ترمیم با
کامپوزیت‌های فلو

مترجمین:

دکتر عبدالعظیم حاتمی سعدآباد (جراح-دندانپزشک)

دکتر عبداله ابراهیمی (جراح-دندانپزشک)

ویراستار:

بی بی ملیحه آذربنیاد

سرشناسه	:	تری، داگلاس ا..Terry, Douglas A
عنوان و نام پدیدآور	:	ترمیم با کامپوزیت‌های فلو/[نویسنده داگلاس تری] ؛ مترجمین عبدالعظیم حاتمی‌سعدآباد، عبداله ابراهیمی. ویراستار بی‌بی‌ملیحه آذربنیاد.
مشخصات نشر	:	تهران : شایان نمودار ، ۱۴۰۰.
مشخصات ظاهری	:	۲۸۷ص.: مصور(رنگی)، جدول.
شابک	:	۹۷۸-۹۶۴-۲۳۷-۶۵۳-۷
وضعیت فهرست نویسی	:	فیپا
یادداشت	:	عنوان اصلی: . Restoring with flowables, [2017]
موضوع	:	دندان -- رزین‌ها، Dental resins، دندانسازی – مواد، Dental materials
شناسه افزوده	:	حاتمی سعدآباد، عبدالعظیم، ۱۳۶۴-، مترجم
شناسه افزوده	:	ابراهیمی، عبداله، ۱۳۷۲-، مترجم
شناسه افزوده	:	آذربنیاد، ملیحه، ۱۳۶۳ -، ویراستار
رده بندی کنگره	:	RK۶۵۲/۵
رده بندی دیویی	:	۶۱۷/۶۹۵
شماره کتابشناسی ملی	:	۸۶۹۷۵۳۷

نام کتاب: **ترمیم با کامپوزیت‌های فلو**

مترجمین: دکتر عبدالعظیم حاتمی سعدآباد، دکتر عبداله ابراهیمی

ویراستار: بی‌بی ملیحه آذربنیاد

ناشر: انتشارات شایان نمودار

مدیر تولید : مهندس علی خزعلی

حروفچینی و صفحه‌آرایی : انتشارات شایان نمودار

طرح جلد: آتلیه طراحی شایان نمودار

چاپ و صحافی: چاپ شریف نو

شمارگان: ۵۰۰ جلد

نوبت چاپ: اول

تاریخ چاپ: زمستان ۱۴۰۰

شابک: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۲-۶۵۳-۷

قیمت: ۳ ،۸۰۰ ،۰۰۰ ریال

شایان نمودار

دفتر مرکزی: تهران/ میدان فاطمی/ خیابان چهلستون/ خیابان دوم/ پلاک ۵۰/ بلوک B/ طبقه همکف/ تلفن: ۸۸۹۸۸۸۶۸

وب سایت :shayannemoodar.com

اینستاگرام: Shayannemoodar

(تمام حقوق برای ناشر محفوظ است. هیچ بخشی از این کتاب، بدون اجازه مکتوب ناشر، قابل تکثیر یا تولید مجدد به هیچ شکلی، از جمله چاپ، فتوکپی، انتشار الکترونیکی، فیلم و صدا نیست.

این اثر تحت پوشش قانون حمایت از مولفان و مصنفان ایران قرار دارد.)

پیشگفتار

امروزه با پیشرفت‌های صورت‌گرفته در زمینه تکنولوژی تولید مواد دندانی و بهبود تکنیک‌های مورد استفاده در دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی دیگر داشتن لبخندی زیبا یک آرزوی دست نیافتنی نمی‌باشد. با ورود مفهوم طراحی ادهزیو به دنیای دندانپزشکی و ارائه پروتکل‌های جدید توسط محققان و تولیدکنندگان در خصوص نحوه استفاده از کامپوزیت‌های فلو جهت انجام ترمیم‌های پیچیده دیگر لازم نیست که نگران چگونگی انجام ترمیم‌های مستقیم و غیرمستقیم کامپوزیتی و یا نحوه اتصال قطعات شکسته‌شده دندان و یا ترمیم ونیرهای پرسلینی باشیم. به عبارت‌دیگر ایده طراحی باندینگ دریچه‌ای جدید را به روی دندانپزشکان گشوده تا با بهره‌گیری از تک‌تک اجزای آن تمامی خواسته‌های زیبایی‌شناسی بیماران را برآورده نمایند.

در ترجمه این کتاب سعی بر این بوده که تمامی مطالب علمی به زبانی کاملاً ساده و روان و صد البته با حفظ چهارچوب‌های علمی نویسنده ارائه گردد و در جهت نیل به این هدف تلاش شده است تا حد امکان از به‌کارگیری مترادف های پارسی نامأنوس که بعضاً باعث سردرگمی خوانندگان می‌شود اجتناب نماییم.

در اینجا بر خود لازم می‌دانم که از زحمات بی‌دریغ و تلاش‌های کم‌نظیر تمامی پرسنل انتشارات شایان نمودار خصوصا جناب مهندس خزعلی مدیریت فرزانه و فهیم این مجموعه و سرکار خانم آقازاده و کلیه افرادی که اینجانب را در به ثمر رسیدن این کتاب یاری نموده‌اند کمال تشکر و قدردانی را داشته باشم.

در ادامه کتاب حاضر را به کلیه کادر درمان میهن عزیزمان و دانشگاهیان خصوصا اساتید، همکاران، دانش پژوهان و دانشجویان فعال در عرصه علم دندانپزشکی که در دوران پر رنج و درد پاندمی کرونا بدون هیچگونه چشم داشتی مشغول ارائه خدمات به هم میهنان گرامی بوده اند تقدیم می نمایم. باشد که هیچگاه چشمی گریان و چهره ای بدون لبخند نباشد.

امید است که مطالب حاضر مورد استفاده شما بزرگواران قرار گیرد. در خاتمه خواهشمندم که اینجانبان را از نظرات و انتقادات سودمند خود جهت بر طرف کردن کم و کاستی‌های احتمالی موجود در کتاب حاضر مطلع سازید.

عبدالعظیم حاتمی سعدآباد ـ عبداله ابراهیمی

زمستان ۱۴۰۰

سرسخن

در دو دهه گذشته به دلیل شناخت بیشتر یافته های علمی شاهد تغییر الگو در فلسفه دندانپزشکی هستیم. پیشرفت فرمول های مواد ترمیمی و تکنولوژی ادهزیو، باعث گسترش ابعاد درمان برای بیمار، تکنسین و دندانپزشک شده است. این پیشرفت ها شانس های زیادی را در انتخاب بیماران فراهم نموده است و راه حل های تیم درمانی در برخورد با چالش های ترمیم و زیبایی را افزایش داده است. همچنین این تغییرات تکنولوژی به دندانپزشک این اجازه را می دهد که بسیاری از چالش های ترمیمی و زیبایی را از طریق روش های ساده تر، محافظه کارانه تر و اقتصادی تر درمان نماید. این انقلاب در فلسفه و دانش منجر به تغییر در روند درمان دندانپزشکی معاصر شده است. زیبایی طبیعی گیج کننده است و مشاهده طبیعت این موضوع را ثابت می کند. اشکال و رنگ های بیشمار و ترکیبات مختلف آنها در طبیعت نامحدود است. مشاهده طلوع آفتاب با رنگ های متنوع و بیشمارش یادآور آن است که زبان از توصیف زیبایی و ماهیتی که طبیعت خلق می کند، قاصر است.

در دندانپزشکی زیبایی طبیعی، تعریف مشخصی ندارد بلکه به زیبایی، سلامت و هارمونی مرتبط است و ایجاد زیبایی طبیعی نیازمند احساس، تجربه قضاوت، مشاهده و ابتکار است. اکثر اوقات تفسیر و درک ما توسط تعاریف و تجارب محدود خودمان تحت تاثیر قرار می گیرد که باید به فطرت ذاتی خود برگردیم تا شاید سایه ای از ذات حقیقی زیبایی طبیعی را خلق کنیم. فرمول ها و اصول برای بهبود ترمیم ها ضروری هستند, اما آنها نمی توانند تنها چراغ راهنما باشند. همراه آنها یک تفکر آناتومیکال مورفولوژیک از خصوصیات هر دندان لازم است و این تفکر از مشاهده بسیار زیاد داخل دهان، دندان ها و دندان های کشیده شده به دست می آید. در کنار اینها شخصیت منحصر به فرد بیماران و اهمیت هویت آنها زیبایی طبیعی را مشخص می کند. هر بیمار مانند هر طلوع آفتاب همیشه خاص و هیجان انگیز است.

امیدوارم هر تکنسین و دندانپزشکی که این صفحات را میخواند هیجان و رضایتی را که من از تعقیب بهترین ها در حرفه دندانپزشکی تجربه کردم، درک نماید. اگرچه راه های مختلفی در بازسازی طبیعی دندان ها وجود دارد، این کتاب تمرکزش بر استفاده از کامپوزیت های فلو در ترمیم های زیبایی طبیعی می باشد.

از سفرها و دوره های مختلف عملی که دور دنیا برگزار کرده ام متوجه شدم که این روش ترمیمی اهمیت جهانی دارد. این روش راه حلی برای تمام ملاحظات ترمیمی نیست، اما می تواند راهی برای درک بهتر زیبایی طبیعی در کنار راه حلی برای بسیاری از چالش های ترمیمی و زیبایی باشد.

بسیاری از دندانپزشکان معتقدند مواد ترمیمی جایگزینی برای ساختار دندان می باشند و در ترمیم های کامپوزیتی اهمیت رنگ در لایت ها، خصوصیات اپتیکال نور، ضخامت مواد مختلف ترمیمی و تأثیر این ضخامت بر رنگ دندان ها و حتی تفاوت در ضریب شکست نور در مواد ترمیمی و ساختار دندان ها و تاثیر این دو بر هم، بر آنها پوشیده نیست.

با دانستن بیشتر خصوصیات رنگ، و بهبود درک و دیدگاه درونی خود از طریق مشاهده طبیعت است که می توانیم ترمیم های واقعی تر خلق نماییم. در آغاز میتوانیم با درک نقش مهم تکنسین ها و اطلاعاتی که نیاز دارند، تا زیبایی طبیعی را در کَست های گچی بدون چهره ایجاد نمایند، شروع کنیم و قدردان آنها باشیم.

در دوران حرفه ای دندانپزشکی خود، در لابراتوار و در کنار یونیت دندانپزشکی در مورد کامپوزیت ها تحقیق کرده ام و با دانشمندان، دندانپزشکان و تکنسین های زیادی از سراسر دنیا در جهت بهبود تکنیک ها و کامپوزیت های هیبرید مختلف در ایجاد زیبایی طبیعی همکاری نموده ام.

سال ها پیش با الهام از دکتر Vincenzo Musella و تکنیک لایه ای (layering) معکوس ایشان سفر خود را کامل آغاز نمودم. اگر چه فرمولاسیون ابتدایی این کامپوزیت ها نا امید کننده بود اما همزمان مطالعات دکتر ohn Powers John Burgess در زمینه نسل های جدید کامپوزیت های فلو یونیورسال امیدوار کننده بود.

نتایج بالینی این کتاب با تلاش من گردآوری شده است. پس از سه سال کار در مورد این کامپوزیت ها، این ترمیم ها را «تکنیک تزریق ترمیم های موقت « نام گذاشته بودم، اما پس از بحث با Powers و Burgess و در نظر گرفتن یافته های للابراتواری و

بالینـی آنهـا در مـورد کامپوزیـت هـای فلـو با درصدهـای بالای فیلر متوجه شـدم کـه این ترمیم‌هـا باید به عنوان بخشـی از تجهیـزات ثابت مطب‌هـای دندانپزشـکی در کارهـای روزانه در نظر گرفته شـوند.

