

ترمیم با کامپوزیت‌های فلو

مترجمین:

دکتر عبدالعظیم حاتمی سعدآباد (جراح-دندانپزشک)

دکتر عبدالله ابراهیمی (جراح-دندانپزشک)

ویراستار:

بی بی ملیحه آذربنیاد

سرشناسه	: تری، داگلاس A. Terry
عنوان و نام پدیدآور	: ترمیم با کامپوزیت‌های فلو/نویسنده داگلاس تری؛ مترجمین عبدالعظیم حاتمی سعدآباد، عبدالله ابراهیمی. ویراستار بی‌بی‌ملیحه آذربینباد.
مشخصات نشر	: تهران: شایان نمودار، ۱۴۰۰.
مشخصات ظاهری	: ۲۸۷ص: مصور(رنگی)، جدول.
شابک	: ۹۷۸-۹۶۴-۲۳۲-۶۵۳-۷
وضعیت فهرست نویسی	: فیپا
یادداشت	: عنوان اصلی: [2017], Restoring with flowables
موضوع	: دندان -- رزین‌ها، Dental resins، دندانسازی - مواد، Dental materials
شناسه افزوده	: حاتمی سعدآباد، عبدالعظیم، ۱۳۶۴ - مترجم
شناسه افزوده	: ابراهیمی، عبدالله، ۱۳۷۲ - مترجم
شناسه افزوده	: آذربینباد، ملیحه، ۱۳۶۳ - ویراستار
رده بندی کنگره	: RK6۵۲/۵
رده بندی دیویی	: ۶۱۷/۶۹۵
شماره کتابشناسی ملی	: ۸۶۹۷۵۳۷

نام کتاب: ترمیم با کامپوزیت‌های فلو

مترجمین: دکتر عبدالعظیم حاتمی سعدآباد، دکتر عبدالله ابراهیمی

ویراستار: بی‌بی ملیحه آذربینباد

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: ۰،۰۰۰، ۸۰۰ 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 عبارت دیگر 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 مترادف‌های 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 خصوصاً 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 خصوصاً 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 می‌نمایم. 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 - عبدالله ابراهیمی

زمستان ۱۴۰۰

سر سخن

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 تأثیر 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 گسست های گچی بدون چهره ایجاد نمایند، شروع کنیم و قدر دان 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 John Burgess Powers 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 لابراتواری و

بالینی آنها در مورد کامپوزیت های فلو با درصد های بالای فیلر متوجه شدم که این ترمیم ها باید به عنوان بخشی از تجهیزات ثابت مطب های دندان پزشکی در کارهای روزانه در نظر گرفته شوند.

هدف از این کتاب فراهم نمودن اطلاعاتی برای دندانپزشکان و تکنسین ها است که قدرتشان در مشاهده، تصور، ارزیابی، تصمیم گیری و قرار دادن کامپوزیت های فلو بهبود یابد. این کتاب توضیحات دقیق و جز به جزئی از تکنیک لیرینگ موکوس قابل تزریق ارائه می دهد، که این روش می تواند برای موارد زیر استفاده شود: ترمیم های موقت، روکش های دندان پزشکی کودکان، ترمیم های خلفی، تعمیر روکش های موقت، بازسازی مجدد سطوح ترمیم های کامپوزیتی قدیمی موجود در دهان و ایجاد ترمیم های موقت در فواصل درمان های مختلف دندان پزشکی؛ مانند درمان افزایش طول تاج، ایجاد پانتیک های تخم مرغی و ایجاد فضای مناسب لثه ای در اطراف ایمپلنت در حین پروسه درمان ایمپلنت.

نتایج فالوآپ در این کتاب نشان می دهد که نه تنها این مواد و تکنیک ها در ایجاد یک نمای طبیعی نقش دارند، بلکه کامپوزیت های فلو با درصد بالای فیلر پیشرفت مطلوبی در دندان پزشکی استاندارد فراهم نموده اند.

این کتاب ارزیابی دقیق و علمی از سیر تحول کامپوزیت های فلو و ایده طراحی باندینگ آنها را بیان می کند و همان روشی است که من در ترمیم های خود با استفاده از تکنیک قابل تزریق لیرینگ معکوس به کار می برم را توضیح می دهد. همچنین توضیح دقیقی از طراحی و انجام آماده سازی های ادهزیو به همراه تکنیک های ترمیمی، پروتکل های باندینگ و روش های صیقل دهی ارائه می شود.

برای تأیید این روش ها به یافته های علمی و تصاویر میکروسکوپی ارجاع می شود. به علاوه در فصل دوم در مورد دستگاه های لایت کیور توسط Richard Price توضیح دقیقی داده می شود.

اهمیت دانستن مکانیسم این دستگاه های لایت کیور برای انتخاب و استفاده مورد بحث قرار می گیرد، چرا که نقش مهم و کاملی در فلسفه طراحی سیستم های ادهزیو جهت رسیدن به باندینگ ایده آل ایفا می کند.

بخش اعظم این کتاب اطلاعاتی است که در فصول ابتدایی بیان شده و از طریق تصاویر کیس های مختلف بررسی می شود. آرزوی من این است که این روش های لابراتواری و بالینی، دیدگاه و چشم انداز دیگری برای دندانپزشکان و تکنسین ها در تعقیب بهترین ها در سیر حرفه ای آنها در دندان پزشکی ترمیمی باشد.

الهام من برای نوشتن این کتاب و به اشتراک گذاشتن عکس های این روش ها، همکاران و دانشجویان من در سراسر دنیا بودند، که علاقه شان را در طول سخنرانی ها و برگزاری دوره های مختلف عملی بیان می کردند. گردآوری این اطلاعات بدون فداکاری، مقاومت و ساعات طولانی کار و سخت کوشی بی وقفه دوست عزیز و دستیارم Melissa Nix امکان پذیر نبود؛ کسی که اعتماد به نفس را القاء می کرد و پیوسته حمایت در نوشتن و سازمان دهی این اطلاعات فراهم می نمود.

توانایی فوق العاده مادرم در ترغیب بیماران به بازگشت برای عکس های فالوآپ به همراه حمایت زیادش و تهیه شام برای تیم اجرایی به ما امکان اتمام این پروژه را داد. به علاوه این پروژه بدون فداکاری و سازمان دهی بی وقفه و مقاومت و ابتکار تیم Quintes-sence به اتمام نمی رسید؛ و همچنین مایلم قدرشناسی خود را به تیمم دکتر John powers، دکتر Jean-Francois Roulet، دکتر Markus B. Blatz، دکتر Alejandro James، دکتر Wesam Salha و تکنسین ها Jungo Endo Alex Schuerger، دکتر Olivier Tric و Victor Castro August Bruguera برای صبوری شان، تعهدشان، کار تا ساعات نیمه شب برای تکمیل این تلاش، ابراز نمایم.

از همه مهم تر مایلم از بیمارانم تشکر کنم که بدون آنها این پروژه امکان پذیر نبود. اتفاقی مهم در زندگی من استادم Maestro Willi Geller است، که دوستی و مکالمات و بحث های صبح زود با او فهم و بصیرت من را در دندان پزشکی زیبایی و مهمتر از همه، در زندگی گسترش داد. و البته باید از همکارانم در Oral Design برای دوستی و برادریشان تشکر کنم و در نهایت تشکر ویژه من از آن خالق است که نشانم داد دندان ها در دستان او آسان هستند ولی برای من بسیار پیچیده اند.

