

اثر الگوهای گوناگون تابش نور بر استحکام پیوند برشی کامپازیت رزین به مینا و عاج

سید مصطفی معظمی* - فهیمه فرزنانگان** - حمید عطار***

* دانشیار گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی دانشکده‌ی دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
** استادیار گروه ارتودنسی دانشکده‌ی دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد
*** دندانپزشک

چکیده

بیان مسأله: هر چه سرعت پلیمریزاسیون بیشتر باشد، کامپازیت فرصتی کمتر برای جریان یافتن داشته و ناگهان سخت گشته و به ایجاد پتانسیل جدایی ترمیم از دیواره‌های حفره و کاهش استحکام پیوند منجر می‌گردد.
هدف: هدف از این پژوهش، بررسی اثر الگوی تابشی پیشرونده‌ی پیشنهادی نوین (SUP) بر استحکام پیوند کامپازیت به مینا و عاج در مقایسه با چند الگوی تابشی دیگر بود.

مواد و روش: در این پژوهش تجربی-آزمایشگاهی، گروه‌های آزمایشی شامل 40 نمونه‌ی مینایی و 40 نمونه‌ی عاجی بر روی سطح فاشیال دندان‌های کانین آماده شدند. مولدهای سیلندریک به ابعاد 2×2 میلی‌متر به وسیله‌ی کامپازیت Colten A 3.5 به روش توده‌ای پر گردیده و بر روی سطح آماده شده جا گرفتند. چهار الگوی تابشی برای گروه‌های مینایی و عاجی 10 تایی، به قرار زیر به کار گرفته شد. درسه گروه نخست به ترتیب برنامه‌ی HIP، LOP و PUL دستگاه استرالیس 7 و در گروه چهارم برای کیورینگ برنامه‌ی تابشی SUP استفاده گردید. پس از انکوباسیون 37 درجه‌ی سانتی‌گراد به مدت 24 ساعت و 500 دور چرخه‌ی دمایی (55-5 درجه‌ی سانتی‌گراد) و مانع کردن نمونه‌ها در آکریل، اندازه‌گیری میزان استحکام پیوند به وسیله‌ی دستگاه اینسترون با سرعت کراس هد 0/5 میلی‌متر بر دقیقه انجام شد. سپس، داده‌ها با کمک نرم افزار SPSS با آزمون‌های واریانس یک عاملی و دو عاملی و دانکن، واکاوی آماری شدند.

یافته‌ها: نتایج نشان داد، که در گروه‌های عاجی ($p=0/172$) و مینایی ($p=0/295$) هیچ اختلاف معناداری میان استحکام باند منتج از چهار الگوی تابشی وجود ندارد و نیز، عامل یا متغیر مستقل الگوی تابشی تأثیر قابل توجهی بر استحکام پیوند ندارد ($p=0/388$).

نتیجه‌گیری: الگوی تابشی SUP نیز، مانند دیگر الگوها می‌تواند استحکام باندی مطلوب با مینا و عاج ایجاد کند.
واژگان کلیدی: استحکام پیوند برشی، الگوی تابش نور، شدت نور، برنامه‌ی پیشرونده‌ی پیشنهادی

تاریخ پذیرش مقاله: 87/2/19

تاریخ دریافت مقاله: 86/11/18

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز 1387؛ دوره‌ی نهم، شماره‌ی دو: صفحه‌ی 109 تا 119

درآمد

امروزه، کامپازیت رزین های لایت کیور به دلیل دارا بودن برتری هایی، چون زیبایی، راحتی کاربرد، بهبود یافتن پیوند با ساختار دندان و افزایش ویژگی های مکانیکی، در کارهای بالینی روزانه کاربرد گسترده تری پیدا کرده اند⁽¹⁾. البته، یکی از نارسایی های کامپازیت های لایت کیور، این است که، درجه ی کیور شدن آنها متناسب با میزان نوری است، که بخش های گوناگون آن دریافت می کند. پلی مریزاسیون کافی عاملی قطعی در به دست آوردن ویژگی های فیزیکی مطلوب در مواد ترمیمی کامپازیت رزینی است⁽²⁾. دشواری های مربوط به پلی مریزاسیون ناکافی عبارت هستند از: ویژگی های فیزیکی پایین، قابلیت حل شدن در محیط دهانی، افزایش ریزش و در نتیجه ی آن، عود پوسیدگی و تحریک پالپی⁽³⁾.

یکی دیگر از مشکلات سرشتی کامپازیت ها این است که، به هنگام پلی مریزاسیون به انقباض دچار می شوند. به ویژه، در کامپازیت های نوری، که سرعت پلی مریزاسیون بالا بوده و سمت انقباض ماده به سمت منبع نوری است، زمینه برای جدا شدن ماده ترمیمی از دیواره ها آماده تر می شود⁽⁴⁾. پژوهش هایی گوناگون برای چیرگی بر این مشکل انجام گردیده و راهکارهای بسیار نیز، در این راستا پیشنهاد شده است. اما این مشکل، نه به قوت نخستین، ولی همچنان وجود دارد و راه را برای بررسی های بیشتر باز گذارده است. فوزایاما (Fusayama) در مقاله ی خود، مشکل الگوی انقباضی کامپازیت های نوری را کاملاً شرح داده است⁽⁵⁾. هر چه شدت نور تابیده شده به کامپازیت بیشتر باشد و یا به سخن بهتر، هر چه کامپازیت در زمانی کوتاه تر سخت شود، مدت زمان مرحله ی ویسکوپلاستیک نیز، کوتاه تر بوده و در نتیجه، فشار ناشی از پلی مریزاسیون بیشتر خواهد شد. به طور کلی، در کامپازیت های نوری، نیروهای ناشی از پلی مریزاسیون در مدت چند ثانیه ایجاد می شوند. این کامپازیت ها 80 درصد استحکام

