQ یا کامفور کینون هم بعنوان آغازگر نوری واکنش عمل می‌کند و EDMAB یا DMAEMA هم بعنوان شتاب دهنده واکنش عمل می‌کنند تا رزین Bis-GMA به خوبی مبدل به پلیمر شود.
2. تقویت فیبرها یا ذرات بخوبی باعث بهبود چشمگیر خواص فیزیکی، مکانیکی، حرارتی و تریبولوژیکی ماتریس رزین دندان می‌شود.
3. استفاده از روش تقویت سطحی ذرات با سیلان همراه با g-MPS باعث بهبود پیوند سطحی بین ماتریس رزین و فیلرهای ذرات خواهد شد. در نتیجه این اتفاق عملکرد کلی مواد کامپوزیت دندان هم بهبود خواهد یافت.
4. در نهایت مشخص شد اندازه (میکرو یا نانو بودن)، شکل (کروی، جاروبی، و غیره) و نسبت رزین دندان و ماده تقویت کننده هم تاثیر شگرفی روی بهبود عملکرد کلی مواد کامپوزیت دندان خواهد گذاشت. با این وجود برای بهینه بودن عملکرد مواد کامپوزیت مقدار و نسبت رزین و تقویت کننده باید به شکل کمی و دقیق و با استفاده از آزمایشها و تکنیک های تصمیم گیری چند معیاره و از طریق تجربی مشخص شود.

منابع:

1. Dental restorative composite materials: A review, Ramkumar Yadav, Mukesh Kumar, Journal of Oral Biosciences 61 (2019) 78-83
2. Ruyter, I.E. & Sjovik, I.J. Composition of dental resin and composite materials. Acta Odontol. Scand. 198 1 , 39, 133 – 146
3. (Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry, Dental Materials (2000
4. Fréderic Chaput, Anne-Charlotte Faure. Dental composites. Techniques de l'Ingénieur. Technologies Biomédicales, 2021, hal-03453701
5. Materials for Direct Restorations, American Dental Association

منبع : https://sorenadental.com/blog/dental-composite-materials/