Douglas

فهرست مطالب

۱ سیر تکامل کامپوزیت‌های رزینی فلو

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

۲ ایده طراحی ادهزیو

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

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

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

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

۱۶۹	ترمیم کامپوزیتی کلاس III
۱۷۳	ترمیم های کامپوزیت رزینی کلاس IV
۱۷۹	بکارگیری تکنیک لیرینگ هنگام استفاده از کامپوزیت های هیبریدی معمولی
۱۸۵	تکنیک لیرینگ تزریقی معکوس
۱۹۱	ترمیم های کامپوزیتی کلاس V
۱۹۳	ضایعات آکلوزالی ناشی از فشار بیو مکانیکی وارد آمده به دندان
۱۹۶	چسباندن نگهدارنده لینگوالی ارتودنسی
۲۰۰	مدیریت فضای ایجاد شده توسط درمان ارتودنسی
۲۰۵	تعمیر دندان شکسته دنچر
۲۰۹	جایگزین دندان از دست رفته دنچر
۲۱۲	ساخت یک الگوی اولیه کامپوزیتی فانکشنال و ترمیم نهایی
۲۱۵	بازسازی سایش آکلوزالی در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم کامپوزیتی
۲۱۷	ساخت الگوی اولیه قدامی
۲۲۴	ترمیم دندان های شیری قدامی به وسیله روکش های کامپوزیتی تزریقی
۲۲۸	ترمیم یک دندان شیری خلفی به وسیله روکش های کامپوزیتی تزریقی
۲۳۳	بازسازی عملکرد
۲۳۷	ساخت یک الگوی اولیه کامپوزیتی فانکشنال
۲۴۳	روکش مجدد با استفاده از کامپوزیت
۲۴۸	ونیرهای کامپوزیتی دندان های ناحیه قدامی مندیبل
۲۵۳	ترمیم شکل آناتومی
۲۵۸	تکنیک برش کامپوزیتی (cutback)
۲۶۰	ساخت پست و کور
۲۶۶	بازسازی عملکرد و ترمیم ساییدگی ناحیه اینسیزال
۲۷۲	تعیین موقعیت لبه اینسیزال پیش از افزایش طول تاج
۲۷۷	بریج متصل شونده با رزین (ترمیم غیرمستقیم)
۲۸۲	ایجاد شکل، کانتور و تعیین موقعیت لبه اینسیزال



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 کاملاً از کربن ساخته شده، به Robert F. Curl Jr, E. Smalley, Pichard, Harold W. Kroto اهدا شد. شرکت جنرال موتور از اولین ماشین‌های الکتریکی عصر مدرن رونمایی کرد. غواصان، بندر باستانی اسکندریه را کشف کردند. eBay شروع به کار کرد، دی وی‌ها بازار ژاپن را در دست گرفتند، Will Smith اجرای مبهوت‌کننده اش را در فیلم روز استقلال به نمایش گذاشت. David Bowie وارد سالن مشاهیر Rock & Roll شد و کامپوزیت‌های رزینی فلو تولید و به عنوان ماده زیستی ترمیمی انقلابی به دنیا معرفی شدند.

اگرچه اکثر مردم احتمالاً کشف کامپوزیت‌های رزینی فلو را جزء کم‌اهمیت‌ترین رویدادها طبقه‌بندی می‌کنند، اما این رویداد مهم به طور چشمگیری دندانپزشکی ادهزیو را تحت تاثیر قرار داد.

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

فرمولاسیون نسل اول کامپوزیت‌های فلو جهت ساده‌تر کردن تکنیک قراردعی و همچنین گسترش کاربردهای کلینیکی کامپوزیت‌ها طراحی شد. در این کامپوزیت‌ها از ذرات فیلری استفاده شد که دارای ابعاد مشابه ذرات فیلر موجود در کامپوزیت‌های هیبریدی متداول بودند؛ در حالیکه میزان فیلر آن‌ها کاهش یافته و یا مونومرهای رقیق‌کننده شان افزایش یافته بود. بنابراین کامپوزیت‌های فلویی با تنوع گسترده، ویسکوزیته، غلظت و کارایی متفاوتی در دسترس دندانپزشکان خیره‌جهت مواجه با بسیاری از چالش‌های ترمیمی زیبایی به صورت روزمره قرار گرفت.

این ماده زیستی‌ها با طیف وسیع کاربرد توسط کارخانجات به بازار عرضه شدند. این کاربردها شامل: ترمیم‌های کامپوزیت خلفی و قدامی، ترمیم لبه‌های آمالگام، مواد حذف‌کننده آندرکات، بازسازی کامپوزیت‌های قدیمی، ساخت کور، ترمیم لبه‌های روکش، لاینرهای حفره، پیت و فیشر سیلانت، ترمیم پرسلن‌ها، ترمیم لبه اینسیزال دندان‌های قدامی، ترمیم‌های رزینی پیش‌گیرانه (PRR)، ترمیم‌های موقت، سمان کردن ونیرهای پرسلنی، ساخت ونیرهای کامپوزیتی، آماده‌سازی 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 شده‌اند و ترمیم حباب‌های شکل‌گرفته در ترمیم‌های کامپوزیت قبلی می‌باشند. متأسفانه فرمولاسیون اولیه کامپوزیت‌های فلو در مقایسه با کامپوزیت‌های هیبریدی متداول از کارایی بالینی و خصوصیات مکانیکی ضعیف تری از قبیل استحکام خمشی و مقاومت سایشی ضعیف تری برخوردار می‌باشند.

در واقع خصوصیات مکانیکی و فیزیکی کامپوزیت‌ها با توجه به حجم فیلر افزوده شده بهبود می‌یابد. میزان فیلر موجود در نسل اولیه کامپوزیت‌های فلو از نظر وزنی به میزان ۲۰ تا ۲۵ درصد کمتر از کامپوزیت‌های متداول می‌باشد. 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 نسل‌های اولیه کامپوزیت‌های دارای ویسکوزیته کم، باعث شده که این کامپوزیت‌ها تقریباً از ۶۰ تا ۸۰ درصد خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌های هیبریدی متداول بهره‌مند باشند.

بر اساس گزارش یک مطالعه علمی ارائه شده در خصوص مقایسه میان کامپوزیت‌های فلو لایت کیور و انواع متداول کامپوزیت‌های یک‌برند تجاری، خصوصیات مکانیکی و ویژگی‌های بسیار متفاوتی در مورد هر یک از آن‌ها گزارش گردید. تلاش‌های اولیه جهت استفاده گسترده و گوناگون از کامپوزیت‌های دارای چنین فرمولاسیونی باعث بروز نقایصی گردید که منجر به بروز سردرگمی و عدم اطمینان از پیش‌بینی‌های بالینی و عملکرد حاصل از بکارگیری این ماده زیستی‌ها گردید. این نقایص باعث محدودیت استفاده گسترده از آن‌ها شد، که پیش از این توسط تولیدکنندگان پیشنهاد شده بود.

دندانپزشکان دریافته اند 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 فرمول های اولیه، تعداد زیادی از کامپوزیت های فلو از طریق تحقیقات علمی به طور پیوسته مورد ارزیابی و بهبود قرار گرفته اند. نسل جدید کامپوزیت های 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 کامپوزیت های ایده آل تر افزایش می دهد.

با این حال، تحقیقات جهت پیدا کردن مواد ترمیمی ایده آل 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 آل می باید سه نیاز اصلی عملکرد، زیبایی و ماده زیستی را فراهم نماید. امروزه هیچ ماده ترمیمی نمی تواند تمام این نیازها را پوشش دهد اما بکارگیری نانو تکنولوژی در دندانپزشکی ممکن است راه حل هایی را برای پیش روی ما بگذارد.