هـدف از ایـن کتـاب فراهـم نمودن اطلاعاتی برای دندانپزشـکان و تکنسـین ها اسـت که قدرتشـان در مشـاهده، تصـور، ارزیابی، تصمیم گیـری و قـرار دادن کامپوزیـت هـای فلـو بهبـود یابـد. ایـن کتاب توضیحـات دقیق و جـز به جزئـی از تکنیک لیرینـگ موکوسِ قابـل تزریق ارائـه مـی دهـد، کـه ایـن روش می توانـد برای موارد زیر اسـتفاده شـود: ترمیم های موقـت، روکش های دندانپزشـکی کـودکان، ترمیم های خلفـی، تعمیـر روکـش هـای موقت، بازسـازی مجدد سـطوح ترمیم‌هـای کامپوزیتیِ قدیمـیِ موجود در دهـان و ایجاد ترمیم هـای موقت در فواصـل درمـان هـای مختلـف دندانپزشـکی؛ ماننـد درمـان افزایش طول تـاج، ایجاد پانتیک هـای تخم مرغـی و ایجاد فضای مناسـب لثه ای در اطـراف ایمپلنت در حین پروسـه درمـان ایمپلنت.

نتایـج فالـواپ در ایـن کتـاب نشـان مـی دهـد کـه نـه تنهـا ایـن مـواد و تکنیـک هـا در ایجـاد یـک نمـای طبیعـی نقـش دارنـد، بلکه کامپوزیـت هـای فلـو بـا درصـد بـالای فیلـر پیشـرفت مطلوبـی در دندانپزشـکی اسـتاندارد فراهـم نمـوده انـد.

ایـن کتـاب ارزیابـی دقیـق و علمـی از سـیر تحـول کامپوزیـت هـای فلـو و ایـده طراحـی باندینگ آنهـا را بیان مـی کند و همان روشـی اسـت کـه مـن در ترمیـم هـای خـود بـا اسـتفاده از تکنیـک قابـل تزریـق لیرینـگ معکـوس بـه کار می‌بـرم را توضیح مـی دهـد. همچنین توضیـح دقیقـی از طراحـی و انجـام آمـاده سـازی هـای ادهزیو بـه همراه تکنیـک های ترمیمـی، پروتکل هـای باندینـگ و روش های صیقل دهـی ارائه می شـود.

بـرای تأییـد ایـن روش هـا بـه یافتـه هـای علمی و تصاویر میکروسـکوپی ارجاع می شـود. بـه علاوه در فصـل دوم در مورد دسـتگاه های لایـت کیـور توسـط Richard Price توضیح دقیقی داده می شـود.

اهمیـت دانسـتن مکانیسـم ایـن دسـتگاه هـای لایـت کیـور بـرای انتخـاب و اسـتفاده مـورد بحـث قـرار می‌گیرد، چـرا که نقـش مهم و کاملـی در فلسـفه طراحـی سیسـتم هـای ادهزیـو جهـت رسـیدن به باندینـگ ایـده آل ایفا مـی کند.

بخـش اعظـم ایـن کتـاب اطلاعاتـی اسـت کـه در فصـول ابتدایـی بیـان شـده و از طریـق تصاویر کیس‌هـای مختلف بررسـی می شـود. آرزوی مـن ایـن اسـت کـه ایـن روش‌هـای للابراتـواری و بالینی، دیدگاه و چشـم انـداز دیگری برای دندانپزشـکان و تکنسـین هـا در تعقیب بهتریـن هـا در سـیر حرفـه ای آنها در دندانپزشـکی ترمیمی باشـد.

الهـام مـن بـرای نوشـتن ایـن کتاب و به اشـتراک گذاشـتن عکس های ایـن روش ها، همـکاران و دانشـجویان من در سراسـر دنیا بودند، کـه علاقه‌شـان را در طـول سـخنرانی هـا و برگـزاری دوره هـای مختلـف عملـی بیـان می کردنـد. گـردآوری این اطلاعـات بدون فـداکاری، مقاومـت و سـاعات طولانـی کار و سـخت کوشـی بـی وقفه دوسـت عزیـز و دسـتیارم Melissa Nix امکان پذیر نبود؛ کسـی کـه اعتماد به نفـس را القـاء مـی کـرد و پیوسـته حمایت در نوشـتن و سـازمان‌دهی ایـن اطلاعات فراهم مـی نمود.

توانایـی فـوق العـاده مـادرم در ترغیـب بیمـاران بـه بازگشـت برای عکـس های فالـواپ به همـراه حمایت زیادش و تهیه شـام بـرای تیم اجرایـی بـه مـا امـکان اتمـام این پـروژه را داد. به علاوه این پـروژه بدون فداکاری و سـازماندهی بی وقفـه و مقاومت و ابتکار تیـم Quintes-sence بـه اتمـام نمـی رسـید؛ و همچنین مایلم قدرشناسـی خـود را به تیمـم دکتـر John powers، دکتـر Jean-Francois Roulet، دکتـر Markus B.Blatz دکتـر Alejandro James، دکتـر Wesam Salha و تکنسـین هـا Jungo Endo Alex Schuerger، Victor Castro AugustBruguera و OlivierTric بـرای صبـوری شـان، تعهدشـان، کار تـا سـاعات نیمـه شـب بـرای تکمیـل ایـن تلاش، ابـراز نمایم.

از همـه مهـم تـر مایلـم از بیمارانم تشـکر کنم کـه بدون آنها این پـروژه امکان پذیـر نبود. اتفاقی مهـم در زندگی من اسـتادم Maestro Willi Geller اسـت، کـه دوسـتی و مکالمـات و بحـث هـای صبـح زود بـا او فهم و بصیـرت من را در دندانپزشـکی زیبایـی و مهمتر از همه، در زندگـی گسـترش داد. و البتـه بایـد از همکارانـم در Oral Design بـرای دوسـتی و برادریشـان تشـکر کنـم و در نهایت تشـکر ویژه من از آن خالـق اسـت کـه نشـانم داد دندان ها در دسـتان او آسـان هسـتند ولی بـرای من بسـیار پیچیده اند.

Douglas

فهرست مطالب

۱ سیر تکامل کامپوزیت‌های رزینی فلو

تاریخچه ۱۱
نسل جدید کامپوزیت‌های رزینی فلو ۱۲
انتخاب مواد ترمیمی ۱۲
پیشرفت‌های اخیر نانوتکنولوژی در کامپوزیت‌ها ۱۴
داده‌های تجربی ۱۴
نتیجه‌گیری ۲۱

۲ ایده طراحی ادهزیو

انتخاب ماده زیستی ۲۶
ملاحظات کلی جهت طراحی نحوه آماده سازی یک ترکیب ادهزیو ۲۹
آماده سازی دندان برای ترمیم بین تاجی ۲۹
آماده سازی دندان برای ترمیم خارج تاجی ۳۰
باندینگ ۳۱
آماده سازی شیمیایی دندان (Priming) و باندینگ (Binding) ۳۳
تنش‌های موجود در سطح تماس حد فاصل دندان‌های ترمیمی ۳۶
بررسی و نحوه استفاده از دستگاه لایت کیور ۳۷
تکنیک‌ها و روش‌های قراردهی کامپوزیت ۴۵
معیار بهبود باندینگ در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم ۴۵

۳ استفاده از کامپوزیت‌های فلو جهت انجام ترمیم‌های مستقیم ترمیم های کامپوزیتی قدامی و خلفی

ترمیم‌های کامپوزیتی قدامی و خلفی ۶۳
ترمیم کلاس I ۶۴
ترمیم کلاسII ۶۸
ترمیم کلاس III ۷۲
ترمیم کلاس IV ۷۵
ترمیم نقص لبه اینسیزال ۷۸

ماکت اولیه کامپوزیتی ۸۱
سیلانت‌ها و ترمیم‌های رزینی پیشگیرانه (PRR) ۸۳
سیلانت‌ها ۸۳
ترمیم‌های رزینی پیشگیرانه ۸۵
ساخت، اصلاح و بازسازی ترمیم‌های موقت ۸۶
ساخت ترمیم موقت ۸۷
تصحیح و ریلاین حباب‌ها یا نقایص موجود در روکش‌های موقت آکریلیک پیش از سمان کردن ۹۰
اسپلینت دندان با استفاده از کامپوزیت ۹۳
افزایش تطابق داخلی ۹۴
بازسازی داخل دهانی ترمیم‌های سرامیکی شکسته ۹۸
باند مجدد روکش تمام سرامیکی شکسته ۹۹
باند مجدد پروتز ثابت فلزی- سرامیکی شکسته ۱۰۳
تثبیت، استحکام و سیل کردن کلامپ رابردم ۱۰۶
باندینگ دستگاه‌های ارتودنسی ثابت ۱۰۸
باندینگ براکت‌های ارتودنسی ۱۰۸
باندینگ نگهدارنده لینگوالی ارتودنسی ۱۱۱
بر طرف کردن حساسیت ناحیه سرویکال دندان ۱۱۳
برطرف کردن حساسیت سرویکالی دندان پیش از بلیچینگ ۱۱۴
کاهش تنش در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم ۱۱۷
ایجاد استاپ عمودی جهت ثبت روابط آکلوزالی ۱۱۹
تعمیر دندان‌های دنچر ۱۲۰
سیل حفره دسترسی اندو ۱۲۱
تکنیک فوری سیل نمودن تاج ۱۲۴
اتصال مجدد قطعه شکسته شده دندان با استفاده از تکنیک ادهزیو: ترمیم بیولوژیکی ۱۲۸
کپی کردن و حفظ کانتورهای بافت نرم اطراف ایمپلنت ۱۳۴
ایجاد پانتیک بیضی شکل ۱۴۰
حفظ موقعیت جینجیوال پس از پیوند بافت همبند با استفاده از تکنیک تانلینگ و برجستگی‌های کامپوزیتی ۱۴۳
باندینگ ترمیم‌های غیرمستقیم با استفاده از کامپوزیت فلو گرمادیده ۱۴۷
باندینگ ونیرهای پرسلینی ۱۴۸
سمان کردن اینله ۱۵۲

۴ کاربرد بالینی تکنیک کامپوزیت رزین های تزریقی

ترمیم کامپوزیتی کلاس III ۱۶۹

ترمیم های کامپوزیت رزینی کلاس IV ۱۷۳

بکارگیری تکنیک لیرینگ هنگام استفاده از کامپوزیت‌های هیبریدی معمولی ۱۷۹

تکنیک لیرینگ تزریقی معکوس ۱۸۵

ترمیم‌های کامپوزیتی کلاس V ۱۹۱

ضایعات آکلوزالی ناشی از فشار بیو مکانیکی وارد آمده به دندان ۱۹۳

چسباندن نگهدارنده لینگوالی ارتودنسی ۱۹۶

مدیریت فضای ایجاد شده توسط درمان ارتودنسی ۲۰۰

تعمیر دندان شکسته دنچر ۲۰۵

جایگزین دندان از دست رفته دنچر ۲۰۹

ساخت یک الگوی اولیه کامپوزیتی فانکشنال و ترمیم نهایی ۲۱۲

بازسازی سایش آکلوزالی در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم کامپوزیتی ۲۱۵

ساخت الگوی اولیه قدامی ۲۱۷

ترمیم دندان‌های شیری قدامی به وسیله روکش‌های کامپوزیتی تزریقی ۲۲۴

ترمیم یک دندان شیری خلفی به وسیله روکش‌های کامپوزیتی تزریقی ۲۲۸

بازسازی عملکرد ۲۳۳

ساخت یک الگوی اولیه کامپوزیتی فانکشنال ۲۳۷

روکش مجدد با استفاده از کامپوزیت ۲۴۳

ونیرهای کامپوزیتی دندان های ناحیه قدامی مندیبل ۲۴۸

ترمیم شکل آناتومی ۲۵۳

تکنیک برش کامپوزیتی (cutback) ۲۵۸

ساخت پست و کور ۲۶۰

بازسازی عملکرد و ترمیم ساییدگی ناحیه اینسیزال ۲۶۶

تعیین موقعیت لبه اینسیزال پیش از افزایش طول تاج ۲۷۲

بریج متصل شونده با رزین (ترمیم غیرمستقیم) ۲۷۷

ایجاد شکل، کانتور و تعیین موقعیت لبه اینسیزال ۲۸۲

کامپوزیت‌های فلو

تاریخچه

سال ۱۹۹۶ سالی هیجان انگیزی در کل دنیا بود. صنایع Dow Jones به میانگین رکورد بالای ۶۰۰۰ دست یافت. جایزه نوبل شیمی برای کشف Fullerene، مولکولی که کاملا از کربن ساخته شده، به Robert F.curl Jr E.Smalley ، Pichard, Harold W. Kroto اهدا شد. شرکت جنرال موتور از اولین ماشین الکتریکی عصر مدرن رونمایی کرد. غواصان، بندر باستانی اسکندریه را کشف کردند. EBay شروع به کار کرد، دی وی دی ها بازار ژاپن را در دست گرفتند، Will Smith اجرای مبهوت کننده اش را در فیلم روز استقلال به نمایش گذاشت. David Bowie وارد سالن مشاهیر Rock & Roll شد و کامپوزیت های رزینی فلو تولید و به عنوان ماده زیستی ترمیمی انقلابی به دنیا معرفی شدند.

