

بررسی و مقایسه ی اثر الگوهای تابشی گوناگون و الگوی تابشی پیشنهادی نوین بر ریز سختی کامپازیت رزین نوری

سید مصطفی معظمی* - فهیمه فرزنانگان** - ندا عباسی***

* دانشیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی دانشکده ی دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد

** استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده ی دندانپزشکی و مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات

بهداشتی درمانی مشهد

*** دندانپزشک

چکیده

بیان مساله: چیرگی بر پی آمدهای ویرانگر ناشی از پلیمریزاسیون، پژوهشگران بسیاری را بر آن داشته است که راه حلی برای آن پیدا کنند. از آنجا که، پلیمریزاسیون مطلوب کامپازیت رزین ها در موفقیت ترمیم های انجام شده با این مواد موثر است و رابطه ی مستقیم میان شدت نور و پلیمریزاسیون مطلوب و یا به سخنی، عمق کیورینگ وجود دارد، انتظار می رود الگوی تابشی مناسب ضمن ایجاد عمق کیورینگ مطلوب، بر پی آمدهای ویرانگر ناشی از پلیمریزاسیون تا اندازه ای چیره گردد.

هدف: انجام این پژوهش برای آرایه ی یک الگوی تابش نوین برای کیورینگ کامپازیت و بررسی اثر آن بر ریزسختی کامپازیت و اندازه ی پلیمریزاسیون آن در قیاس با چند الگوی دیگر بود.

مواد و روش: در این بررسی آزمایشگاهی تجربی چهار گروه پنج تایی از مهره های برنجی استوانه ای به وسیله ی کامپازیت Tetric[®] Ceram به صورت توده ای پر شدند. نمونه ها در سه گروه نخست به وسیله ی سه الگوی تابشی دستگاه Astralis7 شامل HIP، LOP و PUL به مدت ۸۰ ثانیه در برابر تابش قرار گرفتند و در گروه چهارم، نمونه ها به وسیله ی الگوی تابشی پیشرونده ی پیشنهادی و با نام SUP (Suggested Progressive Program) به مدت ۸۰ ثانیه در برابر تابش قرار گرفتند. پس از آماده سازی، نمونه ها تحت آزمون ریز سختی سنجی در شش عمق گوناگون قرار گرفتند و نیز، بی درنگ آزمون نفوذ رنگ به کمک استرئومیکروسکوپ برای همه ی نمونه ها انجام گرفت. یافته های پژوهش به کمک نرم افزار SPSS با آنالیز واریانس یک سویه و دانکن واکاوی شدند.

یافته ها: نتایج بررسی ها نشان داد که ۱- میانگین میزان ریز سختی کلی در انواع الگوهای تابشی متفاوت بی در نظر گرفتن عامل عمق، اختلافی معنادار با یکدیگر نداشت ($p=0/362$). ۲- همه ی الگوهای تابشی مورد استفاده باعث به وجود آمدن سختی های متفاوت و به شدت معنادار در اعماق گوناگون صفر تا پنج میلی متری در هر گروه شدند ($p=0/000$). ۳- سختی عمق های متناظر تا عمق چهار میلی متری در گروه های آزمایشی، تفاوتی معنادار با یکدیگر نداشت و تنها در عمق پنج میلی متری این اختلاف به شدت معنادار بود ($p=0/000$). عامل ایجاد اختلاف معنادار، به عدد به دست آمده ی ریزسختی در عمق پنج میلی متری گروه HIP مربوط بوده است.

* نویسنده ی مسوول مکاتبات: سید مصطفی معظمی. مشهد- میدان پارک ملت- دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد-

Email: s-m-moazzami@mums.ac.ir

گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی- تلفن: ۰۵۱۱ - ۸۸۲۹۵۱۰

نتیجه گیری: الگوی پیشنهادی (SUP) ضمن مهار و هدایت روند پلیمریزاسیون کفایتی همسان نسبت به دیگر الگوهای تابشی در ایجاد سختی تا عمق چهار میلی متری ترمیم های کامپوزیتی را داراست. **واژگان کلیدی:** ریز سختی، الگوی تابشی نور، شدت نور

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۲/۱۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۶/۱۴

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز. سال هفتم؛ شماره ۱ و ۲، ۱۳۸۵ صفحه ۱ تا ۱۳