انتخاب مواد ترمیمی

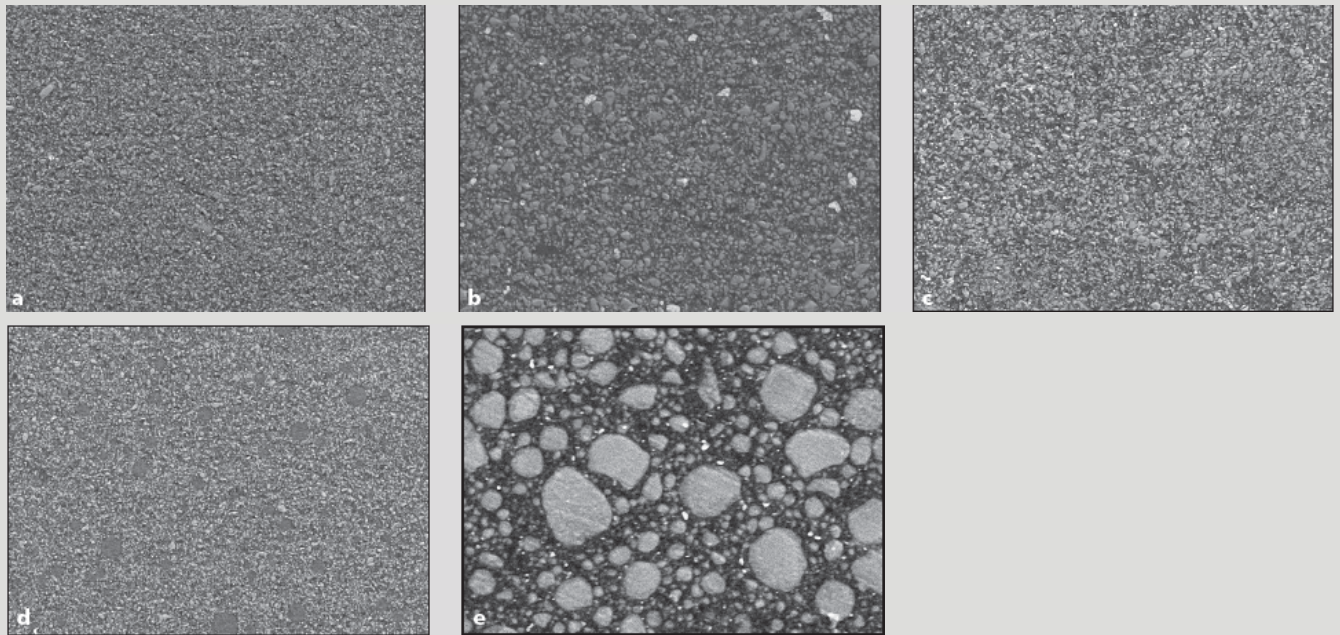
هنگام انتخاب مواد مناسب برای شرایط بالینی خاص، دندانپزشکان باید دو فاکتور مهم مواد شامل خصوصیات مکانیکی و زیبایی را برای موارد بکارگیری پیش بینی شده مد نظر قرار دهند. به علاوه، متغیرهای دیگری که از پتانسیل کافی برای تاثیرگذاری بر رفتار بالینی و عملکرد مواد برخوردارند، باید پیش از درمان ترمیمی مورد ملاحظه قرار گیرند. این متغیرها شامل تکنیک قراردادی، 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 تاثیر 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 ساین، 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 متأثر از اندازه ذرات است. ترمیم‌های زیبایی، نیازمند زیست‌مادی است که دارای خواص نوری مشابه با ساختار دندان است. از آنجائیکه رزین کامپوزیت‌ها فاقد کریستال‌های هیدروکسی‌آپاتیت، رادهای مینایی و توبول‌های عاجی هستند، ترمیم‌های کامپوزیتی باید تصویری را بر اساس خاصیت انعکاس، شکست، پخش و جذب نور، ریزساختارهای مینا و عاج دندان‌ها ایجاد نمایند.

بازآفرینی دوباره سطح آناتومیکی طبیعی دندان‌ها مستلزم نحوه قرارگیری مشابه عاج و مینا می‌باشد. فرمول‌های جدید کامپوزیت‌ها، دارای خواص نوری هستند که ساختار پلی‌کروماتیک دندان را به خوبی به نمایش می‌گذارد. به علاوه ساینز فیلرها و نحوه توزیع آنها در کامپوزیت می‌تواند بر رنگ و زیبایی ترمیم از طریق پدیده *double-layer effect* که با عنوان *chameleon effect* یا *blending effect* نیز شناخته می‌شود، تأثیر مستقیم بگذارد. این مکانیسم در ارتباط با ساختار طبیعی دندان و مواد زیبایی بکار گرفته می‌شود. هنگامی که کامپوزیت در ترمیم استفاده می‌شود، و نور غیر متمرکز از طریق بافت سخت دندانی اطراف به داخل ترمیم وارد شده و سپس از سطح آن ساطع می‌شود، طیف رنگی آن با جذب رنگ از دندان ترمیم شده و دندان‌های مجاور اصلاح می‌شود. این تغییر رنگ به ضرایب جذب و پخش نور بافت‌های سخت دندان و ماده ترمیمی وابسته است و می‌تواند تطابق رنگ بی‌نظیری 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 فرمول‌های 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). سیستم‌های کامپوزیت یونیورسال امکان صیقل دهی بهتر را فراهم نموده و این خود می‌تواند تلفیق رنگ میان مواد و ساختار دندان را تحت تأثیر قرار دهد.

پیشرفت های اخیر نانو تکنولوژی در کامپوزیت ها

نانو تکنولوژی یا علم نانو به توسعه و تحقیق علوم کاربردی در سطح اتمی، مولکولی یا ماکرو مولکول اطلاق می شود، که با نام مهندسی مولکولی هم شناخته می شود. پیشوند نانو در واحد اندازه گیری مترادف با یک هزار میلیونیم یک واحد است. اگرچه این واحد اندازه گیری بسیار کوچک است اما از پتانسیل بسیار زیادی برخوردار می باشد.

پیشرفت های بسیار چشمگیری در دنیای نانو صورت پذیرفته است. ابعاد کوچک به موضوع تحقیق ساخت موتورهای نانو، روبات های نانو، مدارهای نانو و ذرات نانو تبدیل شده است. پیشرفت های اخیر صورت گرفته جهت بکارگیری این مقیاس کوچک توسط مهندسی و دانشمندان، نشان دهنده پتانسیل کاربردی بالای علم نانو در تمامی زمینه های اقتصاد شامل مخابرات، هوافضا، کامپیوترها، منسوجات، امنیت ملی، میکرو الکترونیک، پزشکی و دندانپزشکی می باشد. استفاده از نانو تکنولوژی در دندانپزشکی ممکن است منجر به تولید کامپوزیت هایی با ذرات بسیار کوچک فیلر شود که می توان آن ها را با غلظت بالاتری تولید نمود، تا به گونه ای در سیستم رزینی پلیمریزه شوند، که دارای مولکول های سازگار با پلیمر باشند و خصوصیات منحصر به فرد مکانیکی، فیزیکی و نوری را فراهم نمایند.