اگرچه اکثر مردم احتمالا کشف کامپوزیت های رزینی فلو را جزء کم اهمیت ترین رویدادها طبقه بندی می کنند، اما این رویداد مهم به طور چشمگیری دندانپزشکی ادهزیو را تحت تاثیر قرار داد.

تکامل دندانپزشکی ادهزیو توسط باندهای حاوی فیلر و سیلانت ها ما را به سمت کشف و توسعه کامپوزیت های فلو سوق داد. به هر حال این ماده زیستی از سال ۱۹۹۶ هویت خود را بدست آورده و تحت عنوان "کامپوزیت های فلو" مشهور شد.

فرمولاسیون نسل اول کامپوزیت های فلو جهت ساده تر کردن تکنیک قراردهی و همچنین گسترش کاربردهای کلینیکی کامپوزیت ها طراحی شد. در این کامپوزیت ها از ذرات فیلری استفاده شد که دارای ابعاد مشابه ذرات فیلر موجود در کامپوزیت های هیبریدی متداول بودند؛ در حالیکه میزان فیلر آن ها کاهش یافته و یا مونومرهای رقیق کننده شان افزایش یافته بود. بنابراین کامپوزیت های فلویی با تنوع گسترده، ویسکوزیتی، غلظت و کارایی متفاوتی در دسترس دندانپزشکان خِبره جهت مواجه با بسیاری از چالش های ترمیمی زیبایی به صورت روزمره قرار گرفت.

این ماده زیستی ها با طیف وسیع کاربرد توسط کارخانجات به بازار عرضه شدند. این کاربردها شامل: ترمیم های کامپوزیت خلفی و قدامی، ترمیم لبه های آمالگام، مواد حذف کننده آندرکات، بازسازی کامپوزیت های قدیمی، ساخت کور، ترمیم لبه های روکش، لاینرهای حفره، پیت و فیشور سیلانت، ترمیم پرسلن ها، ترمیم لبه اینسیزال دندان های قدامی، ترمیم های رزینی پیش گیرانه (PRR)، ترمیم های موقت، سمان کردن ونیرهای پرسلنی، ساخت ونیرهای کامپوزیتی، آماده سازی تونل (Tunnel) با استفاده از ماده زیستی ترمیمی، سمان کردن با استفاده از ترکیبات ادهزیو، بازسازی و ترمیم نقایص مینا، ترمیم حفراتی که با استفاده از تکنیک air abrasion آماده شده اند و ترمیم حباب های شکل گرفته در ترمیم های کامپوزیت قبلی می باشند. متأسفانه فرمولاسیون اولیه کامپوزیت های فلو در مقایسه با کامپوزیت های هیبریدی متداول از کارایی بالینی و خصوصیات مکانیکی ضعیف تری از قبیل استحکام خمشی و مقاومت سایشی ضعیف تری برخوردار می باشند.

در واقع خصوصیات مکانیکی و فیزیکی کامپوزیت ها با توجه به حجم فیلر افزوده شده بهبود می یابد. میزان فیلر موجود در نسل اولیه کامپوزیت های فلو از نظر وزنی به میزان ۲۰ تا ۲۵ درصد کمتر از کامپوزیت های متداول می باشد. بسیاری از خصوصیات مکانیکی فیلرها شامل استحکام فشاری یا سختی، استحکام خمشی، ضریب کشسانی، ضریب انبساط حرارتی، جذب آب و مقاومت به سایش به این فاز فیلر وابسته است. بر اساس گزارش ارائه شده Bayen و همکارانش کاهش محتوای فیلرهای موجود در نسل های اولیه کامپوزیت های دارای ویسکوزیتیِ کم، باعث شده که این کامپوزیت ها تقریبا از ۶۰ تا ۸۰ درصد خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌های هیبریدی متداول بهره مند باشند .

بر اساس گزارش یک مطالعه علمی ارائه شده در خصوص مقایسه میان کامپوزیت های فلو لایت کیور و انواع متداول کامپوزیت‌های یک برند تجاری، خصوصیات مکانیکی و ویژگی های بسیار متفاوتی در مورد هر یک از آن ها گزارش گردید. تلاش های اولیه جهت استفاده گسترده و گوناگون از کامپوزیت های دارای چنین فرمولاسیونی باعث بروز نقایصی گردید که منجر به بروز سردرگمی و عدم اطمینان از پیش بینی های بالینی و عملکرد حاصل از بکارگیری این ماده زیستی ها گردید. این نقایص باعث محدودیت استفاده گسترده از آن ها شد، که پیش از این توسط تولید کنندگان پیشنهاد شده بود.

دندانپزشکان دریافتند که نسل های اولیه کامپوزیت های فلو نمی توانند همانند کامپوزیت های متداول دارای درصد فیلر بالا عمل نمایند و جانشین خوبی برای آن محسوب نمی شوند.

نسل جدید کامپوزیت های فلو

از زمان شروع ارائه فرمول‌های اولیه، تعداد زیادی از کامپوزیت های فلو از طریق تحقیقات علمی به طور پیوسته مورد ارزیابی و بهبود قرار گرفته اند. نسل جدید کامپوزیت‌های فلو به عنوان جایگزینی برای کامپوزیت های هیبرید متداول مجددا طراحی و تولید شدند. پیدایش تکنولوژی جدید، توانایی دانشمندان، تولیدکنندگان و دندانپزشکان را جهت اندازه گیری موثرتر و تولید کامپوزیت‌های ایده ال تر ر افزایش می دهد.

با این حال، تحقیقات جهت پیدا کردن مواد ترمیمی ایده ال مشابه با ساختار دندان، که در برابر نیروهای جویدن مقاوم بوده و دارای خصوصیات مکانیکی و فیزیکی و ظاهری مشابه با مینا و عاج دندان طبیعی باشند، همچنان ادامه دارد. به همان میزان که خصوصیات مکانیکی این مواد ترمیمی مشابه مینا و عاج طبیعی باشد، طول عمر ترمیم نیز افزایش پیدا می کند.

یک ماده ترمیمی ایده ال می‌باید سه نیاز اصلی عملکرد، زیبایی و ماده زیستی را فراهم نماید. امروزه هیچ ماده ترمیمی نمی‌تواند تمام این نیازها را پوشش دهد اما بکارگیری نانوتکنولوژی در دندانپزشکی ممکن است راه حل هایی را برای پیش روی ما بگذارد.

انتخاب مواد ترمیمی

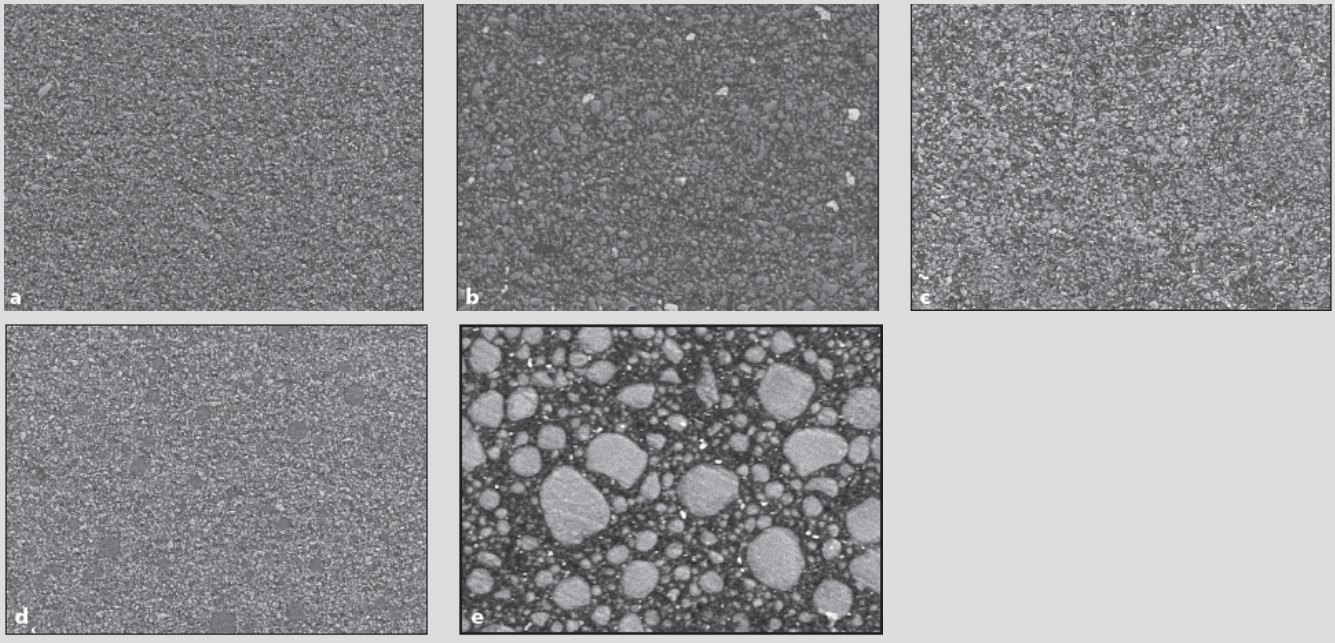
هنگام انتخاب مواد مناسب برای شرایط بالینی خاص، دندانپزشکان باید دو فاکتور مهم مواد شامل خصوصیات مکانیکی و زیبایی را برای موارد بکارگیری پیش بینی شده مد نظر قرار دهند. به علاوه، متغیرهای دیگری که از پتانسیل کافی برای تاثیرگذاری بر رفتار بالینی و عملکرد مواد برخوردارند، باید پیش از درمان ترمیمی مورد ملاحظه قرار گیرند. این متغیرها شامل تکنیک قراردهی، شکل حفره، پیش بینی محل قرارگیری لبه های ترمیم، شدت نور دستگاه لایت کیور، آناتومی و موقعیت دندان، آکلوژن، عادات دهانی بیمار و توانایی ایزوله کردن ناحیه می باشد. اما با توجه به این ملاحظات، این موضوع کاملا قابل درک است که دندانپزشکان در انتخاب مواد و تکنیک هایی که باعث بهبود ویژگی های مواد و حصول نتایج قابل پیش بینی در بلند مدت می شوند، تردید دارند.

مرور نیازهای زیبایی و مکانیکی جهت انتخاب سیستم های کامپوزیتی برای بکارگیری در شرایط بالینی خاص، ممکن است چشم اندازی را برای انتخاب و عملکرد مناسب در آینده فراهم نماید.

نیازهای زیبایی و مکانیکی

در تکنولوژی کامپوزیت ها، مقدار و اندازه ذرات، اطلاعات بسیار مهمی را در مورد چگونگی استفاده بهینه از مواد کامپوزیتی ارائه می نماید. به عبارت دیگر تغییر محتوی فیلر به عنوان چشمگیرترین پیشرفت در تحول اجزای کامپوزیت بود، زیرا که سایز فیلرها و نحوه پخش و کیفیت آنها به طور چشمگیری خصوصیات مکانیکی و موفقیت بالینی کامپوزیت ها را تحت تأثیر قرار می دهد.

به طور کلی بهبود خصوصیات فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت ها به میزان فیلرهای افزوده شده وابسته است. بسیاری از خصوصیات مکانیکی از جمله مقاومت فشاری یا سختی، مقاومت خمشی، مقاومت کششی، ضریب انبساط حرارتی، جذب آب و مقاومت به سایش به این جزء فیلری بستگی دارد.