باند و فشار ناشی از انقباض پلی مریزاسیون خود را در 20 ثانیه ی نخست به دست می آورند⁽⁶⁾. ارزش اصلی یک استحکام پیوند به نسبت بالا، رویارویی با انقباض پلی مریزاسیون و در نتیجه، حفظ مهر و موم لبه های است⁽⁷⁾. از سوی دیگر، اگر که پیوند میان کامپازیت و دندان خوب باشد، چنین فشارهای انقباضی قادر به ایجاد تغییراتی در ساختار دندان خواهد بود^(8,1). برای نمونه، ترک هایی ریز در مینای سرویکالی ایجاد خواهد شد، که دندان را برای شکستگی آماده می کند^(10,9).

به وجود آمدن شکاف های لبه ای و ریزش به دنبال آن، باعث ایجاد تغییر رنگ در لبه ها، حساسیت های پس از ترمیم و پوسیدگی های ثانویه می شود^(11,1). دستگاه های لایت کیور به گونه ای طراحی شده اند، که بتوانند شدت نوری تولید کنند، که آن اندازه ی بالا باشد تا بتواند بخش های عمقی ترمیم را به خوبی کیور کند. اما از سویی، به کار بردن یک منبع نوری شدید ممکن است به مراتب بیشتر، منجر به ایجاد شکاف در لبه ها و یا ترک های مینایی شود⁽¹²⁾.

از راه هایی گوناگون می توان فشارهای ناشی از انقباض پلی مریزاسیون را کاهش داد. یک راه، لایه لایه قرار دادن کامپازیت است. در این روش، به کامپازیت اجازه داده می شود که آزادانه به سوی سطوح چسبنده انقباض پیدا کند. هر چه کامپازیت کمتر به دیواره های رو به رو باند شود، ممانعت کمتر در برابر انقباض وجود خواهد داشت و فشارهای کمتر به وجود خواهد آمد⁽¹³⁾. راه دوم، قرار دادن سمان لاینر در دیواره های عاجی است. برای این روش، می توان از سمان گلاس آینومر استفاده کرد، که بعداً سطح این سمان اچ شده و با کامپازیت باند می شود⁽¹⁴⁾. آخرین و تازه ترین راه عبارت است از، کاهش نخستین میزان تبدیل مواد رزینی (منومر به پلیمر)، که در این روش، مواد رزینی کمی اجازه ی آزادی حرکت در میان دیواره های حفره و مرکز انقباض خواهند داشت⁽¹⁵⁾. این پلی مریزاسیون با آغاز آهسته در نتیجه ی اعمال انرژی نورانی بصورت پله کانی

است (Step-wise modulation of light energy) و نشان داده شده است، که باعث شکاف لبه‌ای کوچک‌تر و اتصالات لبه‌ای بیشتر می‌شود⁽¹⁶⁾.

در این پژوهش تجربی آزمایشگاهی، که به دنبال بررسی های معظمی و عباسی⁽¹⁷⁾ و معظمی و فرزندگان⁽¹⁸⁾ انجام پذیرفته است، با معرفی یک گونه روش سخت نمودن پله کانی (Step-cure) پیشروندهی پیشنهادی یا (Suggestive Progressive Program) SUP، که با تغییر ولتاژ برق ورودی دستگاه لایت کیور به کمک یک دیمر کالیبره شده و به دنبال آن، تغییر شدت نور خروجی دستگاه لایت کیور و ایجاد الگوی تابش جدید، ایجاد شده است، روند پلی‌مریزاسیون را آهسته کرده تا بتوان فشارهای انقباضی را به حداقل رسانده و قصد بر آن بوده است، که اثر آن بر استحکام پیوند کامپازیت به مینا و عاج در مقایسه با سه الگوی تابشی دستگاه استرالایس 7 بررسی شود. نتایج بررسی های پیشین^(17,18) نشان داده است، که این روش (SUP) می‌تواند همانند دیگر الگوهای تابشی، کیورینگ مطلوب را تا عمق چهار میلی‌متر در درون کامپوزیت ایجاد کند و از سویی، ریزش را نسبت به دیگر گروه‌ها کاهش دهد. درحقیقت، این بررسی به دنبال پاسخ به این پرسش است که: آیا الگوی تابشی پیشروندهی پیشنهادی، به ایجاد استحکام پیوند مناسب کامپازیت به مینا و عاج دندان در مقایسه با سه الگوی تابشی دستگاه استرالایس 7 قادر خواهد بود؟

مواد و روش

در این بررسی آزمایشگاهی - تجربی از 80 دندان کاین انسانی سالم، بدون پوسیدگی و ترک پس از تمیز شدن با دستگاه اولتراسونیک و بروساژ با خمیر پامیس، استفاده شد. در آغاز، دندان‌ها به دو گروه 40 تایی، شامل یک گروه مینایی و یک گروه عاجی بخش شدند. برای آماده سازی مقاطع از فرز الماسه استوانه‌ای بلند زیر D&Z شماره ی 014 - 837 (Dental +Zweiling ,DIAMANT GmbH,Georzalle307,14167