به علاوه بهبود نحوه باند زیست مواد ترمیمی به بافت سخت معدنی دندان، یک عامل بنیادین جهت افزایش مقاومت مکانیکی، تطابق بهتر مارجینال و سیل ترمیم های باند شونده و همچنین افزایش طول عمر ترمیم و میزان اطمینان به آن می شود. در حال حاضر اندازه ذرات اکثر کامپوزیت های معمولی تا حدی با اندازه ساختار کریستال های هیدروکسی آپاتیت، توبول های عاجی و رادهای مینایی متفاوت است، و باعث به خطر انداختن نحوه اتصال میان مواد ترمیمی ماکروسکوپی (۴۰ نانومتر تا ۰/۷ میکرومتر) و ساختارهای میکروسکوپی دندان (۱ تا ۱۰ نانومتر) می شود.

با این حال، نانو تکنولوژی پتانسیل لازم جهت بهبود تداوم پیوند موجود میان ساختار دندان و ذرات نانو فیلر و همچنین از قدرت لازم جهت فراهم نمودن استحکام بیشتر و طبیعی تر، میان بافت سخت معدنی شده دندان و زیست مواد پیشرفته ترمیمی را دارد.

داده های تجربی

کامپوزیت های فلو از آغاز پیدایش طی مطالعات متعددی مورد ارزیابی قرار گرفته اند. برخی مطالعات اخیر نشان می دهند که عملکرد بالینی کامپوزیت های فلوپی که به صورت اختصاصی مورد آزمایش قرار گرفته اند مشابه و یا بهتر از کامپوزیت های یونیورسال می باشد. Attar و همکارانش نشان دادند که کامپوزیت های فلو دارای طیف وسیعی از خواص مکانیکی و فیزیکی هستند. بر اساس مطالعاتی که اخیراً توسط Gallo و همکارانش بر روی کامپوزیت های فلو خاص انجام شده است، پیشنهاد شده که استفاده از این نوع کامپوزیت ها باید به موارد ترمیمی کوچک یا متوسطی که پهنای ایسموس در آن ها مساوی و یا کوچک تر از یک چهارم فاصله بین کاسپی است، محدود گردد. این در حالیست که Torres و همکارانش گزارش نموده اند که پس از گذشت دو سال از ارائه خدمات بالینی هیچ تفاوت معنا داری میان ترمیم های کلاس II انجام شده با استفاده از نانو کامپوزیت های معمولی GrandioSO (VOCO) در مقایسه با ترمیم های انجام شده با استفاده از کامپوزیت های نانو هیبرید فلو دارای محتوی فیلر بالا GrandioSO (VOCO) مشاهده نشده است.

مطالعه انجام شده توسط Karaman و همکارانش نیز حاکی از آن است که عملکرد بالینی در بازه زمانی ۲۴ ماه پس از انجام ترمیم ضایعات بدون پوسیدگی ناحیه سرویکال با استفاده از کامپوزیت نانو معمولی (Grandio, VOCO) در مقایسه با ترمیم هایی که با استفاده از کامپوزیت فلو (Grandio Flow, VOCO) کاملاً مشابه می باشد.

در مطالعه جدیدی که توسط Sumino و همکارانش انجام پذیرفت، نشان داده شده است که کامپوزیت های فلو G-aenial (Kuraray) Flo, G-aenial Universal Flo, Clearfil Majesty Flow نسبت به کامپوزیت های معمولی مشابه (Kalore (GC America), Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray) به صورت قابل ملاحظه ای از مقاومت خمشی و ضریب کشسانی بیشتری برخوردار می باشند.

- اندازه و تعداد ترمیم‌ها
- نقص‌های ساختاری (شکستگی‌های ناقص، ضایعات erosion و ضایعات abrasion)
- عملکردهای محافظتی درون قوسی و بیرون قوسی
- آناتومی دندان و مقاومت آن‌ها
- آکلوزن
- زیباشناسی
- عادات بد بیمار (جویدن ناخن)
- پارافانکشن‌های آکلوزالی (دندان قروچه، فشار دادن دندان‌ها 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 می‌دهد. مهم‌ترین پیشرفت حاصله در زمینه تکامل کامپوزیت‌ها شامل تغییر محتویات فیلر آن‌ها می‌باشد. به طور کلی خواص فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت با توجه به میزان فیلر افزوده شده به آن‌ها بهبود می‌یابد. بسیاری از خواص کامپوزیت‌ها 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 می‌باشد. جهت انجام ترمیم‌های خلفی به کامپوزیت‌های دارای درصد فیلر بالا نیاز می‌باشد، تا امکان شکل‌دهی مناسب، مقاومت نسبت به شکست، ثبات رنگ، سختی قابل قبول و رادیواپسیتیه را فراهم کند؛ در حالیکه قابلیت صیقل‌پذیری کامپوزیت را افزایش داده و باعث حفظ صافی سطح آن در طول زمان می‌شود. اکثر کامپوزیت‌های هیبریدی امروزی (مانند میکروهیبریدها و نانو هیبریدها) تمام این خواص را دارا می‌باشند. طراحی خاص حفره، نوع کامپوزیت مورد نظر جهت ترمیم حفره را مشخص می‌نماید. یک فاکتور مهم بالینی در ارتباط با انقباض پلیمریزاسیونی C-factor (Configuration factor) می‌باشد.

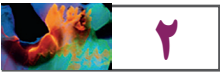
C-factor نقش مهمی را در میزان بزرگی تنش ناشی از انقباض پلیمریزاسیون ایفا می‌نماید. C-factor نسبت سطوح آماده سازی باند شده به سطوح باند نشده در ترمیم می‌باشد و هر چه قدر میزان آن بیشتر باشد پتانسیل تنش داخلی و شکست باند بیشتر خواهد بود.

هنگامیکه در ترمیم‌های مستقیم تاجی نسبت سطوح باند شده به سطوح باند نشده افزایش می‌یابد، (C-factor بالا) بیشترین میزان تنش داخلی ایجاد می‌شود. بنابراین در این موارد باید از مواد دارای تنش انقباضی کمتر استفاده نمود (کامپوزیت‌های 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 می‌آید. این نوع ترمیم‌ها نقش اساسی در پیشرفت تحقیقات و بهبود استراتژی‌های باندینگ ما ایفا می‌نمایند.

انتخاب مواد، نوع طراحی حفره دندان را مشخص می‌نماید

خاصیت چسبندگی کامپوزیت‌ها با فرمولاسیون‌های جدیدتر، امکان آماده‌سازی محافظه کارانه تر دندان‌ها را فراهم نموده و باعث بهبود خواص فیزیکی، مکانیکی و نوری کامپوزیت‌ها می‌شود به گونه‌ای که کاملاً مشابه ساختار طبیعی دندان‌ها باشند. بنابراین جهت جبران مقاومت ترمیم نسبت به شکستگی، نیازی به افزایش حجم ماده ترمیمی در سطح تماس ترمیم از طریق آماده سازی دندان نمی‌باشد. علاوه بر این بازسازی دندان‌های طبیعی با استفاده از کامپوزیت‌های باند شونده، باعث تقویت ترمیم دندان شده و در نتیجه منجر به افزایش میزان یکپارچگی ساختار می‌شود. در حالیکه که باعث کاهش و پراکنده شدن نیروهای عملکردی در طول کل سطح تماس ترمیمی می‌گردد. فرآیند باندینگ مواد کامپوزیتی به عاج و مینا، یکپارچگی و استحکام را برای کمپلکس ترمیم به ارمغان می‌آورد.