مقدمه

برای بهبود تطابق لبه ای کامپازیت های نوری، روش پلیمریزاسیون سافت استارت (Soft-start) معرفی شده است. در این روش، کامپازیت در آغاز در شدت های کم و سپس با شدت های بالا پلیمریزه می شود. بنابراین، فشارهای نخستین در شدت های کم، کاهش یافته، تطابق با دیواره های حفره بهبود می یابد.^(۵) در همین باره روگبرگ (Rueggeberg) و جوردن (Jordan) در ۱۹۹۳ بیان کردند، که بهتر است که فاصله ی میان سطح رزین کامپازیت و انتهای لوله ی دستگاه برای کاهش شدت نور و کاهش فشارهای انقباض افزایش یابد.^(۶) مول (Mohl) و همکاران در ۱۹۹۵ عنوان کردند، که با استفاده از روش بالا به گونه ای، که شدت نخستین در حدود ۵۰ درصد شدت پایانی باشد، اگر نمونه ها به مدت ۲۰ ثانیه با شدت کامل پست کیور (post cure) شوند، سختی سطحی اثر نمی پذیرد.^(۷) آیلی (Ilie) و همکاران در سال ۲۰۰۵ در بررسی خود، یک دستگاه کیورینگ هالوژن را با سه دستگاه LED با ۱۶ برنامه ی گوناگون کیورینگ مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند، که روش پلیمریزاسیون سافت استارت با کاهش انقباض پلیمریزاسیون و در عین حال، حفظ کیورینگ مطلوب همچنان از بهترین روش های سخت کردن است.^(۸)

نئو (Neo) و همکاران نیز، در سال ۲۰۰۵، پنج گونه برنامه ی 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 سافت استارت و توربو (Turbo) می تواند افزایش یابد.^(۹) در فرایند پلیمریزاسیون، مطلوب این است، که

پلیمریزاسیون کافی کامپازیت های نوری، به شدت منبع نوری، طول موج و زمان تابش بستگی دارد، که در صورت کمبود هر یک از این سه عامل، کامپازیت به طور کامل پلیمریزه نشده، خواص فیزیکی نامطلوب خواهد داشت، که به شکست زودرس ترمیم می انجامد. از میان عوامل مؤثر بر عمق کیورینگ، شدت نور مهم ترین عامل شناخته شده است.^(۱)

لوتز (Lutz) در سال ۱۹۹۲ بیان کرد، که برای ثبات بالینی، رزین های کامپازیت 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 تر هستند، چون باعث کاهش مونومر برج مانده و ایجاد خواص مکانیکی مطلوب می شوند.^(۲) از سوی دیگر، در شدت های بالاتر نور، پلیمریزاسیون سریع تر رخ داده، که در نتیجه ی آن فشارهای انقباضی شدیدتر شده و تطابق لبه ای کمتر را به علت جدا شدن کامپازیت از دیواره های حفره ایجاد می کند.^(۳) بنابراین، در تعیین شدت نور مناسب برای کیورینگ، باید دو نکته را در نظر گرفت: یکی این که، از یک سو، شدت نور باید به اندازه ای باشد، که موجب پلیمریزاسیون کافی و سختی مناسب کامپازیت شود و از سوی دیگر، آن اندازه زیاد نباشد، که به پلیمریزاسیون سریع و انقباض ناگهانی کامپازیت و جدایی آن از دیواره های حفره منجر گردد.

در طی پلیمریزاسیون در مرحله های آغازین، شبکه ی رزین کامپازیت ضعیف بوده مولکول ها می توانند بر روی هم بلغزند و فشارهای تولید شده در این مرحله نمی توانند به باند چسبنده آسیب برسانند. در پی پلیمریزاسیون، به تدریج فلو کاهش یافته و کامپازیت سخت می شود.^(۴)

* VIP: Variable Intensity Program

شدت بالا) با لامپ هالوژن یا یک دستگاه با لامپ زنون با شدت بالا را، در صورتی که پیشتر حفره با یک دستگاه دنتین باند موثر آماده شده باشد، پیشنهاد کرده و بیان کردند، که استفاده از سیستم های دنتین باندینگ و رزین کامپازیت نسبت به روش پلیمریزاسیون، عاملی مهم تر در تطابق لبه ای به شمار می آید^(۱۵).