استفاده گردید. مقاطع مینایی بر روی سطح فاشیال آماده گردید. این سطح به وسیله‌ی فرز تراش داده شد به گونه‌ای که، سطحی صاف به ابعاد 5×5 میلی‌متر به وجود آید. اما، برای ایجاد مقاطع عاجی، آن اندازه از سطح فاسیال تراشیده شد تا این که، سطح عاجی صاف به ابعاد 5×5 میلی‌متر نمایان گردید. سپس، دندان‌ها در آکرلیکی فوری بایر (BayerPhrama, Division Dentaire, 107 Ave Gabriel) (Peri, 94170 Le Perreux) و در قالب‌هایی به ابعاد 3/5×1×1 سانتی‌متر به گونه‌ای مانت شدند، که سطح صاف و تراش خورده‌ی مینایی یا عاجی آنها به صورت موازی با افق بیرون از آکرلیک قرار گیرد. سپس، دندان‌ها به روش تصادفی به چهار گروه 20 تایی بخش شدند، که هر گروه، شامل 10 مقطع مینایی و 10 مقطع عاجی بود. مقاطع مینایی و عاجی پیش از قرار دادن کامپازیت بر پایه‌ی دستور کارخانه، به روش زیر آماده شدند: در مقاطع مینایی، در آغاز، سطح تراش خورده‌ی دندان با کمک یک فرز الماسه D&Z متوسط شماره‌ی 016 - 878 تراش داده شد. سپس، سطح یاد شده به مدت 20 ثانیه به وسیله‌ی اسید فسفریک (Ultraetch® 505 WEST 10200 South SOUTH Jordan , UTAH 84095 Ultradent, USA) اچ گردید و پس از شست و شو و خشک کردن، عامل باندینگ® Excite (Ivoclar/vivadent , Benderer Strasse) اچ گردید و پس از شست و شو و خشک کردن، عامل باندینگ® Excite (Ivoclar/vivadent , Benderer Strasse) اچ گردید. همین مراحل برای مقاطع عاجی انجام شد با این تفاوت، که مدت اچ کردن در این مقاطع، 10 ثانیه بود. پس از قراردادن مولدهای پلی اتیلن سیلندریک با ابعاد 2×2 میلی‌متر، که با کامپازیت Tetric Ceram® (Ivoclar/vivadent, Benderer Strasse 2, AG, FL-9494)

است (Step-wise modulation of light energy) و نشان داده شده است، که باعث شکاف لبه‌ای کوچک‌تر و اتصالات لبه‌ای بیشتر می‌شود⁽¹⁶⁾.

در این پژوهش تجربی آزمایشگاهی، که به دنبال بررسی های معظمی و عباسی⁽¹⁷⁾ و معظمی و فرزندگان⁽¹⁸⁾ انجام پذیرفته است، با معرفی یک گونه روش سخت نمودن پله کانی (Step-cure) پیشروندهی پیشنهادی یا (Suggestive Progressive Program) SUP، که با تغییر ولتاژ برق ورودی دستگاه لایت کیور به کمک یک دیمر کالیبره شده و به دنبال آن، تغییر شدت نور خروجی دستگاه لایت کیور و ایجاد الگوی تابش جدید، ایجاد شده است، روند پلی‌مریزاسیون را آهسته کرده تا بتوان فشارهای انقباضی را به حداقل رسانده و قصد بر آن بوده است، که اثر آن بر استحکام پیوند کامپازیت به مینا و عاج در مقایسه با سه الگوی تابشی دستگاه استرالایس 7 بررسی شود. نتایج بررسی های پیشین^(17,18) نشان داده است، که این روش (SUP) می‌تواند همانند دیگر الگوهای تابشی، کیورینگ مطلوب را تا عمق چهار میلی‌متر در درون کامپوزیت ایجاد کند و از سویی، ریزش را نسبت به دیگر گروه‌ها کاهش دهد. درحقیقت، این بررسی به دنبال پاسخ به این پرسش است که: آیا الگوی تابشی پیشروندهی پیشنهادی، به ایجاد استحکام پیوند مناسب کامپازیت به مینا و عاج دندان در مقایسه با سه الگوی تابشی دستگاه استرالایس 7 قادر خواهد بود؟

مواد و روش

در این بررسی آزمایشگاهی - تجربی از 80 دندان کاین انسانی سالم، بدون پوسیدگی و ترک پس از تمیز شدن با دستگاه اولتراسونیک و بروساژ با خمیر پامیس، استفاده شد. در آغاز، دندان‌ها به دو گروه 40 تایی، شامل یک گروه مینایی و یک گروه عاجی بخش شدند. برای آماده سازی مقاطع از فرز الماسه استوانه‌ای بلند زیر D&Z شماره ی 014 - 837 (Dental +Zweiling ,DIAMANT GmbH,Georzalle307,14167

از آن در مدت 15 ثانیه، به 400 میلی وات بر سانتیمتر مربع می‌رسد. سپس، فاصله‌ی زمان های در حدود دو ثانیه شدت نور میان 400 تا 750 میلی وات بر سانتیمتر مربع نوسان می‌کند و در زمان 40 ثانیه، نور خروجی قطع می‌شود.