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 بانداژ 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 بانداژ 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 ملاحظات 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، 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. اگرچه بسیاری از فاکتورها (مانند آکلوزن، 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 می دهند. 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 انگل های داخلی گرد، لبه های چمفر لاین و نحوه قراردادی 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 II علاوه 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 ترمیم‌های مستقیم کامپوزیتی نسبت به کامپوزیت‌های لابراتواری و اینله‌های پرسلنی، محافظه کارانه تر طراحی می‌شود؛ چرا که نیازی به برداشت نواحی آندرکات جهت دستیابی به مسیر ورود مناسب و تطابق با دیواره‌های حفره نمی‌باشد. از سوی دیگر تکنیک قراردهی مستقیم کامپوزیت می‌تواند با کمترین میزان آماده‌سازی مورد استفاده قرار گیرد. زیرا که از آندرکات‌ها و سطوح ناصاف برای افزایش سطح باندینگ استفاده می‌شود. 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 لبه‌های آکلوزال دیواره‌های حفره دندانی نباید بول ایجاد شود. بول به صورت خودکار باعث افزایش عرض حفره آماده‌سازی شده و به نوبه خود پتانسیل درگیر شدن نواحی مرکزی ترمیم را افزایش می‌دهد. افزایش عرض حفره همچنین سایش ترمیم‌های کامپوزیتی را تسریع می‌نماید.

با گسترش حفره آماده‌سازی شده به سمت سطوح باکال و لینگوال نیاز به ایجاد بول در امتداد لبه‌های آکلوزال مناسب می‌نماید. ایجاد بول در این نواحی باعث می‌گردد که ترمیم باند شونده میزان مقاومت دندان نسبت به شکستگی را افزایش دهد.

آماده‌سازی دندان برای ترمیم‌های خارج تاجی

آماده‌سازی حفره دندان برای ترمیم‌های خارج تاجی کامپوزیتی کلید اصلی موفقیت بالینی است. تکامل روند طراحی حفره برای این نوع ترمیم‌ها همراه با پیشرفت مواد جدید ادامه می‌یابد. انتخاب مواد ترمیمی، طراحی حفره و چندین پارامتر منحصر به فرد، آماده‌سازی متعلق به مواد مختلف (مانند کامپوزیت‌های معمولی و فلو) و تکنیک‌های مختلف (مانند تزیینی یا مستقیم) را تحت تأثیر قرار می‌دهد. تکنیک‌های قدیمی طراحی حفره مورد استفاده برای ترمیم‌های خارج تاجی، باعث ارتقاء میزان محافظت از مینا نمی‌شود. جهت آماده‌سازی طرح‌های استاندارد، با توجه به ابعاد سطوح دندان موجود، استفاده از فرزهای الماسی (Depth-reduction) توصیه می‌شود. در مفهوم مدرن ترمیم، جهت آماده‌سازی خارج تاجی ترمیم‌های کامپوزیتی (مانند روکش‌ها و ونیرها) به دو فاکتور مهم زیر جهت موفقیت ترمیم نیاز می‌باشد: ۱- آگاهی کامل از آناتومی دندان و ۲- پیش‌بینی 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 آماده‌سازی دندان فراهم می‌نماید. قضاوت بالینی، با شناخت کامل آناتومی هر دندان بهبود می‌یابد. هر دندان بر اساس ضخامت عاج و مینا، اندازه و موقعیت پالپ، جهت رادهای مینایی و ارتباط با پیوندنشیم پیرامونش دارای ساختاری منحصر به فرد می‌باشد. 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 می‌شود.

دومین ملاحظه - پیش‌بینی ابعاد نهایی ترمیم - از تراش اضافی ساختار دندان جلوگیری می‌کند. میزان تراش دندان نباید بر اساس سطوح موجود دندان بلکه بر اساس کانتورهای پیش‌بینی شده ترمیمی انجام پذیرد. در صورت اصلاح کانتور، شکل و سایز دندان‌ها، و استفاده از وکس آپ تشخیصی ضروری است. از روی این وکس آپ، قالب‌های سیلیکونی یا آکریلی تهیه می‌شود 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 آماده‌سازی دندان را به ما ارائه می‌دهد.

دستورالعمل‌های آماده‌سازی خارج تاجی زیر باید در مورد ونیرهای کامپوزیتی و روکش‌هایی کامل مد نظر قرار گیرد. روش آماده‌سازی ونیر طی روند تکامل خود تغییرات و پیشرفت‌های متعددی را تجربه نموده است. طراحی حفره دندانی می‌تواند تحت تأثیر فاکتورهای نظیر سایز دندان، موقعیت و جهت آن در قوس فکی، آناتومی دندان، عملکردهای آکلوزالی، نیروهای مکانیکی، کیفیت و کمیت ساختار باقی مانده دندان، پارامترهای گسترش حفره به ناحیه زیبایی و پیش‌بینی ابعاد نهایی ترمیم قرار گیرد. با توجه به این ملاحظات بالینی، اصلاحات صورت پذیرفته در طراحی حفره می‌تواند شامل لبه اینسیزالی نازک، قوس اینترپروگزیمال، همپوشانی اینسیزالی، بول اینسیزالی و آماده‌سازی داخل مینایی یا پنجره (Window) باشد. در واقع اگر نیاز به آماده‌سازی باشد، مینا باید به صورت محافظه کارانه و داخل مینایی آماده‌سازی شده، و لبه‌های جینجیوال باید به صورت چمفر لاین داخل مینایی آماده‌سازی 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، پیش‌بینی 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 آماده‌سازی شود. اگر نیاز به تراش اینسیزال باشد، یک چمفر لاین و یا یک لبه مقعر بات (Concave Butt) در سطح لینگوال ایجاد می‌شود.



به منظور بهبود تطابق کامپوزیت‌ها تمامی زاویه‌ها و گوشه‌ها باید صاف و لاین‌انگلی‌ها 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 فراسوی استپ‌های عملکردی آکلوزالی از پیش تعیین شده باشد. آماده‌سازی روکش کامل نیز بر اساس تمامی فاکتورهای فوق‌الذکر انجام می‌پذیرد. به‌طور کلی در هنگام آماده‌سازی دندان‌های بدون تغییر رنگ، نیازی به گسترش عمیق به ناحیه سالکوس لثه وجود ندارد و باید در ناحیه لبه‌لثه آزاد و یا کمی پایین‌تر (۰/۵ میلی‌متر) از لبه‌لثه قرار گیرد.

میزان کانتور حفره آماده‌سازی شده باید با کانتورهای روکش نهایی یا دندان‌های طبیعی مطابقت داشته باشد. بنابراین نیاز به ایجاد همگرایی دو طرفه و یا تیپر دو بعدی (bipolar) در سطح لیبیال دندان می‌باشد. میزان تراش آکلوزال و اینسیزال باید ۱/۵ تا ۲ میلی‌متر و میزان تراش سطح فاسیال و لینگوال ۱ تا ۱/۵ میلی‌متر 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 ۱۳۵ درجه و یا به صورت شولدر با زاویه ۹۰ درجه ایجاد می‌شود. تمام لاین‌انگلی‌های موقت بین سطوح آماده‌سازی شده به استثناء لبه جینجیوال باید صاف و گرد باشند.