هدف از این بررسی، که به دنبال بررسی پیشین^(۱۶) مبنی بر اثر الگوی تابشی نوین بر کاهش فشارهای انقباضی و در پی آن، کاهش مایکرولیکیج مینایی و عاجی بوده است، بررسی و مقایسه‌ی این الگوی نوین با چند الگوی تابشی دیگر بر ریزسختی کامپازیت رزین بود^(۱۷). در حقیقت، این بررسی پاسخگوی این پرسش است که: آیا الگوی تابشی نوین، که توانسته باعث کاهش میکرو لیکیج در لبه های مینایی و عاجی شود^(۱۶)، نیز، می تواند کیورینگ مطلوب و سختی مناسب در کامپازیت ایجاد کند؟

مواد و روش

در این بررسی آزمایشگاهی تجربی، در آغاز ۲۰ مهره‌ی برنجی سیلندریک با قطر درونی شش میلی‌متر و ارتفاع هفت میلی‌متر و یک میزک عاجی از مولر سوم تازه کشیده شده و مانع شده در آکريل سلف کیور، آماده شدند (نگاره های ۱ و ۲).



نگاره‌ی ۱: مهره‌های برنجی مصرفی به ابعاد داخلی ۶×۷ میلی‌متر



نگاره‌ی ۲: نمای اکلوزالی بستر عاجی برای قرارگیری مهره های برنجی بر روی آن

همه‌ی پیوندهای دو گانه در واکنش شرکت کنند. اما، معمولاً چنین چیزی به طور کامل به دست نمی آید. اندازه‌ی پلیمریزاسیون باید در سطح و عمق یکسان و نسبت سختی در سطح و عمق یک به یک یا نزدیک آن باشد، ولی به علت عبور نور از درون توده‌ی کامپازیت و پدیده‌های جذب و پراکنش، از شدت نور به اندازه‌ی زیاد کاسته شده، بنابراین از کفایت پلیمریزاسیون در عمق کاسته می شود^(۱۰). باقری-معظمی در ۱۳۷۴ با هدف یکسان سازی اندازه‌ی پلیمریزاسیون سطحی و عمقی کامپازیت های نوری، از قطعات اچ و سایلینیت شده‌ی بایوگلاس در توده‌ی کامپازیت نوری استفاده کردند^(۱۱). معظمی-کاویان در ۱۳۷۸ نیز، با هدف افزایش کفایت هدایت نور، قطعاتی از جنس بایوگلاس و به شکل قطعات از پیش آماده‌ی CERANA® را معرفی کردند. افزایش سختی عمقی و یکسان سازی سختی سطحی و عمقی از نتایج بررسی آنان بود^(۱۲). معظمی-عطاران در ۱۳۸۳ نیز، اندازه‌ی کاهش شدید نور پس از گذر از ضخامت‌های متفاوت مواد و بافت‌های دندانی را نشان دادند^(۱۳).

یاب (Yap) و سنویراتنه (Seneviratne) در ۲۰۰۱ اثر چگالی نیروی دستگاه لایت کیور را بر کیور کامپازیت‌ها با شدت‌های گوناگون و در زمان‌های مختلف بررسی کردند و نتیجه گرفتند، که کیور موثر با شدت ۲۰۰ تا ۳۰۰ میلی وات بر سانتی‌متر مربع حاصل نمی شود، ولی با شدت‌های بالا ۵۰۰ تا ۶۰۰ میلی‌وات بر سانتی مترمربع پس از ۳۰ ثانیه تابش به دست می آید^(۱۴). هازگاو (Hasegawa) و همکاران در ۲۰۰۱، مقایسه‌ی دو روش پلیمریزاسیون و ارزیابی اثر این دو روش را بر درجه‌ی کیور و تطابق لبه‌ای چهار گونه کامپازیت، انجام دادند. دو روش مورد نظر در این بررسی، یکی روش سافت استارت (نور با شدت کم برای ۱۰ ثانیه، که پس این مدت ۳۰ ثانیه از نور با شدت بالا استفاده می شد) و روش دوم، استفاده‌ی همه‌ی مدت با شدت بالای نور بود. آنها بیان کردند، که پلیمریزاسیون سریع از نظر بالینی مطلوب است، زیرا از احتمال آلودگی محیط با خون و بزاق را می‌کاهد و کاربرد روش پلیمریزاسیون سریع (آغاز با

۳۰۰ و ۳۵۰ میلی وات بر سانتی متر مربع، هریک به مدت ۱۵ ثانیه به کامپازیت تابیده شد، که این شدت‌ها به کمک یک دستگاه تنظیم کننده ی ولتاژ برق شهر و یک دستگاه دیمر کالیبره شده و یک دستگاه لایت کیور کولتولوکس[§] (Coltolux 50[®]) تولید گردید (نگاره ی ۵). در پایان، به مدت ۳۵ ثانیه در زیر تابش نور با شدت ۴۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع قرار گرفتند.