شکل ۱-۱: این ریزنگاره‌های الکترونی به مقایسه سایز، شکل، جهت‌گیری، چگالی اجزاء فیلر موجود در دو سیستم اختصاصی کامپوزیت‌های هیبریدی متداول و فلو می‌پردازد:
(a) G-aenial Universal Flo (GC America); (b) G-aenial Flo (GC America); (c) G-aenial Sculpt (GC America); (d) Clear-fil Majesty ES Flow Low (Kuraray); (e) Filtek Supreme Ultra Low (3M ESPE)

ظاهر زیبای سطح یک ترمیم کامپوزیتی نیز به طور مستقیم متاثر از اندازه ذرات است. ترمیم های زیبایی، نیازمند زیست موادی است که دارای خواص نوری مشابه با ساختار دندان است. از آنجائیکه رزین کامپوزیت ها فاقدکریستال های هیدروکسی آپاتیت، رادهای مینایی و توبول های عاجی هستند، ترمیم های کامپوزیتی باید تصویری را بر اساس خاصیت انعکاس، شکست، پخش و جذب نور، ریزساختار های مینا و عاج دندان ها ایجاد نمایند.

بازآفرینی دوباره سطح آناتومیکی طبیعی دندان ها مستلزم نحوه قرارگیری مشابه عاج و مینا می باشد. فرمول های جدید کامپوزیت ها، دارای خواص نوری هستند که ساختار پلی کروماتیک دندان را به خوبی به نمایش می گذارد. به علاوه سایز فیلرها و نحوه توزیع آنها در کامپوزیت می تواند بر رنگ و زیبایی ترمیم از طریق پدیده double-layer effect که با عنوان chameleon efect یا blending effect نیز شناخته می شود، تأثیر مستقیم بگذارد. این مکانیسم در ارتباط با ساختار طبیعی دندان و مواد زیبایی بکار گرفته می شود. هنگامی که کامپوزیت در ترمیم استفاده می شود، و نور غیر متمرکز از طریق بافت سخت دندانی اطراف به داخل ترمیم وارد شده و سپس از سطح آن ساطع می شود، طیف رنگی آن با جذب رنگ از دندان ترمیم شده و دندان های مجاور اصلاح می شود. این تغییر رنگ به ضرایب جذب و پخش نور بافت های سخت دندان و ماده ترمیمی وابسته است و می تواند تطابق رنگ بی نظیری را که حاصل آمیختگی با رنگ دندان است را ایجاد نماید.

علاوه بر این، کیفیت سطحی ترمیم به ترکیب و خصوصیات فیلر کامپوزیت بستگی دارد. در فرمول های جدیدتر نانو کامپوزیت‌ها، اندازه، شکل، جهت قرارگیری و چگالی اجزای فیلر تغییر یافته تا نه تنها باعث بهبود خصوصیات فیزیکی و مکانیکی شود، بلکه خواص نوری آنها را نیز بهبود بخشد (شکل ۱-۱). سیستم های کامپوزیت یونیورسال امکان صیقل دهی بهتر را فراهم نموده و این خود می تواند تلفیق رنگ میان مواد و ساختار دندان را تحت تاثیر قرار دهد.

پیشرفت های اخیر نانوتکنولوژی در کامپوزیت ها

نانوتکنولـوژی یـا علـم نانـو بـه توسـعه و تحقیـق علوم کاربـردی در سـطح اتمی، مولکولـی یا ماکـرو مولکول اطلاق می شـود، کـه با نام مهندسـی مولکولـی هـم شـناخته می شـود. پیشـوند نانـو در واحد انـدازه گیری متـرادف با یک هـزار میلیونیم یـک واحد اسـت. اگرچه این واحـد انـدازه گیری بسـیار کوچک اسـت اما از پتانسـیل بسـیار زیـادی برخوردار می باشـد.

پیشـرفت هـای بسـیار چشـمگیری در دنیـای نانـو صـورت پذیرفتـه اسـت. ابعـاد کوچـک بـه موضـوع تحقیـق سـاخت موتورهـای نانو، روبـات هـای نانـو، مدارهـای نانـو و ذرات نانـو تبدیل شـده اسـت. پیشـرفت های اخیـر صورت گرفتـه جهـت بکارگیری این مقیـاس کوچک توسـط مهندسـین و دانشـمندان، نشـان دهنـده پتانسـیل کاربردی بـالای علم نانـو در تمامی زمینـه های اقتصاد شـامل مخابـرات، هوافضا، کامپیوترهـا، منسـوجات، امنیـت ملـی، میکـرو الکترونیـک، پزشـکی و دندانپزشـکی مـی باشـد. اسـتفاده از نانو تکنولـوژی در دندانپزشـکی ممکـن اسـت منجـر بـه تولیـد کامپوزیـت هایـی بـا ذرات بسـیار کوچک فیلر شـود کـه می تـوان آن ها را بـا غلظت بالاتـری تولیـد نمود، تا بـه گونـه ای در سیسـتم رزینـی پلیمریـزه شـوند، کـه دارای مولکـول های سـازگار بـا پلیمر باشـند و خصوصیـات منحصر به فـرد مکانیکی، فیزیکـی و نـوری را فراهـم نمایند.

بـه عـلاوه بهبـود نحـوه باند زیسـت مـواد ترمیمی بـه بافت سـخت معدنی دندان، یـک عامـل بنیادین جهـت افزایش مقاومـت مکانیکی، تطابـق بهتـر مارجینـال و سـیل ترمیـم هـای بانـد شـونده و همچنیـن افزایش طول عمـر ترمیم و میـزان اطمینان بـه آن می شـود. در حال حاضـر انـدازه ذرات اکثـر کامپوزیـت هـای معمولـی تـا حـدی بـا اندازه سـاختار کریسـتال هـای هیدروکسـی آپاتیـت، توبول هـای عاجی و رادهـای مینایـی متفـاوت اسـت، و باعـث بـه خطر انداختن نحـوه اتصال میـان مواد ترمیمـی ماکروسـکوپی (۴۰ نانومتر تـا ۰/۷ میکرومتر) و سـاختارهای میکروسـکوپی دندانـی (۱تا۱۰ نانومتر) می شـود.

بـا ایـن حـال، نانوتکنولـوژی پتانسـیل لازم جهـت بهبود تداوم پیونـد موجود میان سـاختار دنـدان و ذرات نانو فیلر و همچنیـن از قدرت لازم جهـت فراهـم نمـودن اسـتحکام بیشـتر و طبیعی تر، میان بافت سـخت معدنی شـده دندان و زیسـت مواد پیشـرفته ترمیمـی را دارد.

داده‌های تجربی

کامپوزیـت هـای فلـو از آغـاز پیدایـش طـی مطالعـات متعـددی مـورد ارزیابی قـرار گرفتـه اند. برخـی مطالعات اخیر نشـان مـی دهند کـه عملکـرد بالینـی کامپوزیـت هـای فلویـی کـه بـه صـورت اختصاصی مـورد آزمایش قـرار گرفتـه اند مشـابه و یـا بهتـر از کامپوزیت های یونیورسـال مـی باشـد. Attar و همکارانـش نشـان دادنـد کـه کامپوزیـت هـای فلـو دارای طیـف وسـیعی از خـواص مکانیکـی و فیزیکـی هسـتند. بـر اسـاس مطالعاتـی کـه اخیـرا توسـط Gallo و همکارانـش بـر روی کامپوزیت های فلو خاص انجام شـده اسـت، پیشـنهاد شـده کـه اسـتفاده از ایـن نـوع کامپوزیـت هـا بایـد بـه مـوارد ترمیمی کوچک یا متوسـطی کـه پهنای ایسـموس درآن ها مسـاوی و یـا کوچک تر از یـک چهـارم فاصلـه بیـن کاسـپی اسـت، محدود گردد. ایـن در حالیسـت کـه Torres و همکارانش گزارش نمـوده اند که پس از گذشـت دو سـال از ارائـه خدمـات بالینـی هیـچ تفاوت معنـا داری میان ترمیـم های کلاس II انجام شـده با اسـتفاده از نانو کامپوزیـت های معمولی (VOCO) GrandioSO در مقایسـه بـا ترمیـم هـای انجـام شـده بـا اسـتفاده ازکامپوزیـت های نانـو هیبرید فلـو دارای محتـوی فیلر بالا (VOCO) GrandioSOمشـاهده نشـده است.

مطالعـه انجـام شـده توسـط Karaman و همکارانـش نیـز حاکـی از آن اسـت که عملکـرد بالینـی در بازه زمانـی ۲۴ ماه پـس از انجام ترمیـم ضایعـات بـدون پوسـیدگی ناحیه سـرویکال با اسـتفاده ازکامپوزیـت نانو معمولـی (Grandio,VOCO) در مقایسـه بـا ترمیم هایی کـه بـا اسـتفاده از کامپوزیت فلـو (Grandio Flow, VOCO) کاملا مشـابه می باشـد.

در مطالعـه جدیـدی کـه توسـط Sumino و همکارانـش انجـام پذیرفـت، نشـان داده شـده اسـت کـه کامپوزیت‌هـای فلـو G-aenial Flo,G-aenial Universal Flo, Clearfil Majesty Flow (Kuraray نسبت به کامپوزیت‌های معمولی مشابه, Kalore (GC America) Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray) به صورت قابل ملاحظه‌ای از مقاومت خمشـی و ضریب کشسـانی بیشـتری برخوردار می‌باشـند.

- اندازه و تعداد ترمیم ها
- نقص های ساختاری (شکستگی های ناقص، ضایعات erosionو ضایعات abrasion)
- عملکردهای محافظتی درون قوسی و بیرون قوسی
- آناتومی دندان و مقاومت آن ها
- آکلوژن
- زیباشناسی
- عادات بد بیمار (جویدن ناخن)
- پارافانکشن های آکلوزالی (دندان قروچه، فشار دادن دندان ها به یکدیگر)
- ایزوله کردن محیط جراحی

به علاوه، بررسی دقیق اندازه، تعداد و نحوه توزیع ذرات فیلر اطلاعات مهمی را در مورد بهترین روش استفاده از مواد کامپوزیتی در اختیار ما قرار می دهد. مهم ترین پیشرفت حاصله در زمینه تکامل کامپوزیت ها شامل تغییر محتویات فیلر آن ها می باشد.

به طور کلی خواص فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت با توجه به میزان فیلر افزوده شده به آن ها بهبود می یابد. بسیاری از خواص کامپوزیت ها به ترکیب و نوع فیلر بستگی دارد. این خواص شامل مقاومت فشاری، سختی، مقاومت خمشی، مقاومت کششی، ضریب کشسانی، ضریب انبساط حرارتی، میزان جذب آب و مقاومت به سایش می باشد. جهت انجام ترمیم های خلفی به کامپوزیت‌های دارای درصد فیلر بالا نیاز می باشد، تا امکان شکل دهی مناسب، مقاومت نسبت به شکست، ثبات رنگ، سختی قابل قبول و رادیواپسیته را فراهم کند؛ در حالیکه قابلیت صیقل پذیری کامپوزیت را افزایش داده و باعث حفظ صافی سطح آن در طول زمان می شود.

اکثر کامپوزیت های هیبریدی امروزی (مانند میکروهیبریدها و نانو هیبریدها) تمام این خواص را دارا می باشند. طراحی خاص حفره، نوع کامپوزیت مورد نظر جهت ترمیم حفره را مشخص می نماید. یک فاکتور مهم بالینی در ارتباط با انقباض پلیمریزاسیونی (Configuration factor) C- factor می باشد.

C-factor نقش مهمی را در میزان بزرگی تنش ناشی از انقباض پلیمریزاسیون ایفا می نماید. C-factor نسبت سطوح آماده سازی باند شده به سطوح باند نشده در ترمیم می باشد و هر چه قدر میزان آن بیشتر باشد پتانسیل تنش داخلی و شکست باند بیشتر خواهد بود.

هنگامیکه در ترمیم های مستقیم تاجی نسبت سطوح باند شده به سطوح باند نشده افزایش می یابد، (C-factor بالا) بیشترین میزان تنش داخلی ایجاد می شود. بنابراین در این موارد باید از مواد دارای تنش انقباضی کمتر استفاده نمود (کامپوزیت های Low-shrinkage).

از آنجایی که پوسیدگی‌های کلاس I دارای بیشترین میزان C-factor می‌باشند (برای مثال کلاس I: ۵/۱ و کلاس II: ۴/۲) در نتیجه بیشترین میزان تنش داخلی در آنها بوجود می آید. این نوع ترمیم ها نقش اساسی در پیشرفت تحقیقات و بهبود استراتژی‌های باندینگ ما ایفا می‌نمایند.

انتخاب مواد، نوع طراحی حفره دندان را مشخص می نماید

خاصیت چسبندگی کامپوزیت ها با فرمولاسیون های جدیدتر، امکان آماده سازی محافظه کارانه تر دندان ها را فراهم نموده و باعث بهبود خواص فیزیکی، مکانیکی و نوری کامپوزیت ها می شود به گونه ای که کاملا مشابه ساختار طبیعی دندان ها باشند.