باندینگ

یکی از جزای مهم دیگر مفهوم طراحی ادهزیو، باندینگ می‌باشد. کلمه Adhesion از ریشه دو کلمه لاتین Ad و Hes به معنی «به» و «اتصال» مشتق شده است. همانطور که جاذبه مولکولی به عنوان جاذبه مولکولی شکل گرفته میان سطوح اجسام در تماس با یکدیگر تعریف می‌شود، Adhesion زمانی اتفاق می‌افتد که مولکول‌های نامتشابه جذب یکدیگر شوند. در مقابل Cohesion زمانی اتفاق می‌افتد که مولکول‌های مشابه جذب یکدیگر شوند. Adhesive اغلب یک مایع با غلظت بالا است که شامل لایه‌ای می‌باشد که دو سطح را به یکدیگر متصل می‌کند و سخت می‌شود. Adherend ماده یا ساختار اولیه‌ای است که باند بر روی آن قرار داده می‌شود. در دندانپزشکی یک سیلانت سطحی به عنوان یک ماده اتصال دهنده یک طرفه شناخته می‌شود، زیرا فقط یک سطح اتصال وجود دارد. Adhesion یا باندینگ به مفهوم ایجاد یک محل اتصال ادهزیو می‌باشد که به صورت سنتی شامل دو سطح چسبنده است. این دو سطح به گونه‌ای به هم متصل شده‌اند که باعث شده دو سطح اتصال، خود به عنوان بخشی از اتصال ادهزیو محسوب شوند.

اگرچه اغلب اتصالات ادهزیو تنها شامل دو سطح تماس می‌باشند. با این حال ترمیم‌های کامپوزیتی باند شونده به عنوان گونه پیچیده تری از این نوع اتصالات ادهزیو می‌باشد. خصوصیات فیزیکی و شیمیایی باندها مهم‌ترین نقش را در عملکرد اتصالات چسبنده ایفا می‌نمایند، زیرا باعث حفظ اتصال یکپارچه می‌شوند. به منظور حصول اطمینان از کارایی کافی اتصال ادهزیو نیاز است در مورد انواع Adherend (کامپوزیت‌ها یا سرامیک‌ها) 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 می‌گذارند. خصوصیات مکانیکی ساختار باند شونده تحت تأثیر جزئیات طراحی اتصال و روش انتقال نیروها از یک سطح باند شونده به دیگری می‌باشد. انرژی ویژه اتصال با توجه به خصوصیات مکانیکی، فیزیکی و شیمیایی لایه‌های متصل شونده تعریف می‌شود و باند توانایی تشکیل اتصال و میزان مقاومت آن نسبت به شکست را تعیین می‌نماید. دست‌یابی به چنین تماس مولکولی سطحی، اولین قدم ضروری در راه رسیدن به اتصال چسبنده با ثبات و مستحکم می‌باشد.

اصل اساسی جهت شکل‌گیری یک اتصال ادهزیو مطلوب شامل توانایی باند جهت پخش شدن بر روی سطوح متصل شونده و مرطوب نمودن آنها می‌باشد. معمولاً خاصیت خیس‌کنندگی 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 خیس‌کنندگی خود را افزایش دهد. هنگامی که خیس شدن سطحی حاصل گردید، نیروهای اتصال دهنده داخلی در سطح تماس از طریق یکی و یا مجموعه‌ای از مکانیسم‌های در هم قفل شونده مکانیکی (Mechanical Interlocking)، جذب (Adsorption) و یا انتشار (Diffusion) به وجود می‌آید. در هم قفل شدن مکانیکی زمانی بوجود می‌آید که باند به درون فرورفتگی‌ها نفوذ پیدا نموده و یا برجستگی‌های موجود بر روی سطح چسبنده را می‌پوشاند.

در فرآیند جذب (Adsorption) مولکول‌های باند، جذب سطح جامد شده و به آن متصل می‌شوند. این روند ممکن است شامل شکل‌گیری باند شیمیایی بین رزین (باند) و عناصر معدنی و غیر معدنی سطح دندان (Adherend) باشد. فرآیند انتشار (Diffusion) شامل باندینگ شیمیایی یا مکانیکی مولکول‌های پلیمر (رزین) و رسوب آن بر روی سطوح دندان (Adherend) می‌باشد. در اکثر مواقع بیش از یکی از مکانیسم‌های بالا در دست‌یابی به سطح مطلوبی از چسبندگی میان باند و سطوح باندینگ مختلف نقش دارند.



بر این دندانپزشک باید از خصوصیات فیزیولوژیکی، بافت شناسی و مورفولوژیکی سطوح (مینا و عاج) آگاهی داشته و از استراتژی لازم جهت ایجاد تغییرات زیستی به منظور دست یابی به اتصال بهینه اطلاع داشته باشند.

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

آماده سازی شیمیایی مینا و عاج دندان با استفاده از اسیدهای بافر شده باعث تسهیل نفوذ رزین ها به درون بافت دندانی می شود. این یک روش بالینی استاندارد می باشد که از سال ۱۹۶۰ در دندانپزشکی ادهزیو مورد استفاده قرار می گیرد. اسید می تواند لایه اسمیر را به صورت کامل یا به صورت جزئی حذف نماید.

حذف لایه اسمیر باعث افزایش انرژی سطحی بافت و کاهش محتوای معدنی بافت دندان شده و نواحی نگهدارنده بسیار کوچکی (Micro Retentive) را ایجاد نماید؛ که متعاقباً توسط پرایمر و رزین باند شونده تحت نفوذ قرار گیرد.

مکانیسم اتصال به مینا و عاج دندان مشابه می باشد و شامل گیر افتادن میکرومکانیکی مونومرها درون منافذ بسیار ریز مینای دندان و یا فضاهای بین فیبریلی کلاژن ها حاصل از انحلال اسیدی بافت های معدنی می باشد.

هنگام ارزیابی میزان موفقیت ترمیم ها، یکپارچگی لبه های حاصل از این فرآیند به عنوان یک اولویت در نظر گرفته می شود، چرا که بی عیب و نقص میان دندان و ترمیم برای جلوگیری از نفوذ باکتری ها و برقراری تعادل هیدرومکانیکی در سطح تماس حد فاصل مجموعه پالپ و دندان ضروری می باشد.

فرآیند اسید اچ سطح مینای دندان به یک روش استاندارد مورد استفاده در سطح تماس حد فاصل رزین باند شونده تبدیل شده است. زیرا این روش نشان داده است که از توانایی لازم جهت ایجاد یک باند میکرومکانیکی مؤثر و پایدار به میزان ۲۰ مگاپاسکال یا بیشتر بین مینای دندان و رزین را دارا می باشد. فرآیند اسید اچ با بهره گیری از اسید فسفریک ۳۰ تا ۴۰ درصد، سطح 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.

بر اساس پروتکل توتال اچ (اچ کردن و شستشوی سطح) نیاز است که از اسید برای دکلسیفیکاسیون لایه سطحی عاج دندان استفاده نماییم. این اسید لایه اسمیر را حذف و توبول های عاجی را باز نموده، نفوذپذیری عاج را افزایش داده و باعث دکلسیفیکاسیون پری توبولار و اینترتوبولار عاج دندانی می شود.

حذف بافت های معدنی (کریستال های هیدروکسی آپاتیت) باعث نمایان شدن شبکه ای از فیبریل های کلاژن می شود که در لایه های عمیق تر عاج دکلسیفیکاسیون شده قرار گرفته اند. (شکل ۴-۲)

بر اساس پروتکل آماده سازی سلف اچ، همزمان با رسوب دادن مجدد لایه اسمیر، با استفاده از مونومرهای اسیدی به عاج معدنی زدایی شده نفوذ می نماییم. این تکنیک به صورت همزمان امکان نفوذ به فیبرهای کلاژنی و دکلسیفیکاسیون بافت معدنی عاج تا عمق مشابه را فراهم می نماید. (شکل ۵-۲)

بنابراین ریسک عدم نفوذ کامل مونومرهای باند به داخل بافت معدنی زدایی شده عاج به حداقل می رسد. به علاوه، این نفوذ، از افت فیبرهای کلاژنی که ممکن است پس از فرآیند آماده سازی و خشک کردن در طول تکنیک توتال اچ رخ دهد، جلوگیری نماید. رزین ممکن است به مقدار بسیار کمی (۵/۰ تا ۵ میکرون) داخل لایه اسمیر و عاج نفوذ کرده و به طور همزمان پلیمریزه شود.