4- گروه چهارم یا (Suggestive Progressive Program)

SUP: در این گروه، که در حقیقت گروه پیشنهادی و مورد آزمایش بود، الگویی تازه از نظر شدت و مدت برای ایجاد Step-cure کامپازیت استفاده شد. در این روش، در آغاز شدت های 250، 300 و 350 میلی وات بر سانتی مترمربع هر یک به مدت 20 ثانیه به کامپازیت تابیده شد، که این شدت ها به کمک یک دستگاه دیمرویک دستگاه لایت کیور® Coltolux (Coltene/whaledent Inc. 750) (Crporate Drive, Mahwah, NJ 07430) تولید گردید (نگاره‌ی 2). در پایان، بی‌درنگ پس از آن، کامپازیت به مدت 30 ثانیه در زیر تابش نور با شدت 400 میلی وات بر سانتیمتر مربع قرار گرفت.



نگاره‌ی 2: نمایش اجزای گوناگون الگوی تابش پیشنهادی (SUP). A: ترانس تنظیم کننده ی ولتاژ ورودی به دستگاه B: دیمر، C: رادیومتر، D: کلتولوکس 4، E: آسترالیس 7.

پس از این مراحل، دندان‌ها به مدت 24 ساعت در انکوباتور 37 درجه‌ی سانتی‌گراد با رطوبت 100 درصد نگهداری شدند و سپس، نمونه‌ها در آب مقطر در زیر چرخه‌ی دمایی 5 تا 55 درجه‌ی سانتی‌گراد قرار گرفتند.

(Schaan / Liechtenstein) کاملاً پر شده بودند بر روی سطوح آماده شده دندان، تابانیدن نور از فاصله‌ی یک میلی‌متر، بسته به شماره‌ی گروه بر پایه‌ی الگوهای زیر به توده‌ی کامپازیت اعمال شد (نگاره‌ی 1).



نگاره‌ی 1: قرار دادن مولد پلی اتیلنی پر شده با کامپازیت بر روی مقاطع آماده سازی شده ی مینایی و عاجی (A) و اعمال نور دستگاه لایت کیور (B).

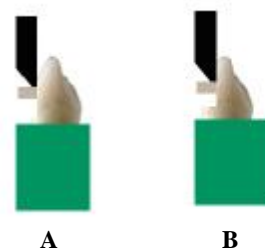
1. گروه نخست یا (High Power Program) HIP: در این گروه برای سخت کردن کامپازیت از شدت نور 750 میلی وات بر سانتیمتر مربع دستگاه آسترالیس 7 به مدت 40 ثانیه استفاده گردید.
2. گروه دوم یا (Low Power Program) LOP: در این گروه برای سخت کردن کامپازیت از شدت نور 400 میلی وات بر سانتیمتر مربع دستگاه آسترالیس 7 به مدت 75 ثانیه استفاده گردید.
3. گروه سوم یا (Puls Program) PUL: در این گروه برای سخت کردن کامپازیت از برنامه‌ی PUL دستگاه آسترالیس 7 به مدت 60 ثانیه استفاده گردید. در این گروه، از دو دستگاه آسترالیس استفاده شد، به گونه‌ای، که در آغاز، با یکی از دستگاه‌ها به مدت 40 ثانیه با برنامه‌ی PUL تابش انجام شد و سپس، بی‌درنگ با دستگاه دوم که 15 ثانیه از پیش روشن شده بود و شدت نور آن به مرحله‌ی نوسانی (Pulsing) رسیده بود به مدت 20 ثانیه تابش ادامه یافت. در این دستگاه در برنامه PUL شدت نور خروجی در مدت یک ثانیه به 150 میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع رسیده و پس

مستقل فوق بر متغیر وابسته مذکور با آزمون واریانس (دوعاملی) و برای بررسی تاثیر الگوی تابش در گروه‌های عاجی و مینایی بر استحکام پیوند با تحلیل واریانس یک سویه واکاوی آماری توسط نرم افزار SPSS گونه‌ی 11، صورت پذیرفت.

یافته‌ها

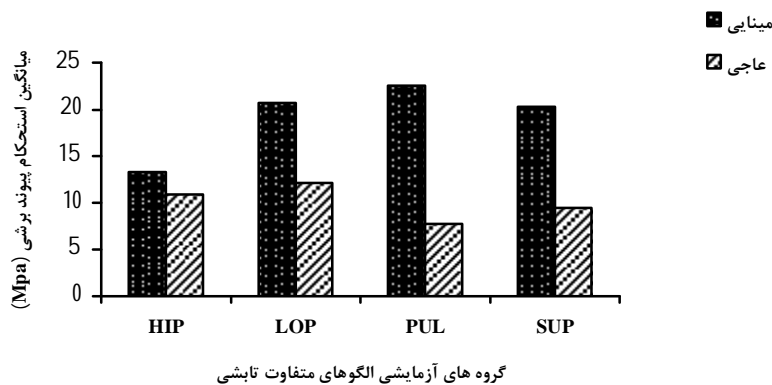
آزمون کالموگورف با $P\text{-Value}=0/092$ نبود اثر متقابل را نشان داد. آزمون واریانس دوسویه بدون در نظر گرفتن اثر متقابل بیانگر این بود، که متغیر مستقل مینایی و عاجی به طور چشمگیری $p<0/001$ بر روی استحکام باند تاثیر دارد و عامل یا متغیر مستقل الگوی تابش تاثیر قابل توجه به استحکام پیوند ندارد $p=0/388$. تحلیل واریانس یک سویه با $p=0/172$ برای گروه‌های عاجی و $p=0/295$ برای گروه‌های مینایی نشان دهنده‌ی این امر بود، که الگوی تابش در هیچ یک از دو گروه عاجی و مینایی بر استحکام باند تاثیر معنی داری ندارد. همان گونه که انتظار می‌رفت، در همه‌ی گروه‌ها، استحکام پیوند برشی در مینا بیشتر از عاج بود (نمودار 1).