بنابراین جهت جبران مقاومت ترمیم نسبت به شکستگی، نیازی به افزایش حجم ماده ترمیمی در سطح تماس ترمیم از طریق آماده سازی دندان نمی باشد. علاوه بر این بازسازی دندان های طبیعی با استفاده از کامپوزیت های باند شونده، باعث تقویت ترمیم دندان شده و در نتیجه منجر به افزایش میزان یکپارچگی ساختار می شود. در حالیکه که باعث کاهش و پراکنده شدن نیرو های عملکردی در طول کل سطح تماس ترمیمی می گردد. فرآیند باندینگ مواد کامپوزیتی به عاج و مینا، یکپارچگی و استحکام را برای کمپلکس ترمیم به ارمغان می آورد.

ملاحظات کلی جهت طراحی حفره دندان برای ترمیم های کامپوزیتی

جهت انجام ترمیم های کامپوزیتی از طرح های آماده سازی حفره های ادهزیوی استفاده می شود که نیازی به هیچگونه شکل هندسی خاصی ندارند. در طراحی مدرن آماده سازی حفره ادهزیو از رویکردی بیولوژیک استفاده می شود که امکان مهار ترمیم را از طریق باندینگ فراهم می کند. بنابراین باعث تقویت و افزایش میزان استحکام ساختار دندان می شود. اگرچه در سیستم های ترمیم مستقیم بدون فلز از طراحی حفره ادهزیو بسیار محافظه کارانه استفاده می شود. با این حال به تکنیک باندینگ بهتری نیاز است.

برای افزایش میزان موفقیت ترمیم های کامپوزیتی باید نوع دندان (مولر یا پره مولر)، موقعیت آن در فک، اندازه و نوع ضایعه پوسیدگی مورد توجه قرار گیرد. سایر ملاحظاتی که باید مد نظر قرار گیرند شامل: درمان دندان پوسیده یا غیر پوسیده ترمیم نشده یا جایگزینی ترمیم می باشد.

دندانپزشکان باید روابط میان عملکرد آکلوزالی و مرزهای حفره ترمیم را بررسی نمایند تا نقاط استاپ مرکزی (centric stops) را بر روی ترمیم یا فراتر از آن قرار دهند.

ملاحظات نهایی باید به تکنیک ترمیمی (مستقیم، مستقیم / غیر مستقیم، غیر مستقیم)، کیفیت و کمیت ساختار باقی مانده دندان و نیروهای مکانیکی که بر آن وارد می شود، وجود نقایص و مؤلفه های گسترش حفره در ناحیه زیبایی اختصاص یابد.

اگرچه بسیاری از اصول اساسی طراحی حفره برای انواع مختلف مواد چسبنده مشابه است، با این حال پارامترهای آماده سازی باید برای دو گروه ترمیم های داخل تاجی و خارج تاجی کامپوزیتی، ارائه گردد. دستورالعمل های مربوط به آماده سازی دندان ها که در ادامه بیان خواهد شد باید در مورد ترمیم های کامپوزیتی اولیه و جایگزین شونده در هر گروه ترمیم داخل یا خارج دهانی به مورد اجرا گذاشته شود.

آماده سازی دندان برای ترمیم های داخل تاجی

طرح های آماده سازی در طول زمان برای مطابقت با انواع مختلف مواد ترمیمی در دسترس به طور قابل ملاحظه ای تغییر پیدا کرده اند. طرح های متفاوت آماده سازی حفره دندان در طی آزمایش های بالینی مورد بررسی قرار گرفته و جهت بهبود خواص فیزیکی دندان ترمیم شده شامل لبه های نازک شده (feather-edge)، آماده سازی چمفر لاین، butt joint ها و بول ها پیشنهاد شده اند.

اگر چه بسیاری از فاکتورها (مانند آکلوژن، آناتومی دندان، ابعاد نهایی ترمیم و اندازه ضایعه) در طراحی حفره ترمیم کامپوزیتی داخل تاجی نقش دارند، اما آن چیزی که مهم ترین نقش را در طراحی حفره ایفا می نماید، انقباض ناشی از پلیمریزاسیون می باشد. اگرچه پلیمریزاسیون مسئول این رخ داد است با این حال دندانپزشکان آن را به تنش ناشی از انقباض پلیمریزاسیونی نسبت می‌دهند .

بنابراین ترمیم های کامپوزیتی داخل تاجی از C-factor بالاتر (برای مثال کلاس I: ۵/۱ و کلاس II: ۴/۲) و تنش های داخلی بیشتری نسبت به ترمیم های کامپوزیتی خارج تاجی برخوردار می باشند. طراحی کلی جهت آماده سازی حفره کامپوزیتی می تواند باعث کاهش انقباض پلیمریزاسیونی شود.

Carvalho و همکارانش گزارش کردند که طراحی حفره می تواند میزان تنش ناشی از انقباض پلیمریزاسیونی کامپوزیت در حال کیور را مدیریت نماید. فاکتورهای آماده سازی که باید مورد ملاحظه قرار گیرد تا به کاهش تأثیرات ناخوشایند انقباض پلیمریزاسیون کمک نمایند شامل: لاین انگِل های داخلی گرد، لبه های چمفر لاین و نحوه قراردهی مناسب بول می باشد. این طراحی ها منجر به کاهش تنش ناشی از انقباض پلیمریزاسیون در ناحیه حد فاصل میان ترمیم و دندان می شوند.

ترمیم های کامپوزیتی در دندان های قدامی و خلفی با استفاده از تکنیک های مستقیم، نیمه مستقیم و غیر مستقیم قرار داده می شوند. فرآیند آماده سازی حفره برای ترمیم کامپوزیتی مستقیم، به ساختار مینا و عاج پوسیده محدود می شود. فرآیند آماده سازی حفره، مسیری را جهت دسترسی به عاج و حذف ساختار های دندانی تغییر رنگ داده، ناشی از ترمیم آمالگام و همچنین ساخت حفره با شکل مناسب جهت جایگذاری ماتریکس و مواد ترمیمی فراهم می نماید.

از آنجایی که خاصیت ساییدگی ترمیم، تابع مستقیم ابعاد آن می باشد، پس باید عرض حفره آماده سازی شده تا حد امکان کم باشد. علاوه بر این افزایش عرض باکو-لینگوال حفره آماده سازی شده باعث جابجایی لبه های حفره به سمت نواحی مرکزی تحت فشارهای آکلوزالی می شود. برای آماده سازی حفره کلاس IIعلاوه بر ابعاد باکس پروگزیمال، عمق کف جینجیوال نیز باید به حداقل میزان ممکن کاهش یابد.

در رابطه با کامپوزیت ها، عمق حفره نباید بیشتر از ناحیه پوسیدگی طراحی شود. هر چقدر عمق باکس پروگزیمالی بیشتر باشد مقدار لبه جینجیوال مینای باقی مانده جهت باند کامپوزیت کمتر می شود. برای تطابق بهتر کامپوزیت باید تمام لاین انگل های داخلی گرد شده و تمام دیوار های حفره صاف شوند. جهت دست یابی به این چنین طراحی از فرز معمولی روند (round- end)

استفاده می‌شود. حفرات آکلوزالی و پروگزیمالی دارای ابعاد متوسط و بزرگ در ترمیم های مستقیم کامپوزیتی نسبت به کامپوزیت‌های للابراتواری و اینله های پرسلنی، محافظه کارانه تر طراحی می شود؛ چرا که نیازی به برداشت نواحی آندرکات جهت دستیابی به مسیر ورود مناسب و تطابق با دیواره های حفره نمی باشد. از سوی دیگر تکنیک قراردهی مستقیم کامپوزیت می تواند با کمترین میزان آماده سازی مورد استفاده قرار گیرد. زیرا که از آندرکات ها و سطوح ناصاف برای افزایش سطح باندینگ استفاده می شود. حفظ عاج و تقویت ساختار دندان با کامپوزیت، احتمال شکستن دندان در حین جویدن و یا حوادث تروماتیک را کاهش می‌دهد.

علاوه بر این در لبه های آکلوزال دیواره های حفره دندانی نباید بول ایجاد شود. بول به صورت خودکار باعث افزایش عرض حفره آماده سازی شده و به نوبه خود پتانسیل درگیر شدن نواحی مرکزی ترمیم را افزایش می دهد. افزایش عرض حفره همچنین سایش ترمیم های کامپوزیتی را تسریع می نماید.

با گسترش حفره آماده سازی شده به سمت سطوح باکال و لینگوال نیاز به ایجاد بول در امتداد لبه های آکلوزال مناسب می‌نماید. ایجاد بول در این نواحی باعث می گردد که ترمیم باند شونده میزان مقاومت دندان نسبت به شکستگی را فزایش دهد.

آماده سازی دندان برای ترمیم های خارج تاجی

آماده سازی حفره دندان برای ترمیم های خارج تاجی کامپوزیتی کلید اصلی موفقیت بالینی است. تکامل روند طراحی حفره برای این نوع ترمیم‌ها همراه با پیشرفت مواد جدید ادامه می یابد. انتخاب مواد ترمیمی، طراحی حفره و چندین پارامتر منحصر به فرد، آماده سازی متعلق به مواد مختلف (مانند کامپوزیت های معمولی و فلو) و تکنیک های مختلف (مانند تزریقی یا مستقیم) را تحت تأثیر قرار می‌دهد. تکنیک‌های قدیمی طراحی حفره مورد استفاده برای ترمیم‌های خارج تاجی، باعث ارتقاء میزان محافظت از مینا نمی شود.

جهت آماده سازی طرح های استاندارد، با توجه به ابعاد سطوح دندان موجود، استفاده از فرزهای الماسی (Depth-reduction) توصیه می شود. در مفهوم مدرن ترمیم، جهت آماده سازی خارج تاجی ترمیم های کامپوزیتی (مانند روکش ها و ونیرها) به دو فاکتور مهم زیر جهت موفقیت ترمیم نیاز می باشد: ۱- آگاهی کامل از آناتومی دندان و ۲- پیش بینی ابعاد نهایی ترمیم. این فاکتورها باید پیش از اجرای هر گونه تغییرات مکانیکی بر روی دندان مد نظر قرار گیرد.

اولین ملاحظه - آگاهی کامل از آناتومی دندان - دیدگاه منطقی را جهت آماده سازی دندان فراهم می نماید. قضاوت بالینی، با شناخت کامل آناتومی هر دندان بهبود می یابد. هر دندان بر اساس ضخامت عاج و مینا، اندازه و موقعیت پالپ، جهت رادهای مینایی و ارتباط با پریودنشیم پیرامونش دارای ساختاری منحصر به فرد می باشد. با استفاده از این اطلاعات، روند طراحی حفره برای هر مورد بالینی خاص و هر دندان به صورت اختصاصی انجام پذیرفته و باعث بهبود نتایج حاصله می شود.

دومین ملاحظه - پیش بینی ابعاد نهایی ترمیم - از تراش اضافی ساختار دندان جلوگیری می کند. میزان تراش دندان نباید بر اساس سطوح موجود دندان بلکه بر اساس کانتورهای پیش بینی شده ترمیمی انجام پذیرد. در صورت اصلاح کانتور، شکل و سایز دندان ها، و استفاده از وکس آپ تشخیصی ضروری است. از روی این وکس آپ، قالب های سیلیکونی یا آکریلی تهیه می شود که می‌تواند اطلاعات مورد نیاز در خصوص ابعاد حفره مد نظر را، پیش از شروع فرآیند ترمیم در اختیار ما بگذارد. این تکنیک تشخیصی یک نگرش محافظه کارانه تر در خصوص نحوه آماده سازی دندان را به ما ارائه می دهد.