برخلاف تکنیک توتال اچ، در تکنیک سلف اچ به دلیل هم زمانی پروسه نفوذ رزین و معدنی زدایی، تفاوتی میان عمق آن ها وجود ندارد. بنابراین به دلیل عدم حذف اسمیر، پلاگ ها پیش از بکارگیری باند، پتانسیل بروز حساسیت پس از ترمیم در سیستم های سلف اچ کمتر خواهد بود. با این حال در مطالعه صورت پذیرفته بر روی Clearfil SE (kuraray) و Prime&Bond NT (Dentsply) تفاوت معناداری میان باندهای توتال اچ و سلف اچ گزارش نشده است.

تکنیک اچ انتخابی روش باندینگ دیگری است که در آن از اسید اچ بر روی مینا دندان و از پروتکل سلف اچ بر روی دنتین استفاده می ماییم. این تکنیک از مزایای هر دو روش توتال اچ و سلف اچ بهره می برد. معدنی زدایی انتخابی عاج باعث کاهش پتانسیل بروز حساسیت پس از ترمیم شده و باعث شکل گیری باند مستحکم و قابل پیش بینی با عاج دندان، به استثناء عاج اسکروتیک می شود. به علاوه این عاج دندانی بیش از حد معدنی شده به اچ شدن نیاز دارد.

تکنیک معدنی زدایی انتخابی مینا دندان، باعث افزایش میزان انطباق لبه و افزایش میزان پایداری اتصال شکل گرفته می شود، 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 لبه‌ها با ساختار دندان برای موفقیت بالینی ترمیم‌های کامپوزیتی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. 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 می‌باشد. این تنش‌ها ممکن است به عنوان مکانیسم چالش برانگیز ترمیم‌های آدهزیو در دندانپزشکی بالینی مطرح شوند. این چالش‌ها شامل تطابق ناکافی مارجینال، میکرولیکیج، شکستگی مارجینال و پوسیدگی ثانویه، شکستگی‌ها، تغییر رنگ، حساسیت‌های پس از ترمیم و پتانسیل آسیب پالپی می‌باشند.

انقباض ناشی از پلیمریزاسیون در مقابل باندینگ

پیش از این که ترمیم در معرض نیروهای آکلوزالی و تنش‌های حرارتی قرار گیرد، استرس‌های ناشی از پلیمریزاسیون در سطح تماس حدواسط مواد ترمیمی و باند با ساختار دندان به وجود می‌آید. در تکنیک‌های ترمیمی که از کامپوزیت‌ها استفاده می‌شود، واکنش پلیمریزاسیونی فاز رزینی ماتریکس می‌تواند ثبات ابعادی را به مخاطره بیاندازد. بنابراین درک عمیق از مجموعه برهم‌کنش‌های موجود میان انقباض پلیمریزاسیونی و فرآیند باندینگ ضروری می‌باشد. در واقع فرآیند تبدیل مولکول‌های مونومر به شبکه پلیمری از طریق متراکم‌سازی مولکول‌های مونومر اتفاق افتاده و منجر به انقباض توده‌ای می‌شود. هنگامیکه ماده کیور شونده از تمامی جهات به یک سطح مستحکم باند می‌شود، انقباض توده‌ای اتفاق می‌افتد و این جمع‌شدگی باید توسط سیالیت کامپوزیت جبران گردد. در صورتی که کامپوزیت از ویژگی سیالیت برخوردار نباشد (به دلیل ضریب کشسانی کامپوزیت‌ها، حجم فیلرها و قدرت نور کیور کننده) میزان تنش‌ها، خمیدگی دندان و یا شکل‌گیری فاصله در سطح تماس حد فاصل دندان-باند افزایش می‌یابد. کوچکتر شدن ناشی از پلیمریزاسیون یا «انقباض هنگام کیور شدن»، به مفهوم انقباض حجمی کامپوزیت در طول پلیمریزاسیون می‌باشد. شکل‌گیری اتصالات عرضی میان مونومرها و تبدیل آن‌ها به پلیمرها مسئول به وجود آمدن این انقباض حجمی اجباری ۲ تا ۵ درصد می‌باشد. در طول واکنش پلیمریزاسیون رفتار ویسکوالاستیک کامپوزیت‌ها از حالت ویسکوز به ویسکوالاستیک و سپس به الاستیک تغییر می‌یابد. این درحالیست که در مرحله ویسکوز هیچگونه تنش وجود ندارد و در مرحله ویسکوالاستیک تنش‌ها تا حدودی به وسیله سیالیت و تنش الاستیک آزاد می‌شوند. از لحظه‌ای که ماده دیگر از خاصیت سیالیت ویسکوز برخوردار نبوده و توانایی تحمل انقباضات ناشی از کیور شدن را ندارد تحت عنوان نقطه ژله‌ای (gel point) یاد می‌شود. تنش‌های ناشی از کوچک شدن ابعاد به ساختارهای اطراف دندان منتقل می‌گردد زیرا تغییرات حجمی محدود می‌شوند. فشارهای خنثی نشده ممکن است باعث افزایش قدرت اتصال در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم شده و در نتیجه باعث شکل‌گیری فاصله بر اثر از دست رفتن اتصال شوند. عوامل مؤثر بر انقباض ناشی از پلیمریزاسیون شامل: نوع رزین، محتویات فیلر درون کامپوزیت‌ها، ضریب کشسانی مواد، ویژگی‌های کیور شدن، جذب آب، شکل حفره و شدت نوری که برای پلیمریزاسیون کامپوزیت به کار می‌رود، می‌باشد. با درک مکانیسم پیچیده موجود میان کوچک شدن ابعاد ناشی از پلیمریزاسیون و باندینگ، دندانپزشکان می‌توانند تکنیک‌های ترمیمی و موادی را برای مدیریت تنش‌های موجود در سطح تماس حد فاصل دندان و ترمیم برای هر یک از موقعیت‌های مختلف بالینی منحصر به فرد انتخاب کنند.

تکنیک‌های ترمیمی جهت مدیریت تنش‌ها

آخرین جزء مفهوم طراحی آدهزیو شامل تکنیک مورد استفاده جهت انجام ترمیم می‌باشد. انطباق مواد با تکنولوژی‌های متمایز ممکن به میزان تکنیک بکار گرفته شده منجر به موفقیت بالینی شود.

Kopperud و همکارانش اذعان می‌نمایند که میزان مهارت دندانپزشک جهت اجرای پروتکل‌های باندینگ باعث افزایش طول عمر ترمیم‌های کامپوزیتی می‌شود.