نگاره ی ۴: فاصله ی یک میلی متری از لبه ی مهره ی برنجی روی بستر عاجی



نگاره ی ۵: نمایش اجزای مختلف الگوی تابش پیشنهادی (SUP). A: ترانس تنظیم کننده ی ولتاژ، B: دیمر، C: رادیومتر، D: کولتولوکس ۴، E: آسترالیس ۷

سپس، نمونه‌ها در قالب‌های آلومینیومی به ابعاد ۲۰ سانتی متر در ۱۵ میلی متر در ۱۵ میلی متر با پوکسی-رزین**



نگاره ی ۳: تنظیم وضعیت دستگاه لایت کیور با استفاده از پایه آزمایشگاهی در فاصله ی یک میلی متر از لبه ی مهره ی برنجی

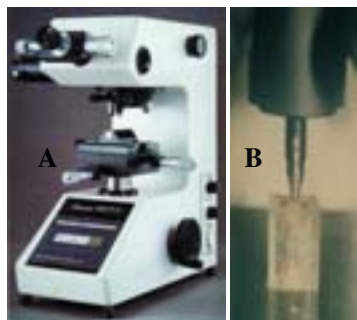
- دستگاه لایت کیور استرالیس ۷ (Astralis 7)[¶] به گونه‌ای تنظیم شد، که لوله‌ی فایبروپتیک آن عمود بر سطح نمونه‌ها بوده و یک میلی متر از سطح مهره فاصله داشته باشد. مهره‌های برنجی به چهار گروه بخش شدند. سپس، همگی از کامپازیت نوری[‡] Tetric[®] Ceram به صورت توده‌ای و انباشته پر شدند و ضمن قرار گرفتن بر روی میزک عاجی از پیش آماده شده، بر پایه‌ی برنامه‌های زیر در برابر تابش نور قرار گرفتند (نگاره‌های ۳، ۴ و ۵):
- الگوی تابشی (High Power Program) HIP: در این گروه، برای سخت کردن کامپازیت از شدت نور ۷۵۰ میلی وات بر سانتی متر مربع دستگاه لایت کیور استرالیس ۷ به مدت ۸۰ ثانیه استفاده گردید.
 - الگوی تابشی (Low power program) LOP: در این گروه، برای سخت کردن کامپازیت از شدت نور ۴۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع دستگاه لایت کیور استرالیس ۷ به مدت ۸۰ ثانیه استفاده گردید.
 - الگوی تابشی (Pulse program) PUL: در این گروه، برای سخت کردن کامپازیت از برنامه‌ی PUL دستگاه استرالیس ۷ به صورت دو میزان ۴۰ ثانیه‌ای استفاده گردید.
 - الگوی تابشی (Suggestive Progressive Program) SUP: در این گروه، که در حقیقت، با الگوی تابشی پیشنهادی و مورد آزمایش پژوهشگران مورد کیورینگ قرار گرفتند، در آغاز شدت‌های ۲۵۰،

[§] Coltene/ whaledent Inc. 750 corporate drive, mahwah, NJ 07430

^{**} CIBA GEIGY- Araldit CY 219 MP- Hardener HY 516 MP- Maastricht BV Switzerland

[¶] Ivoclar/vivadent- clinical FL-9494 schaan / Liechtenstein made in Austria

[‡] Ivoclar/vivadent AG, FL-9494 schaan / Liechtenstein



نگاره‌ی ۸: A: دستگاه ریزسختی سنج ویکرز (Matsuzawa MHT2).
B: نوک دستگاه سختی سنج بارگذاری و سختی سنجی



نگاره‌ی ۹: نمونه‌ای از گروه HIP بر روی بستر عاجی پس از نفوذ رنگ. نفوذ فوشین به نواحی Under polymerized مشاهده می‌شود. شماتیک سختی سنجی از عمق صفر تا پنج میلی متری حفره



نگاره‌ی ۱۰: نمونه‌ای از گروه LOP بر روی بستر عاجی پس از نفوذ رنگ. نفوذ فوشین به نواحی Under polymerized مشاهده می‌شود. شماتیک سختی سنجی از عمق صفر تا پنج میلی متری حفره



نگاره‌ی ۱۱: نمونه‌ای از گروه PUL بر روی بستر عاجی پس از نفوذ رنگ. نفوذ فوشین به نواحی Under polymerized مشاهده می‌شود. شماتیک سختی سنجی از عمق صفر تا پنج میلی متری حفره