دستورالعمل های آماده سازی خارج تاجی زیر باید در مورد ونیرهای کامپوزیتی و روکش هایی کامل مد نظر قرار گیرد. روش آماده سازی ونیر طی روند تکامل خود تغییرات و پیشرفت های متعددی را تجربه نموده است. طراحی حفره دندانی می تواند تحت تاثیر فاکتورهایی نظیر سایز دندان، موقعیت و جهت آن در قوس فکی، آناتومی دندان، عملکرد های آکلوزالی، نیروهای مکانیکی، کیفیت و کمیت ساختار باقی مانده دندان، پارامترهای گسترش حفره به ناحیه زیبایی و پیش بینی ابعاد نهایی ترمیم قرار گیرد. با توجه به این ملاحظات بالینی، اصلاحات صورت پذیرفته در طراحی حفره می تواند شامل لبه اینسیزالی نازک، قوس اینترپروگزیمال، همپوشانی اینسیزالی، بول اینسیزالی و آماده سازی داخل مینایی یا پنجره (Window) باشد. در واقع اگر نیاز به آماده سازی باشد، مینا باید به صورت محافظه کارانه و داخل مینایی آماده سازی شده، و لبه های جینجیوال باید به صورت چمفر لاین داخل مینایی آماده سازی شود.

تراش سطح فاسیال و جینجیوال دندان باید در داخل مینا انجام پذیرفته و مقدار آن باید بر اساس ضخامت مینا، موقعیت خاص آن بر روی هر دندان، پیش بینی ابعاد نهایی ترمیم و رنگ دندان تعیین گردد. فینیشینگ لاین در ناحیه پروگزیمال باید با استفاده از روش معمول و یا اسلایس بر اساس نیازهای زیبایی آماده سازی شود. اگر نیاز به تراش اینسیزال باشد، یک چمفر لاین و یا یک لبه مقعر بات (Concave Butt) در سطح لینگوال ایجاد می شود.

به منظور بهبود تطابق کامپوزیت ها تمامی زاویه ها و گوشه ها باید صاف و لاین انگل ها باید گرد شوند. علاوه بر این تنها در صورتی مجاز به تراش ساختار سالم دندان هستیم که نیاز به گسترش حدود حفره به نقاطی در محدوده و یا فرا سوی استپ های عملکردی آکلوزالی از پیش تعیین شده باشد.

آماده سازی روکش کامل نیز بر اساس تمامی فاکتور های فوق الذکر انجام می پذیرد. به طور کلی در هنگام آماده سازی دندان‌های بدون تغییر رنگ، نیازی به گسترش عمیق به ناحیه سالکوس لثه وجود ندارد و بای‌د در ناحیه لبه لثه آزاد و یا کمی پایین‌تر (۰/۵ میلی‌متر) از لبه لثه قرار گیرد.

میزان کانتور حفره آماده سازی شده باید با کانتورهای روکش نهایی یا دندان های طبیعی مطابقت داشته باشد. بنابراین نیاز به ایجاد همگرایی دو طرفه و یا تیپر دو بعدی (biplanar) در سطح لیبیال دندان می باشد. میزان تراش آکلوزال و اینسیزال باید ۱/۵ تا ۲ میلی متر و میزان تراش سطح فاسیال و لینگوال ۱ تا ۱/۵ میلی متر همراه با ایجاد یک چمفر لاین پیرامونی و یا یک شولدر بدون بول باشد.

با این حال تراش ناحیه پروگزیمال به خصوصیات مورفولوژیکی هر دندان وابسته است. البته جینجیوال یا به صورت چمفر لاین داری زاویه ۱۳۵درجه و یا به صورت شولدر با زاویه ۹۰ درجه ایجاد می شود.

تمام لاین انگل های موقت بین سطوح آماده سازی شده به استثناء لبه جینجیوال باید صاف و گرد باشند.

باندینگ

یکی از جزای مهم دیگر مفهوم طرحی ادهزیو، باندینگ می باشد. کلمه Adhesion از ریشه دو کلمه لاتین Ad و Hes به معنی «به» و «اتصال» مشتق شده است. همانطورکه جاذبه مولکولی به عنوان جاذبه مولکولی شکل گرفته میان سطوح اجسام در تماس با یکدیگر تعریف می شود، Adhesion زمانی اتفاق می افتد که مولکول های نامتشابه جذب یکدیگر شوند. در مقابل Cohesion زمانی اتفاق می افتد که مولکول های مشابه جذب یکدیگر شوند.

Adhesive اغلب یک مایع با غلظت بالا است که شامل لایه ای می باشد که دو سطح را به یکدیگر متصل می کند و سخت می شود. Adherend ماده یا ساختار اولیه ای است که باند بر روی آن قرار داده می شود. در دندانپزشکی یک سیلانت سطحی به عنوان یک ماده اتصال دهنده یک طرفه شناخته می شود، زیرا فقط یک سطح اتصال وجود دارد. Adhesion یا باندینگ به مفهوم ایجاد یک محل اتصال ادهزیو می باشد که به صورت سنتی شامل دو سطح چسبنده است. این دو سطح به گونه ای به هم متصل شده اند که باعث شده دو سطح اتصال، خود به عنوان بخشی از اتصال ادهزیو محسوب شوند.

اگرچه اغلب اتصالات ادهزیو تنها شامل دو سطح تماس می باشند. با این حال ترمیم های کامپوزیتی باند شونده به عنوان گونه پیچیده تری از این نوع اتصالات ادهزیو می باشد. خصوصیات فیزیکی و شیمیایی باندها مهم ترین نقش را در عملکرد اتصالات چسبنده ایفا می نمایند، زیرا باعث حفظ اتصال یکپارچه می شوند. به منظور حصول اطمینان از کارایی کافی اتصال ادهزیو نیاز است در مورد انواع Adherend (کامپوزیت ها یا سرامیک ها) و ماهیت و ترمیم اولیه سطوح یا Primer دانش و تجربه کافی داشته باشیم. باند و سطوح باند شونده، همگی بر میزان مقاومت ساختار باند شونده تأثیر می گذارند. خصوصیات مکانیکی ساختار باند شونده تحت تأثیر جزئیات طراحی اتصال و روش انتقال نیروها از یک سطح باند شونده به دیگری می باشد. انرژی ویژه اتصال با توجه به خصوصیات مکانیکی، فیزیکی و شیمیایی لایه های متصل شونده تعریف می شود و باند توانایی تشکیل اتصال و میزان مقاومت آن نسبت به شکست را تعیین می نماید. دست یابی به چنین تماس مولکولی سطحی، اولین قدم ضروری در راه رسیدن به اتصال چسبنده با ثبات و مستحکم می باشد.

اصل اساسی جهت شکل گیری یک اتصال ادهزیو مطلوب شامل توانایی باند جهت پخش شدن بر روی سطوح متصل شونده و مرطوب نمودن آنها می باشد. معمولا خاصیت خیس کنندگی مطلوب در مواردی قابل مشاهده است که انرژی سطحی بالایی را از خود نشان دهند. باند باید دارای ویسکوزیته کمی باشد، تا زاویه تماس سطحی کمتری را ایجاد نموده و توانایی خیس کنندگی خود را افزایش دهد.

هنگامی که خیس شدن سطحی حاصل گردید، نیروهای اتصال دهنده داخلی در سطح تماس از طریق یکی و یا مجموعه ای از مکانیسم‌های در هم قفل شونده مکانیکی (Mechanical Interlocking)، جذب (Adsorption) و یا انتشار (Diffusion) به وجود می آید.

در هم قفل شدن مکانیکی زمانی بوجود می آید که باند به درون فرورفتگی ها نفوذ پیدا نموده و یا برجستگی های موجود بر روی سطح چسبنده را می پوشاند.

در فرآیند جذب (Adsorption) مولکول های باند، جذب سطح جامد شده و به آن متصل می شوند. این روند ممکن است شامل شکل گیری باند شیمیایی بین رزین (باند) و عناصر معدنی و غیر معدنی سطح دندان (Aadherend) باشد. فرآیند انتشار (Diffusion) شامل باندینگ شیمیایی یا مکانیکی مولکول های پلیمر (رزین) و رسوب آن بر روی سطوح دندان (Adherend) می باشد. در اکثر مواقع بیش از یکی از مکانیسم های بالا در دست یابی به سطح مطلوبی از چسبندگی میان باند و سطوح باندینگ مختلف نقش دارند.

بـر ایـن دندانپزشـک بایـد از خصوصیـات فیزیولوژیکی، بافت شناسـی و مورفولوژیکی سـطوح (مینا و عاج) آگاهی داشـته و از اسـتراتژی لازم جهـت ایجـاد تغییـرات زیسـتی به منظور دسـت یابی بـه اتصال بهینه اطلاع داشـته باشـند.

آماده سازی شیمیایی دندان (Priming) و باندینگ (Adhesion)

آمـاده سـازی شـیمیایی مینـا و عـاج دنـدان بـا اسـتفاده از اسـیدهای بافـر شـده باعـث تسـهیل نفـوذ رزین هـا بـه درون بافـت دندانی می‌شـود. ایـن یـک روش بالینـی اسـتاندارد می باشـدکه از سـال ۱۹۶۰ در دندانپزشـکی ادهزیو مورد اسـتفاده قرار می گیرد. اسـید می‌تواند لایـه اسـمیر را بـه صـورت کامل یا بـه صـورت جزئی حـذف نماید.

حـذف لایـه اسـمیر باعـث افزایش انرژی سـطحی بافـت و کاهش محتـوای معدنی بافت دندان شـده و نواحـی نگهدارنده بسـیار کوچکی (Micro Retentive) را ایجـاد نمایـد؛ کـه متعاقبـا توسـط پرایمر و رزینِ باند شـونده تحت نفـوذ قرار گیرد.

مکانیسـم اتصـال بـه مینـا و عاج دندان مشـابه می باشـد و شـامل گیـر افتـادن میکرومکانیکـی مونومرها درون منافذ بسـیار ریـز مینای دنـدان و یـا فضاهـای بیـن فیبریلـی کلاژن ها حاصـل از انحلال اسـیدی بافـت های معدنی می باشـد.

هنـگام ارزیابـی میـزان موفقیـت ترمیـم هـا، یکپارچگـی لبـه های حاصـل از این فرآینـد به عنـوان یک اولویـت در نظر گرفته می شـود، چـرا کـه بـی عیـب و نقـص میـان دندان و ترمیـم برای جلوگیـری از نفوذ باکتـری ها و برقـراری تعـادل هیدرومکانیکی در سـطح تماس حد فاصـل مجموعـه پالـپ و دندان ضروری می باشـد.

فرآیند اسـید اچ سـطح مینای دندان به یک روش اسـتاندارد مورد اسـتفاده در سـطح تماس حد فاصل رزین باند شـونده تبدیل شـده اسـت. زیرا این روش نشـان داده اسـت که از توانایی لازم جهت ایجاد یک باند میکرومکانیکی مؤثر و پایدار به میزان ۲۰ مگاپاسـکال یا بیشـتر بین مینای دندان و رزین را دارا می باشـد. فرآیند اسـید اچ با بهره گیری از اسـید فسـفریک ۳۰ تا ۴۰ درصد، سـطح ایده آلی برای باند با مینای دندان را فراهم می نماید.

جهت باند موفق با عاج ممکن است از یکی از دو پروتکل متفاوت باندینگ استفاده شود.

بـر اسـاس پروتـکل توتـال اچ (اچ کـردن و شستشـوی سـطح) نیـاز اسـت که از اسـید بـرای دکلسیفیکاسـیون لایه سـطحی عـاج دندان اسـتفاده نماییـم. ایـن اسـید لایه اسـمیر را حذف و توبول های عاجـی را باز نموده، نفوذپذیـری عاج را افزایش داده و باعث دکلسیفیکاسـیون پـری توبـولار و اینترتوبـولار عاج دندانی می شـود.

حـذف بافـت هـای معدنـی (کریسـتال های هیدروکسـی آپاتیـت) باعث نمایان شـدن شـبکه ای از فیبریل هـای کلاژن می شـود که در لایـه هـای عمیـق تر عاج دکلسیفیکاسـیون شـده قـرار گرفته اند. (شـکل ۴-۲)

بـر اسـاس پروتـکل آماده سـازی سـلف اچ، همزمان با رسـوب دادن مجدد لایه اسـمیر، با اسـتفاده از مونومرهای اسـیدی بـه عاج معدنی زدایـی شـده نفـوذ مـی نماییـم. ایـن تکنیک به صـورت همزمـان امکان نفـوذ به فیبرهـای کلاژنـی و دکلسیفیکاسـیون بافت معدنـی عاج تا عمـق مشـابه را فراهم می نماید. (شـکل ۵-۲)

بنابرایـن ریسـک عـدم نفـوذ کامـل مونومرهـای باند به داخـل بافت معدنی زدایی شـده عاج بـه حداقل می رسـد. به علاوه، ایـن نفوذ، از افـت فیبرهـای کلاژنـی کـه ممکن اسـت پـس از فرآیند آماده سـازی و خشـک کردن در طـول تکنیک توتـال اچ رخ دهد، جلوگیـری نماید. رزیـن ممکـن اسـت بـه مقدار بسـیار کمـی (۰/۵ تا ۵ میکـرون) داخل لایه اسـمیر و عاج نفـوذ کرده و به طـور همزمان پلیمریزه شـود.