برای تعیین استحکام برشی پیوند کامپازیت به مقاطع مینایی و عاجی از دستگاه اینسترون (Instron Engineering Co. Canton, Mass) با سرعت کراس هد 0/5 میلی‌متر/دقیقه استفاده شد (نگاره‌ی 3). استحکام برشی پیوند بر پایه‌ی مگاپاسکال (MPa) اندازه‌گیری و ثبت شدند. سپس، داده‌ها با آزمون واریانس یک عامله و دو عامله واکاوی آماری شدند.



نگاره‌ی 3: نمای انجام آزمایش استحکام پیوند برشی نمونه‌های مینایی (A) و عاجی (B).

برای بررسی تاثیر هر یک از دو متغیر مستقل الگوی تابش نور و سطوح عاجی و مینایی بر متغیر وابسته استحکام باند و بررسی اثر متقابل دو متغیر



نمودار 1: میانگین استحکام پیوند برشی کامپازیت به مینا و عاج دندان بر پایه‌ی مگا پاسکال به تفکیک گروه‌های آزمایشی (الگوهای تابشی)

بحث

در راستای تلاش های انجام گرفته در زمینه‌ی افزایش زمان حالت ویسکو- پلاستیک کامپازیت های نوری و کاهش انقباض ناشی از پلی مریزاسیون سریع آنها، معظمی و همکاران در دو بررسی خود (17 و 18)، الگوی تازه ی کیورینگ را با عنوان سخت نمودن لایه به لایه معکوس (Revers layer by layer curing) و یا پلی مریزیشن پیشرونده پیشنهادی (SUP) معرفی و آزمایش کردند. در این الگو، در آغاز، نور با شدت های پایین به کامپازیت تابیده شده و پیوسته شدت نور افزایش یافته تا به مرز 400 میلی وات بر سانتی متر مربع برای کیورینگ برسد. در این روش نوردهی، با تغییر ولتاژ برق ورودی دستگاه لایت کیور و به دنبال آن، تغییر شدت نور خروجی دستگاه لایت کیور و ایجاد الگوی تابشی تازه، هدف این است، که روند پلیمریزاسیون را آهسته کرده تا فشارهای انقباضی را به پایین ترین اندازه رساند.

فان (Fan) و همکاران نشان دادند، که تغییرات ولتاژ بر شدت تابش مؤثر بوده و کاهش ولتاژ برق ورودی با کاهش شدت تابش دستگاه لایت کیور در پیوند است (19). دیال لئونارد (D.L. Leonard) و همکاران پیوندی مستقیم میان تغییرات شدت برون دهی دستگاه لایت کیورو تغییرات ولتاژ برق شهر به دست آوردند، که با نظر فان (Fan) و همکاران هم راستاست. تغییرات ولتاژ به میزان 10 ولت می تواند موجب کاهش قدرت کیورینگ به میزان 30 درصد شود (21،20).

از آنجایی که، حداقل شدت نوری، که می تواند کامپازیت را کیور کند، 233 میلی وات بر سانتی متر مربع در نظر گرفته می شود، در این الگو نوردهی، از شدت 250 میلی وات بر سانتی مترمربع به مدت 15 ثانیه آغاز شده و سپس، شدت های 300 و 350 میلی وات بر سانتی متر مربع هر یک به مدت 15 ثانیه وارد گردیده و در پایان از شدت 400 میلی وات بر سانتی متر مربع به مدت 30 ثانیه استفاده می شود. با آگاهی به این

موضوع، که هر شدت نوری (در شرایط یکسان و با چشمپوشی از گونه‌ی رنگ کامپازیت) عمق نفوذ معینی در کامپوزیت دارد، در نتیجه، با این الگوی تابش، در آغاز، لایه های سطحی، که نور با شدت پایین قادر به نفوذ در آن است، سخت می گردد. در حالی که، لایه های عمیق تر، هر چند که مقداری نور در آنجا نفوذ می کند، اما در حالت ویسکو- پلاستیک یا ژله‌ای هستند و فرصت جریان یافتن به درون آندراکات ها و گوشه های حفره را دارا هستند. به تدریج که شدت نور بالا می رود، عمق نفوذ نیز، بیشتر شده و لایه های عمیق تر نیز سخت می گردد. به این گونه، انتظار می رود، که فشارهای انقباضی ناشی از سخت شدن توده ای کامپازیت، که در شدت های بالای نوردهی ناگهانی رخ می دهد، با این روش کاهش یابد. معظمی و عباسی، اثر چهار الگوی تابش PUL, LOP, HIP و SUP را بر روی سختی کامپازیت های نوری بررسی کردند. نتایج نشان داد، که میزان سختی در هر چهار گروه تا عمق چهار میلی متر در حد مطلوب است و با یکدیگر اختلاف معنادار ندارند و نتیجه گرفتند، که الگوی SUP توان به انجام پلی مریزاسیون کافی کامپازیت را تا عمق چهار میلی متر داراست (17).

معظمی و فرزنانگان، اثر همین چهار الگوی تابشی را بر ریزشست کامپازیت های نوری بررسی کردند و نتایج نشان داد، که کمترین میزان ریزشست مینایی و عاجی در میان چهار گروه آزمایشی، مربوط به گروه SUP بود و ریزشست نمونه های مینایی با به کارگیری الگوی تابشی SUP صفر، است (18).