مولد شدند (نگاره‌ی ۶). نمونه‌ها، با استفاده از دستگاه برش و دیسک الماسی و آب فراوان از میانه برش داده شدند و سطح آنها با کاغذهای سیلیکون کارباید

۸۰۰ و ۱۲۰۰ گریت همراه با آب پرداخت شد تا سطحی مناسب برای آزمون ریزسختی فراهم شود (نگاره‌ی ۷). برای آزمون ریزسختی سنجی از دستگاه ریزسختی سنج ویکرز^{††} استفاده شد (نگاره‌ی ۸). پس از آماده‌سازی، نمونه‌ها تحت آزمون ریزسختی سنجی در شش عمق گوناگون با فاصله‌ی یک میلی متر از هم [(از سطح (عمق صفر) تا عمق پنج میلی متری)] قرار گرفتند.

پس از انجام آزمایش ریزسختی سنجی، نمونه‌ها را بی‌درنگ برای بررسی اندازه‌ی عمق پلیمریزاسیون و تغییر رنگ در بخش‌های پلیمریزه نشده، که جذب آب بیشتر دارند، در محلول فوشین پنج درصد به مدت ۲۴ ساعت قرار داده، سپس سطح نمونه‌ها دوباره با کاغذ سیلیکون کارباید با درجه‌ی خشونت ۱۲۰۰ گریت پرداخت شده و با استفاده از استریومیکروسکوپ از نمونه‌ها عکس گرفته شد (نگاره‌های ۹ تا ۱۲). داده‌های آزمون ریزسختی سنجی به کمک نرم افزار SPSS تحت آنالیز واریانس یک سویه و دانکن قرار گرفتند.



نگاره‌ی ۶: قالب آلومینیومی دارای اپوکسی رزین دربرگیرنده‌ی نمونه‌ها



نگاره‌ی ۷: برش میانی نمونه‌ها به وسیله‌ی دیسک الماسی

^{††} Matsuzawa MHT2, Seiki Co. LTD 7-16,2- Chome, Keihinjima, OTA-Ku, Tokyo, Japan

تا پنج میلی متری (از سطح نمونه ی کامپازیتی تا عمق پنج میلی متری) می شوند ($p < 0.05$).

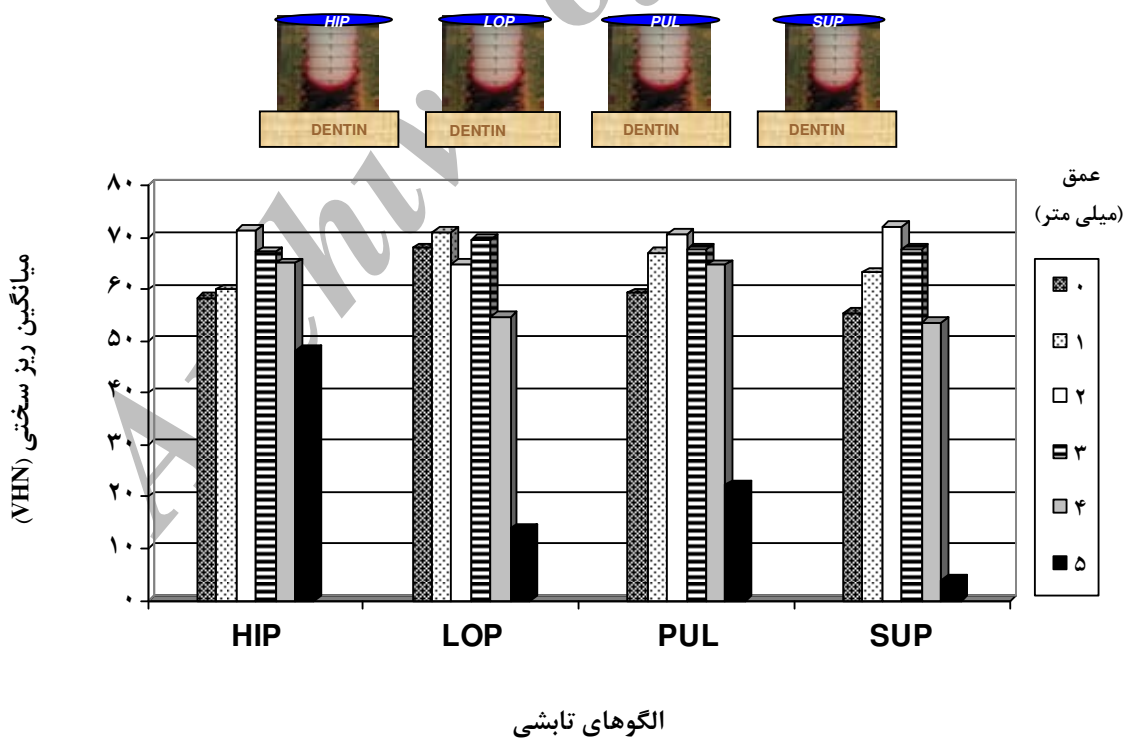
همچنین، آزمون دانکن نشان داد، که در عمق های همانند تا عمق چهار میلی متری اختلافی معنادار در سختی کامپازیت در میان چهار گروه موجود نبود، ولی در عمق پنج میلی متری، گروه HIP به گونه ای معنادار سختی بیشتر را نسبت به گروه های دیگر نشان داد ($p < 0.05$). با انجام آزمون دانکن با در نظر گرفتن $\alpha = 0.05$ مشخص گردید، که در گروه HIP کفایت کیورینگ تا عمق پنج میلی متری و در گروه های LOP, PUL, SUP تا عمق چهار میلی متری وجود داشت. در نمودار ۱، میانگین ریز سختی در گروه های گوناگون تابشی به تفکیک اعماق گوناگون نشان داده شده است و در نمودار ۲ نیز، میانگین نسبی ریز سختی در گروه های گوناگون تابشی به تفکیک عمق های گوناگون نسبت به سطح کامپازیت نشان داده شده است.