برخلاف تکنیک توتال اچ، در تکنیک سلف اچ به دلیل هم زمانی پروسه نفوذِ رزین و معدنی زدایی، تفاوتی میان عمق آن ها وجود ندارد. بنابراین بـه دلیـل عـدم حـذف اسـمیر، پلاگ ها پیـش از بکارگیری باند، پتانسـیل بروز حساسـیت پس از ترمیم در سیسـتم های سـلف اچ کمتـر خواهد بود.

بـا ایـن حال در مطالعـه صورت پذیرفتـه بـر روی Clearfil SE (kuraray) و Prime&Bond NT (Dentsply) تفاوت معنا داری میان باندهای توتال اچ و سـلف اچ گزارش نشـده اسـت.

تکنیـک اچ انتخابـی روش باندینـگ دیگـری اسـت که در آن از اسـید اچ بر روی مینا دندان و از پروتکل سـلف اچ بر روی دنتین اسـتفاده مـی ماییـم. ایـن تکنیـک از مزایـای هـر دو روش توتال اچ و سـلف اچ بهره مـی برد. معدنـی زدایی انتخابی عـاج باعث کاهش پتانسـیل بروز حساسـیت پـس از ترمیـم شـده و باعـث شـکل گیـری بانـد مسـتحکم و قابـل پیش بینـی با عاج دنـدان، به اسـتثناء عـاج اسـکلروتیک می شـود. بـه عـلاوه ایـن عاج دندانـی بیش از حد معدنی شـده به اچ شـدن نیـاز دارد.

تکنیـک معدنـی زدایـی انتخابـی مینا دندان، باعـث افزایش میزان انطبـاق لبه و افزایش میزان پایداری اتصال شـکل گرفته می شـود، در حالیکه میزان استحکام باند را از طریق ایجاد الگوهای نگهدارنده و برجسته حاصل از فرآیند اچ کردن ساختار مینا دندان را بهبود می بخشد.

تنش‌های موجود در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم

یکپارچگی باند و تطابق لبه ها با ساختار دندان برای موفقیت بالینی ترمیم های کامپوزیتی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می باشد.

سطح تماس حد فاصل موجود میان دندان و ترمیم همواره تحت تأثیر استرس و تنش ناشی از نیروهای انقباض پلیمریزاسیونی، تغییرات حرارتی و نیروهای آکلوزالی می باشد. این تنش ها ممکن است به عنوان مکانیسم چالش برانگیز ترمیم های ادهزیو در دندانپزشکی بالینی مطرح شوند. این چالش ها شامل تطابق ناکافی مارجینال، میکرولیکیج، شکستگی مارجینال و پوسیدگی ثانویه، شکستگی ها، تغییر رنگ ، حساسیت های پس از ترمیم و پتانسیل آسیب پالپی می باشند.

انقباض ناشی از پلیمریزاسیون در مقابل باندینگ

پیش از این که ترمیم در معرض نیروهای آکلوزالی و تنش های حرارتی قرار گیرد، استرس های ناشی از پلیمریزاسیون در سطح تماس حدواسط مواد ترمیمی و باند با ساختار دندان به وجود می آید. در تکنیک های ترمیمی که از کامپوزیت ها استفاده می شود، واکنش پلیمریزاسیونی فاز رزینی ماتریکس می تواند ثبات ابعادی را به مخاطره بیاندازد. بنابراین درک عمیق از مجموعه برهم کنش های موجود میان انقباض پلیمریزاسیونی و فرآیند باندینگ ضروری می باشد. در واقع فرآیند تبدیل مولکول های مونومر به شبکه پلیمری از طریق متراکم سازی مولکول های مونومر اتفاق افتاده و منجر به انقباض توده ای می شود. هنگامیکه ماده کیور شونده از تمامی جهات به یک سطح مستحکم باند می شود، انقباض توده ای اتفاق می افتد و این جمع شدگی باید توسط سیالیت کامپوزیت جبران گردد. در صورتی که کامپوزیت از ویژگی سیالیت برخوردار نباشد(به دلیل ضریب کشسانی کامپوزیت ها، حجم فیلرها و قدرت نور کیور کننده) میزان تنش ها، خمیدگی دندان و یا شکل گیری فاصله در سطح تماس حد فاصل دندان-باند افزایش می یابد. کوچکتر شدن ناشی از پلیمریزاسیون یا «انقباض هنگام کیور شدن»، به مفهوم انقباض حجمی کامپوزیت در طول پلیمریزاسیون می باشد. شکل گیری اتصالات عرضی میان مونومرها و تبدیل آن ها به پلیمرها مسئول به وجود آمدن این انقباض حجمی اجباری ۲ تا ۵ درصد می باشد. در طول واکنش پلیمریزاسیون رفتار ویسکوالاستیک کامپوزیت ها از حالت ویسکوز به ویسکوالاستیک و سپس به الاستیک تغییر می یابد. این درحالیست که در مرحله ویسکوز هیچگونه تنشی وجود ندارد و در مرحله ویسکوالاستیک تنش ها تا حدودی به وسیله سیالیت و تنش الاستیک آزاد می شوند. از لحظه ای که ماده دیگر از خاصیت سیالیت ویسکوز برخوردار نبوده و توانایی تحمل انقباضات ناشی از کیور شدن را ندارد تحت عنوان نقطه ژله ای (gel point) یاد می شود. تنش های ناشی از کوچک شدن ابعاد به ساختارهای اطراف دندان منتقل می گردد زیرا تغییرات حجمی محدود می شوند. فشار های خنثی نشده ممکن است باعث افزایش قدرت اتصال در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم شده و در نتیجه باعث شکل گیری فاصله بر اثر از دست رفتن اتصال شوند. عوامل مؤثر بر انقباض ناشی از پلیمریزاسیون شامل: نوع رزین، محتویات فیلر درون کامپوزیت ها، ضریب کشسانی مواد، ویژگی های کیور شدن، جذب آب، شکل حفره و شدت نوری که برای پلیمریزاسیون کامپوزیت به کار می رود، می‌باشد. با درک مکانیسم پیچیده موجود میان کوچک شدن ابعاد ناشی از پلیمریزاسیون و باندینگ، دندانپزشکان می توانند تکنیک‌های ترمیمی و موادی را برای مدیریت تنش های موجود در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم برای هر یک از موقعیت‌های مختلف بالینی منحصر به فرد انتخاب کنند.

تکنیک های ترمیمی جهت مدیریت تنش ها

آخرین جزء مفهوم طراحی ادهزیو شامل تکنیک مورد استفاده جهت انجام ترمیم می باشد. انطباق مواد با تکنولوژی های متمایز ممکن به میزان تکنیک بکار گرفته شده منجر به موفقیت بالینی شود.

Kopperud و همکارانش اذعان می نمایند که میزان مهارت دندانپزشک جهت اجرای پروتکل های باندینگ باعث افزایش طول عمر ترمیم های کامپوزیتی می شود.

به منظور غلبه بر چالش های پیش روی ترمیم های کامپوزیتی مستقیم، دندانپزشکان باید چندین روش بالینی ترمیمی را جهت مدیریت تنش به وجود آمده در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم در هنگام انتخاب ماده ترمیمی که تحت تاثیر تنش های ناشی از کاهش ابعاد می باشد را مد نظر قرار دهند.

این روش ها شامل: استفاده از کامپوزیت های دارای تغییر ابعاد کم(Low-shrinkage)

استفاده از لاینرهایی با ضریب کشسانی پایین، استفاده از لایه حدواسطی از جنس گلس آینومر، انتخاب تکنیک باندینگ انتخابی متناسب با شکل حفره، استفاده از کامپوزیت هایی با ضریب کشسانی پایین، کاهش حجم ماده ترمیمی کامپوزیتی با بکارگیری تکنیک های ترمیم غیر مستقیم، کنترل شدت نور کیور کننده، استفاده از نوک های متراکم ساز و پلیمریزه کننده و استفاده از تکنیک قرار دهی مقادیر کم کامپوزیت به صورت لایه به لایه می باشد. بحث های دقیق و کامل تری در خصوص دستگاه های لایت کیور، فرآیند و تکنیک های قرار دهی کامپوزیت به منظور مدیریت تنش در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم به منظور افزایش طول عمر ترمیم های ادهزیو ارائه خواهد شد.

بررسی و نحوه استفاده از دستگاه های لایت کیور

علی رغم این واقعیت که بیشتر بخش های دندانپزشکی امروزه به پلیمریزاسیون نوری رزین ها وابسته می باشد، مطالعات انجام پذیرفته در سراسر جهان نشان می دهد که بسیاری از دندانپزشکان تصور می کنند که دستگاه های کیور کننده آن‌ها به صورت قابل اعتماد و قابل پیش بینی رزین های مورد استفاده را کیور می کند. بر اساس اطلاعات نویسندگان، مطالعاتی که به ارزیابی دستگاه های لایت کیور مورد استفاده در مطب های دندانپزشکی پرداخته اند، نشان می دهد که این دستگاه ها در اغلب موارد شدت نور خروجی ناکافی را به ناحیه ترمیم ارسال می نماید و طریقه نگهداری ازآن ها مناسب نمی باشد.

در اکثر موارد دندانپزشکان از ناکافی بودن نور جهت کیورینگ ترمیم های خود ناآگاه هستند. از آنجاییکه سطوح بالایی رزین به نور نزدیک تر است به راحتی پلیمریزه می شود. در نگاه اول به نظر می رسدکه هر نور کیور کننده ای برای دست یابی به نتیجه مطلوب کافی است، اما این مورد در نظر گرفته نمی شود که در قسمت های عمیق تر ترمیم چه اتفاقاتی در حال رخ دادن است. تحقیقات نشان می دهند در صورت کارکرد مناسب، تمامی دستگاه های لایت کیور از توانایی برابری جهت کیورکردن رزین‌هایی که به صورت روزمره مورد استفاده قرار می گیرند، برخوردار نمی باشند.

اصطلاحات

چندین اصطلاح پرتوشناسی در سیستم بین المللی واحدها (SI) برای توصیف میزان نور خروجی دستگاه لایت کیور مورد استفاده قرار می گیرد که رایج ترین آن ها شدت تابش (Imadiance) می باشد که به مفهوم نیرو بر واحد سطح (MW/cm^2) است. در برخی از موارد به اشتباه آن را با عنوان چگالی تابش (Power density) یا شدت (intensity) می نامند، اما این عنوان ها نباید دیگر مورد استفاده قرار گیرد. پیشنهاد شده است که یک دستگاه لایت کیور کوارتز- تنگستن- هالوژن (QTH) باید نوری را با حداقل شدت تابشی برابر MW/cm^2 ۴۰۰ را به منظور کیور نمودن کافی کامپوزیتی با قطر ۱/۵ تا ۲ میلیمتر ارسال نماید. هنگامی که شدت تابش در زمان تابش ضرب شود بیانگر رادیان تابش (radiant exposure) و یا انرژی بر واحد سطح $Joules/cm^2$ می‌باشد. اکثر رزین‌های دندانپزشکی به رادیان تابشی برابر J/cm^2 ۱۶برای کیور مناسب نیاز دارند. البته بسته به نوع، رنگ و اپسیته کامپوزیت رادیان تابشی از J/cm^2 ۱۶ تا J/cm^2 ۲۴ متغیر می باشد.