در این الگو، در واقع روند پلی مریزاسیون هدایت یافته، فشارهای انقباضی کمتر ایجاد شده و به دنبال آن، اثرات زیان آور این فشارها نیز، بر استحکام پیوند کامپازیت با دندان کاهش می یابد. اما نتایج این بررسی نشان داد، که استحکام پیوند این گروه با گروه های دیگر تفاوتی ندارد.

فوزایاما (Fusayama) در مقاله‌ی خود، مشکل الگوی انقباضی کامپازیت های نوری را کاملاً شرح داده

رزین های کامپوزیت باید درجه ی تبدیل و سختی سطحی کافی داشته باشند و نشان داد که برای رسیدن به درجه ی تبدیل مناسب، شدت های بالاتر مناسب هستند، چون باعث کاهش مونومر به جامانده و ایجاد ویژگی های مکانیکی مطلوب می شوند⁽²⁴⁾.

یاپ (Yap) و همکاران⁽⁹⁾، یوشیکاوا (Yoshikawa) و همکاران⁽¹⁾، سیلیکاس (Silikas) و همکاران⁽²³⁾ و ساکاگوچی (Sakaguchi) و همکاران⁽²⁵⁾ در بررسی های گوناگون به این نتیجه رسیدند، که افزایش شدت نور باعث افزایش فشارهای انقباضی و افزایش شکاف های لبه ای و ریزش می شود. کوران (Koran) و همکاران در بررسی خود نشان دادند، که پلیمریزاسیون سریع می تواند چسبندگی را ضعیف کرده، ولی پره بهبود بخشد و نیز، میزان دمای تولید شده در پالپ می تواند به وسیله ی روش دو مرحله ای کاهش یابد⁽²⁶⁾. آنان نیز، سختی سطحی، چسبندگی، انقباض، ویسکوزیتی و میزان منومر برجامانده را در کامپوزیت های سخت شده با الگوی تابشی گوناگون را بررسی کرده اند. این پژوهشگران درباره ی سختی سطحی به این نتیجه رسیدند، زمانی که کل انرژی نورانی رسیده به کامپوزیت به 17000 میلی وات ثانیه بر سانتی متر مربع برسد، سختی سطحی نهایی کامپوزیت به دست می آید⁽²⁶⁾. در بررسی کنونی، شدت های نور و زمان تابش به گونه ای در نظر گرفته شد، که مقدار کلی تابش برای چهار گروه یکسان باشد (30000 میلی وات ثانیه بر سانتی متر مربع). این میزان، به مراتب بیشتر از 17000 میلی وات ثانیه بر سانتی متر مربع است که کوران و همکاران در بررسی خود به آن اشاره کرده اند.

در نتیجه، می توان انتظار داشت، که ویژگی های فیزیکی ترمیم در چهار گروه تقریباً همانند باشد، که نتایج به دست آمده از بررسی معظمی و عباسی تا عمق دو میلی متری مؤید آن است⁽¹⁷⁾ و این احتمال، که شاید کم بودن استحکام پیوند، به ناکافی بودن انرژی

است. به گفته ی وی، در کامپوزیت های شیمیایی، پلیمریزاسیون از دیواره های حفره، که گرم تر است، آغاز شده و باعث می شود تا توده ی کامپوزیت به سمت دیواره انقباض یابد، ولی در کامپوزیت های نوری، پلیمریزاسیون از سطح ماده، که نزدیک منبع نور است، آغاز می گردد. لایه ی سطحی در اثر انقباض ناشی از پلیمریزاسیون، بقیه ی توده ی کامپوزیت را به سوی خود می کشد، که این امر، باعث جدایی ماده از دیواره ها می شود، به ویژه، هنگامی که، لبه ی لثه ای حفره در عاج یا سمان است و کامپوزیت به مینای اچ شده در دیگر لبه ها چسبیده باشد⁽⁵⁾. این فشارهای ناشی از الگوی انقباضی ممکن است نارسایی هایی در پیوند میان کامپوزیت و دندان ایجاد کند، که به شکست در پیوند و ایجاد شکاف های لبه ای (Marginal gap) منجر گردد^(9 و 22).

یوشیکاوا (Yoshikawa) به این نتیجه رسید، که با کاهش سرعت پلیمریزاسیون با الگوی پیشنهادی ($270 \text{ mW/cm}^2 \text{ } 10\text{s} + 5 \text{ s Interval} + 600 \text{ mW/cm}^2 \text{ } 50\text{s}$) حداکثر همخوانی لبه ای و حداقل انقباض ناشی از پلیمریزاسیون به دست می آید⁽¹⁾، که معظمی و فرزنگان نیز، در بررسی خود به این نتیجه رسیدند⁽¹⁸⁾. سیلیکاس (Silikas) و همکاران در بررسی هایی، با تغییر شدت نور تابیده شده، درجه ی تبدیل کامپوزیت (Degree of Conversion) و میزان فشار انقباضی کامپوزیت را اندازه گیری کرده و نتیجه گرفتند، که: میان درجه ی تبدیل کامپوزیت و فشار انقباضی پیوندی وجود دارد، به این ترتیب، که با مقداری کاهش در درجه ی تبدیل کامپوزیت (تا حدود 55 تا 65 درصد)، می توان از فشارهای انقباضی کاست، اما این کاهش باید به اندازه ای باشد، که بتواند کیورینگ پذیرفتن را فراهم سازد و از سویی، باید توجه داشت، که درجه ی تبدیل کامپوزیت، به تنهایی معرف میزان تشکیل شبکه ی پلیمری نیست⁽²³⁾، که نتایج بررسی معظمی و عباسی مؤید نتایج به دست آمده از بررسی بالاست⁽¹⁷⁾. از سویی، لوتز (Lutz) بیان کرد، که برای ثبات بالینی،