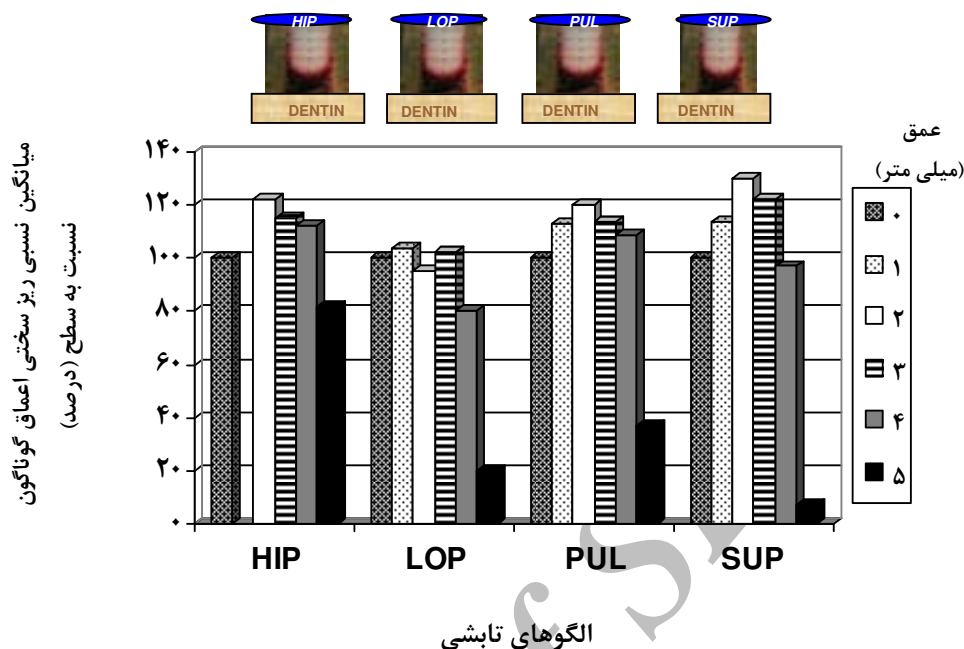
نگاره ی ۱۲: نمونه ای از گروه SUP بر روی بستر عاجی پس از نفوذ رنگ. نفوذ فوشین به نواحی Under polymerized مشاهده می شود. شماتیک سختی سنجی از عمق صفر تا پنج میلی متری حفره.

یافته ها

آنالیز واریانس یک سوپه نشان داد، که میانگین اندازه ی سختی کلی در انواع الگوهای تابشی متفاوت بی در نظر گرفتن عامل عمق با یکدیگر اختلافی معنادار نداشتند. آنالیز واریانس یک سوپه به تفکیک الگوهای گوناگون تابش، نشان داد که، الگوهای تابشی متفاوت HIP, LOP, PUL و SUP باعث به وجود آمدن سختی های متفاوت و به شدتی معنادار در اعماق صفر



نمودار ۱: میانگین ریز سختی (VHN) در گروه های گوناگون تابشی



نمودار ۲: میانگین ریز سختی نسبی (درصد) در الگوهای تابشی متفاوت به تفکیک عمق های گوناگون نسبت به سطح کامپازیت