به منظور غلبه بر چالش‌های پیش روی ترمیم‌های 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 تأثیر تنش‌های ناشی از کاهش ابعاد می‌باشد 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 آن ها 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 از آن 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 رسد که 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 کیور کردن رزین هایی 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 کوآرتز- تنگستن- هالوژن (QTH) باید نوری را با حداقل شدت تابشی برابر $400 MW/cm^2$ را به منظور کیور نمودن کافی کامپوزیتی با قطر $1/5$ تا 2 میلیمتر ارسال نماید. هنگامی که شدت تابش در زمان تابش ضرب شود بیانگر رادیان تابش (radiant exposure) و یا انرژی بر واحد سطح $Joules/cm^2$ می باشد. اکثر رزین های دندانپزشکی به رادیان تابشی برابر $16 J/cm^2$ برای کیور مناسب نیاز دارند. البته بسته به نوع، رنگ و افسیته کامپوزیت رادیان تابشی از $16 J/cm^2$ تا $24 J/cm^2$ 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 6 یا 7 میلی متر (در مقایسه با 9 یا 10 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 3 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 0.79 cm^2 در دستگاه لایت کیوری دارای نوکی با قطر ۱۰ میلی متر به 0.238 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 میو - دیستال تقریباً برابر ۱۱ میلیمتر و در ناحیه باکال - لینگوال برابر $10/5$ میلیمتر و در ناحیه سرویکال دندان برابر 9×9 میلیمتر می باشد، اگر دندانپزشک از دستگاه لایت کیوری دارای نوکی با قطر ۶ میلی متر استفاده نماید، جهت پوشش دهی کامل ترمیم میو - آکلوزال - دیستال دندان مولر را باید به دفعات آن را کیور نمود.

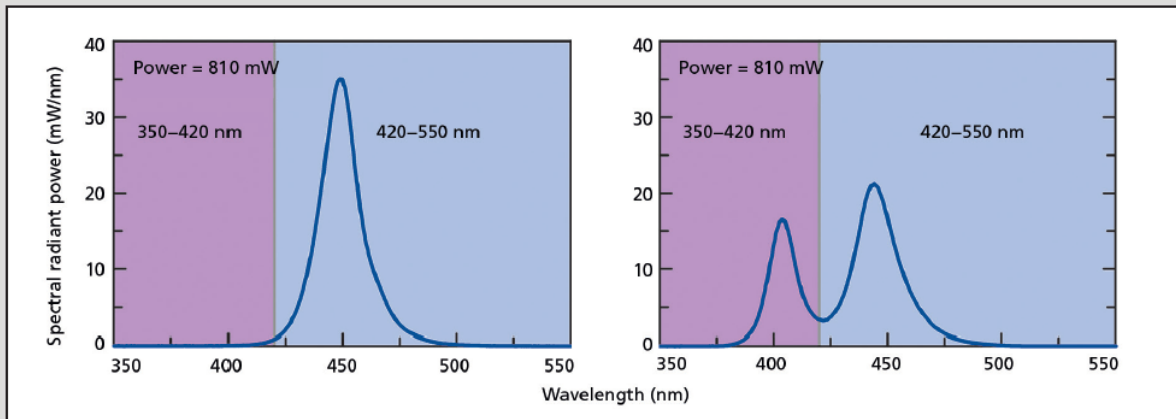
در هنگام بکارگیری کامپوزیت های دارای محتوی فیلر بالا، در نظر گرفتن این مورد توسط دندانپزشکانی که به دنبال کاهش زمان نوردی ترمیم ها می باشند بسیار حائز اهمیت می باشد.

منبع نور

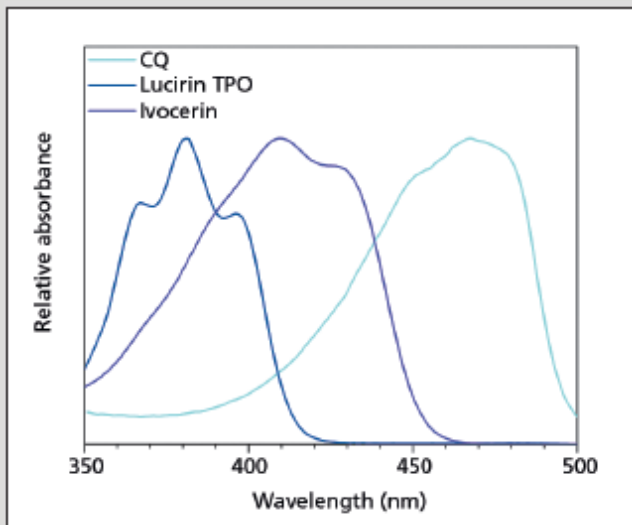
دو نور مختلف می توانند دارای قدرت تابشی یکسان بوده اما با توجه به منبع تولیدشان دارای طیف انتشار متفاوتی باشند (شکل ۷-۲). در گذشته بیشتر دستگاه های متداول لایت کیور از منبع نوری QTH استفاده می کردند. این منبع نور بسیار شبیه لامپ پروژکتور مخصوص اسلاید بود. نور سفید ساطع شده توسط این دستگاه پس از فیلتر 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 دستگاه های لایت کیور با منبع نور دیود (LED) در سطح بازار به وفور یافت می شوند. این دستگاه ها از تاثیر گذاری بیشتری برخوردار بوده و به وسیله باتری نیز کار می کنند. این در حالیست که بیشتر دستگاه های 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 کامفورکونین (CQ) را که در اکثر کامپوزیت های موجود در بازار وجود دارد را به پلیمریزه می کند با این حال برخی از رزین ها دارای آغازگرهای نوری از نوع (Lucirin TPO BASF) (Ivocerin (Ivoclar- Vivadent) می باشند. شکل ۹-۲ نشان دهنده طیف جذب نوری هر سه آغازگر نوری متداول می باشد. بر اساس این داده ها 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 کاملاً مطابق باشد.

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

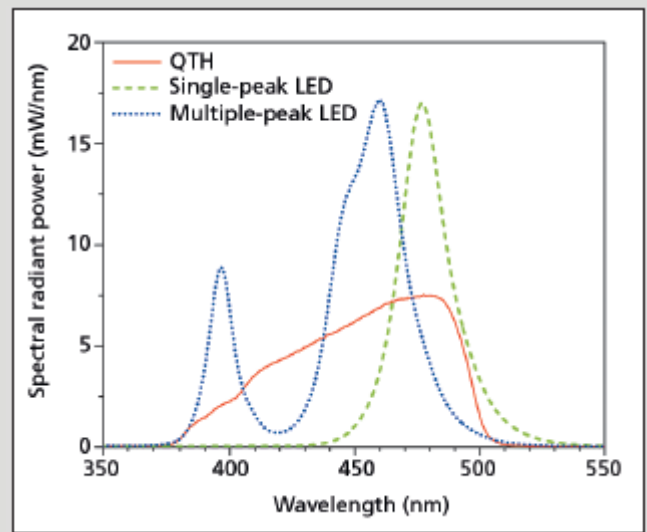
وجود چنین نیازی به تولید نسل سوم دستگاه های لایت کیور LED چند موجی (polywave) منجر گردید که در آن از دو یا چند تابشگر مختلف LED جهت تولید باریکه های نور دارای دو یا تعداد بیشتری طول موج استفاده می شود. یکی از آن ها در محدوده رنگ بنفش با طول موج تقریبی ۴۱۰ نانومتر و دیگری در محدوده نور آبی با طول موج تقریبی ۴۵۵ نانومتر می باشد. از آنجاییکه تولیدکنندگان به ندرت تمام مواد تشکیل دهنده رزین های خود را فاش می نمایند پس احتمالاً در بهترین حالت می توانیم فرض کنیم که اگر تولیدکنندگان 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 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 می باشد (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).

تأثیر فاصله نوک دستگاه از رزین

قدرت تابشی دستگاه لایت کیور که توسط تولیدکنندگان اعلام می گردد معمولاً در نوک دستگاه لایت کیور اندازه گیری می شود. 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 معمولاً 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 تأثیر 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 تأثیرگذاری فواصل بالینی مشخص بر قدرت تابش ساطع شده از دستگاه لایت کیور آگاه باشند.