بدست آمده در اعماق چهار میلی متری با الگوی SUP کمتر از الگوی HIP بود. ولی باید اشاره کرد، که تا عمق دو میلی متری، هیچ اختلاف معنادار در ایجاد سختی در الگوهای متفاوت تابشی وجود نداشت⁽¹⁷⁾.

علت انتخاب لوله‌های پلی اتیلنی و قرار دادن ترمیم در درون این لوله‌ها بر روی دندان به جای فراهم کردن حفره و انجام ترمیم معمولی، حذف عامل اصطکاک دیواره ها بود. عاملی، که می تواند مسیر انقباض پلیمریزاسیون را تغییر دهد و نتیجه‌ای خالص را که از تغییر الگوی تابشی حاصل می شود، تحت شعاع قرار دهد. بر پایه ی نتایج به دست آمده از آنالیزهای آماری، هم در گروه‌های مینایی و هم در گروه های عاجی، هر چهار روش می توانستند استحکام باند پذیرفتنی و تقریباً یکسانی با دندان ایجاد کنند. البته، به طور کلی، استحکام باند به دست آمده از گروه HIP نسبت به گروه های دیگر کمتر بود، که با بررسی آمارال (Amaral)⁽²⁷⁾ هم راستاست، اما از نظر آماری اختلافی معنادار با سه گروه دیگر نداشت.

یوشیکاوا (Yashikawa) و همکاران نشان دادند، که پیوند خطی قوی میان استحکام پیوند برشی به عاج با میزان پلیمریزاسیون رزین مجاور سطح اتصال وجود دارد. یعنی این که استحکام پیوند آغازین به عاج تابعی از ویژگی مکانیکی رزین نزدیک به سطح اتصال با دندان است⁽³⁰⁾.

الگوی SUP، که در حقیقت، یک روش سخت کردن عمق به عمق (Depth by Depth) کامپازیت است، با پخش کردن فشارهای انقباضی، مانع از انقباض ناگهانی توده‌ی کامپازیت به هنگام پلیمریزاسیون می شود. با توجه به نتایج به دست آمده از واکاوی آماری، که نشان می دهد استحکام پیوند در میان چهار گروه الگوی تابشی SUP, HIP, LOP و PUL با یکدیگر اختلافی معنادار ندارند، می توان بیان کرد، که الگوی SUP نیز می تواند مانند الگوهای دیگر، استحکام پیوند پذیرفتنی با بافت های دندان ایجاد کند (هرچند که استحکام پیوند آن بیشتر از گروه های دیگر نبود).

رسیده به ترمیم مربوط باشد، از میان می رود. پلی مریزاسیون سریع می تواند چسبندگی را ضعیف و پره پلیمریزاسیون با شدت پایین می تواند چسبندگی را بهبود بخشد⁽²⁷⁾ در راستای افزایش زمان حالت ویسکو- پلاستیک کامپازیت های نوری و کاهش انقباض ناشی از پلیمریزاسیون سریع آنها نیز، در بررسی کنونی، الگوی پیشرونده ی پیشنهادی نوین برای کیورینگ معرفی و آزمایش شده. چرا، که یکی از مهم ترین راه های افزایش استحکام باند، کاهش اثر انقباض ناشی از پلیمریزاسیون کامپوزیت است و یکی از روش های کاهش اثر انقباض پلیمریزاسیون، تغییر الگوی تابش است.

ایلیه (Ilie) و همکاران در بررسی خود، یک دستگاه کیورینگ هالوژن را با سه دستگاه LED با 16 برنامه ی گوناگون کیورینگ مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند، که روش پلی مریزاسیون Soft start یا با شروع نرم و آهسته با کاهش انقباض پلی مریزاسیون و در عین حال، حفظ کیورینگ مطلوب، همچنان از بهترین روش های سخت کردن است⁽²⁸⁾. نتایج بررسی های معظمی و فرزنانگان⁽¹⁸⁾ معظمی و عباسی نیز به نتایج بررسی بالا همانند است. معظمی و عباسی اثر این چهار الگوی تابشی را بر عمق کیورینگ بررسی کردند و نتیجه گرفتند، که الگوی SUP به انجام پلیمریزاسیون مطلوب تا عمق چهار میلی متری قادر است⁽¹⁷⁾. معظمی و فرزنانگان نیز، به این نتیجه رسیدند، که میزان ریزش در گروه SUP نسبت به گروه های دیگر کمتر است⁽¹⁸⁾.