نیرو و شدت تابش

اگر چه از واژه شدت تابش به عنوان اصطلاحی متداول جهت توصیف نور خروجی از دستگاه لایت کیور استفاده می گردد با این حال این اصطلاح اطلاعات بسیار کمی را در مورد پتانسیل عملکردی دستگاه لایت کیور در اختیار ما می گذارد. تابش به عنوان یک تک ارزش، دارای مقدار میانگینی در بخش نوک نور می باشد. با این حال امروزه مشخص شده است که این میزان به صورت یکنواخت از سراسر نوک دستگاه ساطع نمی شود. ارائه یک عدد، برای بیان شدت تابش می تواند گمراه کننده باشد. این امکان وجود دارد که به سادگی در هنگام استفاده از دستگاه لایت کیوری با قدرت نوردهی کم که داری دهانه کوچکتری برابر ۶ یا ۷ میلی متر (در مقایسه با ۹ یا ۱۰ میلی متر) می باشد، شدت تابش بیشتری ارسال شود. در اکثر دستگاه های لایت کیوری موجود در بازار که دارای قیمت مناسبی می باشند از نوک های با قطر کم استفاده شده است. اگرچه وجود اختلاف ۳ میلی متری در قطر زیاد قابل ملاحظه نمی باشد اما همین اختلاف در حقیقت مساحت سطح نوک دستگاه را به نصف کاهش می دهد. به عبارت دیگر شدت

تابش از ۰/۷۹ cm^2 در دستگاه لایت کیوری دارای نوکی با قطر ۱۰ میلی متر به ۰/۲۳۸ cm^2 در دستگاه لایت کیوری دارای نوکی با قطر ۷ میلی متر کاهش می یابد. بنابراین دستگاهی که دارای نوکی با قطر ۷ میلی متر است نیاز دارد که فقط از نصف قدرت خود برای ساطع نمودن همان شدت تابش استفاده نماید. با توجه به اندازه های ارائه شده در مورد بخش تاج دندان مولر مندیبل که در ناحیه دندان مزیو - دیستال تقریبا برابر ۱۱ میلیمتر و در ناحیه باکال- لینگوال برابر ۱۰/۵ میلیمتر و در ناحیه سرویکال دندان برابر ۹ × ۹ میلیمتر می باشد، اگر دندانپزشک از دستگاه لایت کیوری دارای نوکی با قطر ۶ میلی متر استفاده نماید، جهت پوشش‌دهی کامل ترمیم مزیو- آکلوزال- دیستال دندان مولر را باید به دفعات آن را کیور نمود.

در هنگام بکارگیری کامپوزیت های دارای محتوی فیلر بالا، در نظر گرفتن این مورد توسط دندانپزشکانی که به دنبال کاهش زمان نوردهی ترمیم ها می باشند بسیار حائض اهمیت می باشد.

منبع نور

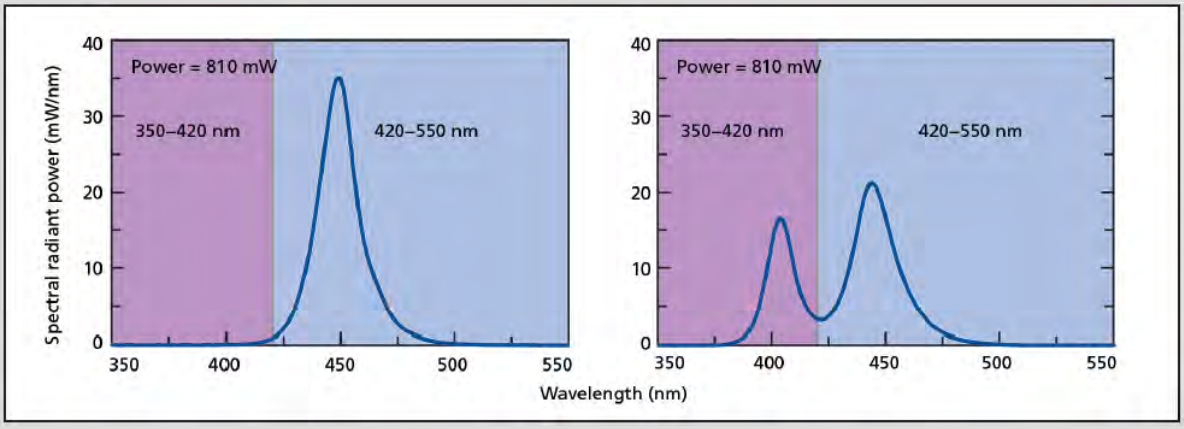
دو نور مختلف می توانند دارای قدرت تابشی یکسان بوده اما با توجه به منبع تولیدشان دارای طیف انتشار متفاوتی باشند (شکل ۷-۲). در گذشته بیشتر دستگاه های متداول لایت کیور از منبع نوری QTH استفاده می کردند. این منبع نور بسیار شبیه لامپ پروژکتور مخصوص اسلاید بود. نور سفید ساطع شده توسط این دستگاه پس از فیلتر شدن، به نور آبی با طول موج ۴۰۰ تا ۵۰۰ نانومتر تبدیل می شود. این لامپ نوری، حرارت بسیار زیادی تولید کرده و به دلیل اینکه بخش اعظم آن به بیرون منتشر می شد، بسیار ناکارآمد بودند. در حال حاضر دستگاه‌های لایت‌کیور با منبع نور دیود (LED) در سطح بازار به وفور یافت می‌شوند. این دستگاه‌ها از تاثیرگذاری بیشتری برخوردار بده و به وسیله باطری نیز کار می کنند. این در حالیست که بیشتر دستگاه‌های لایت کیور دارای طیف انتشار باریکی در حدود ۲۰ نانومتر و یک باریکه نور آبی در حدود ۴۵۵ نانومتر می باشند (شکل ۸-۲). اگر چه این طول موج به صورت موثری ترکیب آغازگر نوری کامفورک‌وینون (CQ)را که در اکثر کامپوزیت های موجود در بازار وجود دارد را به پلیمریزه می کند با این حال برخی از رزین‌ها دارای آغازگرهای نوری از نوع (Lucirin TPO BASF) (Ivoclar- Vivadent) Ivocerin می باشند.

شکل ۹-۲ نشان‌دهنده طیف جذب نوری هر سه آغاز گر نوری متداول می باشد. بر اساس این داده‌ها Ivocerin و Lucirin TPO با طول موج برابر با ۴۱۰ نانومتر و یا کمتر از آن آغاز به فعالیت نموده در حالی که کامفورمین (CQ) به صورت مؤثر با طول موجی در حدود ۴۶۸ نانومتر فعال می شود. جهت اطمینان از پلیمریزاسیون ایده آل رزین، طیف انتشاری دستگاه لایت کیور باید با طیف فعال نمودن آغازگر رزین کاملا مطابق باشد.

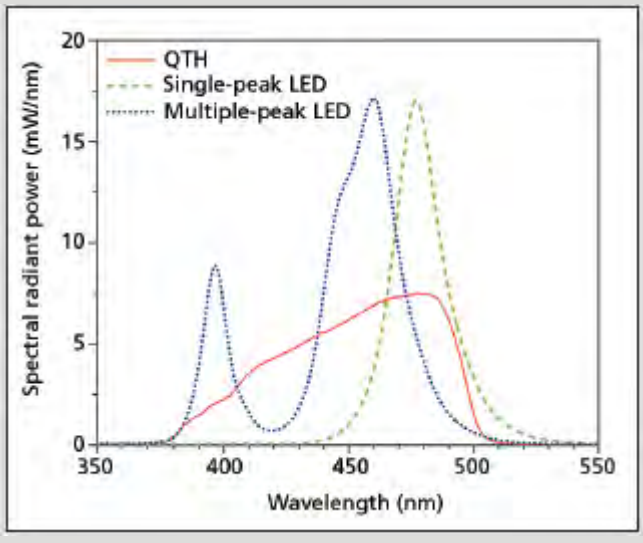
طیف تابشی منتشر شده از دستگاه لایت کیور باید با نیاز های طیفی رزین منطبق گردد تا از پلیمریزاسیون بهینه رزین ها اطمینان حاصل شود.

وجود چنین نیازی به تولید نسل سوم دستگاه های لایت کیور LED چند موجی (polywave) منجر گردید که در آن از دو یا چند تابشگر مختلف LED جهت تولید باریکه های نور دارای دو یا تعداد بیشتری طول موج استفاده می شود. یکی از آن ها در محدوده رنگ بنفش با طول موج تقریبی ۴۱۰ نانومتر و دیگری در محدوده نور آبی با طول موج تقریبی ۴۵۵ نانومتر می باشد.

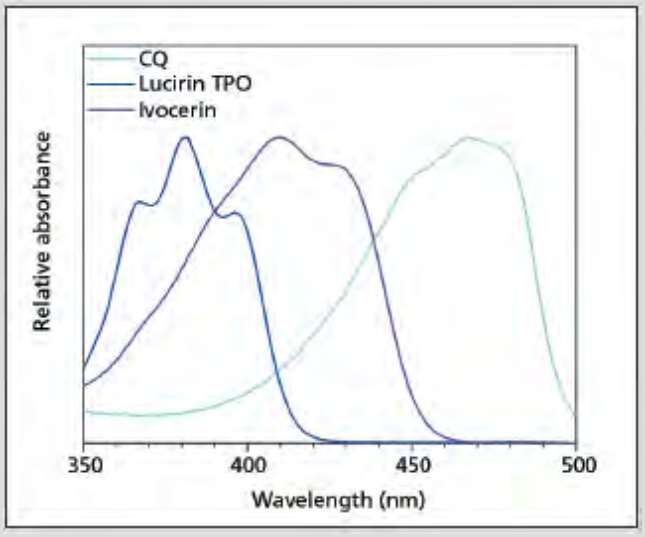
از آنجاییکه تولیدکنندگان به ندرت تمام مواد تشکیل دهنده رزین های خود را فاش می نمایند پس احتمالا در بهترین حالت می‌توانیم فرض کنیم که اگر تولید کنندگان رزین، یک دستگاه LED چند موجی را بسازد، رزینی تولید می تواند از این دستگاه لایت کیور LED چند موجی حداکثر استفاده را ببرد (برای مثال Bluephase Style, Ivoclar Vivadent, or VALO Cordless, Ultradent). بلعکس، اگر تولیدکنندگان فقط یک دستگاه لایت کیور با یک طول موج تابشی(3M ESPE) بسازند، بعید است که رزین بتواند از مزایای بکارگیری دستگاه لایت کیور LED چند موجی بهره مند شود.



شکل ۷-۲: دو نور می تواند دارای قدرت یکسان اما دارای طیف انتشار متفاوتی داشته باشند (با تشکر از دکتر Richard Price).



شکل ۸-۲: طیف وسیع تابشی دستگاه لایت کیور QTH در تضاد بسیار شدیدی با طیف باریک دستگاه لایت کیور LED تک موجی می باشد. دستگاه تولید کننده دو طول موج (Dual–Peak LED) تلاش می کنند که عملکرد منبع نور QTH تقلید نماید (با تشکر از دکتر Richard Price).



شکل ۹-۲: طیف جذبی مربوط به ۳ نوع آغاز گر نوری متداول را ملاحظه کنید. توجه نمایید که جهت آغاز فعالیت Ivocerin و Lucirin TPO به طول موج پایین تری در مقایسه با کامفورکینون (CQ) نیاز می‌باشد (با تشکر از دکتر Richard Price).

تأثیر فاصله نوک دستگاه از رزین

قدرت تابشی دستگاه لایت کیور که توسط تولیدکنندگان اعلام می گردد معمولا در نوک دستگاه لایت کیور اندازه گیری می‌شود. این مقادیر می توانند این حس را به شما تلقین نمایند که از دستگاه لایت کیور «قوی» استفاده می نمایید اما این درحالیست که مقادیر کمتری از تابش ممکن است به سطح رزینی برسد که معمولا در فاصله ۲ تا ۸ میلی متری از نوک دستگاه قرار دارد.

شکل ۱۰-۲ نشان می دهد که پرتوهای نور ساطع شده از سه دستگاه لایت کیور چگونه با افزایش فاصله نوک دستگاه پراکنده می شوند. میزان تاثیر بر تابش با توجه به فواصل بالینی مشخص شده از نوک دستگاه لایت کیور در هنگام کیور رزین در داخل حفره آماده می تواند بسیار متفاوت باشد.

در برخی از دستگاه های لایت کیور میزان قدرت تابش، هنگامی که فاصله نوک دستگاه به ۸ میلی متر می رسد به میزان ۲۵ درصد یا کمتر کاهش می یابد. بنابراین دندانپزشکان باید از چگونگی تاثیرگذاری فواصل بالینی مشخص بر قدرت تابش ساطع شده از دستگاه لایت کیور آگاه باشد.