بحث

اندازه‌ی تبدیل مونومر به پلیمر (Conversion rate) بیانگر اندازه‌ی کفایت پلیمریزاسیون است. یکی از دشواری‌های کاربرد کامپازیت‌ها، به دست آوردن اندازه‌ی پلیمریزاسیون و عمق کیورینگ کافی است. عمق کیورینگ در کامپازیت‌های نوری به عواملی بسیار بستگی دارد، که از این میان، شدت نور، مهم‌ترین عامل در عمق کیورینگ است^(۱). برای ایجاد خواص فیزیکی مطلوب در ترمیم باید پلیمریزاسیون تا آنجا که می‌شود به طور کامل انجام گردد. به سخن دیگر، در کامپازیت‌های نوری، انرژی نورانی با شدت و مدت و طول موج مناسب باید به همه‌ی جای ترمیم برسد. الگوی کیورینگ نوری کاستی‌هایی، مانند محدود بودن عمق کیورینگ و انقباض کیورینگ سریع را افزون بر مشکلات ذاتی پلیمریزاسیون شیمیایی دارا هستند. دستگاه‌های لایت کیور نوین با شدت‌های بالا برای کیور کردن تا اعماق بیشتر و کاسته شدن زمان

پلیمریزاسیون رو به پیشرفت هستند. از سویی، پژوهش‌ها نشان داده‌اند، که شدت‌های بالا باعث ایجاد نبود تطابق‌های لبه‌ای به علت کمتر بودن زمانی، که کامپوزیت می‌تواند در مرحله‌ی Pre-gel قرار داشته باشد، می‌شود.

ساکاگوچی (Sakaguchi) و همکاران بیان کردند، که کاربرد شدت نور کمتر از حداکثر، کاهش‌ی چشمگیر در نیروهای انقباضی پلیمریزاسیون در مرحله‌ی post-gel ایجاد می‌کند بی‌آن‌که، اثری بر درجه‌ی تبدیل کامپوزیت بگذارد^(۱۸). ساکاگوچی و همکاران در سال ۱۹۹۲^(۱۹) و یاپ (Yap) و همکاران در ۲۰۰۰^(۲۰) نشان دادند، که نیروهای ناشی از پلیمریزاسیون در سیل لبه‌ای ترمیم‌ها مشکل ایجاد می‌کند. برای چیرگی بر نیروهای انقباض، روش‌های گوناگون پیشنهاد شده است. روشی، که به تازگی به آن توجه شده است، پلیمریزاسیون آهسته است^(۵ و ۱۶). پژوهشگران با تغییرات اساسی در چگالی انرژی

رسیده به عاج همانند کف جینجیوالی دندان عمل کند. بنابراین، تلاش شد تا با مهار عوامل یاد شده نتایج به دست آمده تنها به الگوی تابش منبع نور اصلی مربوط باشد.

برپایه ی یافته‌های بررسی‌های شوارتز (Swartz) در ۱۹۸۳^(۲۴) و هلوینگ (Hellwig) در ۱۹۹۱^(۲۵)، با افزایش عمق، از سختی کاسته می‌شود. باگارو (Bagarav) در نتیجه ی بررسی خود اعلام کرد، که هر چه عمق بیشتر شود، عدد سختی کمتر می‌شود و اگر زمان تابش کمتر از ۸۰ ثانیه باشد، حتی در عمق یک میلی متری، حداکثر سختی به دست نمی‌آید. به سخن دیگر، افزایش زمان تابش به افزایش عمق سخت شدن منجر می‌شود و بیشترین اندازه ی پلیمریزاسیون در ۱۰ ثانیه ی نخست رخ می‌دهد^(۲۶).