نئو (Neo) و همکاران نیز، پنج گونه برنامه‌ی کیورینگ دستگاه VIP را از نظر سختی ایجاد شده در سطح و عمق کامپازیت سخت شده با هم مقایسه کردند و در پایان، به این نتیجه رسیدند، که کیفیت کیورینگ در عمق با برنامه های شروع نرم و آهسته (Soft start) و یا با شروع سریع Turbo می تواند افزایش یابد⁽²⁹⁾، که این نتایج، چندان با نتایج به دست آمده از بررسی معظمی و عباسی همخوان نیست. که در آن سختی

- نتایج به دست آمده از این بررسی بیان کننده‌ی این واقعیت است، که با طراحی و ساخت دستگاه لایت کیوری، که بتواند الگوی SUP را ایجاد کند، می‌توان با اعمال پلیمریزاسیون هدایت شده لایه به لایه، افزون بر اطمینان از بسندگی پلیمریزاسیون و سختی مطلوب کامپازیت، به ترمیمی دست یافت، که فشارهای انقباضی در آن کاهش یافته و ریزش و شکست لبه‌ای در آن به اندازه‌ای پذیرفتنی کاهش یابد⁽¹⁸⁾. در عین حال، که به کارگیری این الگو، ضعفی از نظر استحکام باند کامپازیت- مینا و عاج نسبت به دیگر گروه‌ها نداشته باشد.
2. اختلاف میزان استحکام برشی پیوند در میان گروه‌های مینایی و عاجی به شدت معنادار بود ($p < 0/001$).
3. میانگین استحکام پیوند در همه‌ی گروه‌های آزمایشی در گروه‌های مینایی بیشتر از گروه‌های عاجی بوده است.
4. الگوی تابشی در هیچ یک از دو گروه عاجی و مینایی تأثیر معنی داری به استحکام پیوند ندارد و الگوی تابشی پیشرونده پیشنهادی نوین (SUP) نیز مانند دیگر الگوها می‌تواند استحکام پیوند مطلوبی بین کامپازیت و مینا و عاج دندان ایجاد کند.

نتیجه گیری

1. میزان استحکام برشی پیوند گروه‌های مینایی و همین‌طور گروه‌های عاجی در چهار گروه تابشی، اختلاف آماری معنادار با هم نداشت.

سپاسگزاری

نویسندگان مقاله مراتب سپاس خود را از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشکده مشهد ابراز می‌دارند.

References

1. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 2001; 17: 359-366.
2. Bayne SC, Hemann HO, Swift EJ JR. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 687-701.
3. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater* 2002; 18: 436-444.
4. Yap AU, Wong NY, Siow KS, Gan LM. Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent* 2003; 28: 357-364.
5. Fusayama T. Indications for self-cured and light-cured adhesive composite resins. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 46-51.
6. Zidan O, Gomez-Marin O, Tsuchiya T. A comparative study of the effect of dentinal bonding agents and application techniques on marginal gaps in class V cavities. *J Dent Res* 1987; 66: 716-721.
7. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite- dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984; 63: 1396-1399.
8. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 560-569.
9. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001; 26: 260-266.
10. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 1983; 106: 475-477.
11. Qvist V. Pulp reactions in human teeth to tooth colored filling materials. *Scand J Dent Res* 1975; 83: 54-66.
12. Davidson-Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ, De Gee AJ, Erdilec N. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater* 1997; 13: 344-352.
13. Davidson CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 446-447.
14. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH. Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. *J Dent* 1991; 19: 312-316.
15. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997; 25: 435-440.

16. Goracci G, Bazzucchi M, Mori G, Casa de Martinis L. In vivo and in vitro analysis of a bonding agent. *Quintessence Int* 1994; 25: 627-635.
17. معظمی سید مصطفی، عباسی ندا. تأثیر الگوی تابش وابسته به تغییر ولتاژ و پلیمریزاسیون هدایت‌شده بر ریز سختی کامپوزیت‌های لایت کیور. پایان‌نامه دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، 81-1380. پایان‌نامه شماره‌ی 1650.
18. معظمی سید مصطفی، فرزادگان فهیمه. تأثیر الگوی تابش وابسته به تغییر ولتاژ و پلیمریزیشن هدایت‌شده بر ریزنشت ترمیم‌های کامپوزیتی نوری. پایان‌نامه‌ی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، 81-1380. پایان‌نامه‌ی شماره‌ی 1641.
19. Fan PL, Wozniak ET, Reyes WD, Stanford TW. Irradiance of visible light curing units and voltage variation effect. *J Am Dent Assoc* 1987; 116: 209-215.
20. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 2002; 14: 286-295.
21. معظمی سید مصطفی، عطاران نونا. بررسی آزمایشگاهی تأثیر ضخامت‌های متفاوت چند نوع ماده ترمیمی و نسوج دندانی و هوا در میزان افت شدت نور. *مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد* 1383؛ 28: صفحه‌های 251 تا 262.
22. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resin and its possible influence on post operative sensitivity. *Quint Int* 1986; 17: 103-111.
23. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000; 16: 292-296.
24. Lutz F, Philips RW. A classification and evaluation of resin systems. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 480-488.
25. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composite. *J Dent* 1998; 26: 695-700.
26. Koran P, Kürschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage. Viscosity, adhesion and degree of polymerization. *Am J Dent* 1998; 10: 17-22.
27. Amaral CM, Peris AR, Ambrosano GM, Swift EJ Jr, Pimenta LA. The effect of light-curing source and mode on microtensile bond strength to bovine dentin. *J Adhes Dent* 2006; 8: 41-45.
28. Ilie N, Kunzelmann KH, Visvanthan A, Hickel R. Curing behavior of a nanocomposite as a function of polymerization procedure. *Dent Mater J* 2005; 24: 469-477.
29. Neo BJ, Soh MS, Teo JW, Yap AU. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Oper Dent* 2005; 30: 671-675.
30. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999; 78: 898-905.