بر خلاف این نتایج و با توجه به نمودار ۱، اندازه ی سختی در گروه های HIP، PUL و SUP تا عمق دو میلی متری افزایش داشته است. به همین گونه در عمق سه میلی متری، اندازه های سختی در هر چهار گروه آزمایشی بیشتر از سطح است و در عمق چهار میلی متری نیز، نتایج بسیار همانند عمق دو میلی متری است، که این بر خلاف آن است که در بررسی باقری-معظمی^(۹) و نتایج باگارو و همکاران^(۲۶) آمده است. شاید بتوان این مساله را اینگونه توجیه کرد، که در سطح کامپازیت تنها نور دستگاه لایت کیور برای پلیمریزاسیون وجود دارد، ولی در اعماق دو و سه میلی متری، افزون بر تابش نور، وجود گرمای ناشی از فرایند پلیمریزاسیون لایه های کامپازیت نیز، موجود است، که این مساله، به کیورینگ بهتر و ایجاد سختی بیشتر کمک می‌کند، اما هر چه عمق از این اندازه بیشتر شود، نه نور نفوذی کفایت کیورینگ مطلوب را می‌کند و نه گرمای حاصله از پلیمریزاسیون. با توجه به این موضوع، که افزایش زمان تابش خواص فیزیکی ماده را افزایش می‌دهد، ولی موجب افزایش زمان اعمال دما نیز می‌شود، افزایش شدت نور و افزایش زمان تابش در الگوهای تابشی HIP و PUL می‌تواند موجب افزایش دما و زمان اعمال آن گردد. کوهن (Cohen) و زاک (Zach) دریافته‌اند، که

نورانی، که هم شامل مدت زمان تابش و هم شدت تابش می‌شود، تلاش های بسیار انجام داده اند. اثر شدت خروجی دستگاه لایت کیور در ولتاژهای متفاوت بر روی عمق کیور در بررسی تاکامیسو (Takamis) و همکاران بررسی شد^(۲۱).

در این بررسی، در پی معرفی روش نوین الگوی تابشی و روش نوین کیورینگ، که نام Suggestive Progressive Polymerization (SUP) برای آن برگزیده شده است و به دنبال بررسی اثر آن بر مایکرولیکیج عاجی و مینایی^(۱۴)، اثر آن را بر سختی کامپوزیت های نوری بررسی کرده و با سختی ایجاد شده به وسیله ی الگوهای دیگر تابشی دستگاه آسترالیس ۷ مقایسه گردید.

فراکان (Ferracane) و دیوالد (Dewald) در ۱۹۸۷ انجام آزمون سختی را معمول ترین روش برای ارزیابی عمق سخت شدن کامپوزیت های دندانپزشکی معرفی کردند. آنان نیز، اشاره کردند، که اندازه گیری سختی به طور کلی و به خوبی با اندازه ی تبدیل مونومر به پلیمر در ارتباط است^(۲۲) از این رو، در این پژوهش نیز، برای بررسی کیفیت کیورینگ در اعماق گوناگون از آزمون ریزسختی سنجی استفاده شده است. مک کیب (Mc Cabe) و کاریک (Carrick) در ۱۹۸۹ درباره ی عمق سخت شدن و شدت خروجی نور دستگاه های لایت کیور به این نتیجه رسیدند، که عمق سخت شدن به گونه ای وارونه با اندازه ی جذب نور رزین کامپوزیت در طول موج ۴۷۰ نانومتر متناسب است. پیوند میان عمق سخت شدن و شدت نور در طول موج ۴۷۰ نانومتر در همه ی اندازه های شدت نور پیوندی ساده نیست. در شدت نور بالای ۵۵۰ میلی وات بر سانتی متر مربع، عمق کیور با شدت نور ارتباط ندارد، ولی در اندازه های کمتر از این اندازه ی بحرانی، از عمق سخت شدن آشکارا کاسته می‌شود^(۲۳).

در این پژوهش برای بررسی پلیمریزاسیون در اعماقی بیشتر از دو میلی متر معمول و با استفاده از الگوهای تابشی گوناگون ارتفاع مهره ی برنجی هفت میلی متر در نظر گرفته شد و نیز، بستر عاجی استفاده شده در این بررسی برای این بود، که بازتاب نور

۱. تا عمق چهار میلی متری، سختی ایجاد شده در اعماق گوناگون در گروه های گوناگون آزمایشی با یکدیگر اختلاف معنی داری ندارد.

۲. سخت ترین بخش کامپازیت سطح آن نیست، که عمق دو میلی متری در گروه های SUP، HIP و PUL، سخت تر از سطح است.

۳. کفایت کیورینگ در اعماق گوناگون در الگوی HIP بیشتر بود، اما معایب حاصل از پلیمریزاسیون سریع را در این الگو باید در نظر داشت.

از آن جا که، به کارگیری الگوی تابش SUP باعث مهار روند پلیمریزاسیون نیز می شود، بنابراین الگوی تابش SUP را می توان برای به دست آوردن ترمیم کامپوزیت با ریزش کم و درجه ی سختی مناسب پیشنهاد کرد. همچنین، عوارض ناشی از پلیمریزاسیون سریع و افزایش نیروهای انقباضی فواید عمق کیور بیشتر را در گروه HIP کم رنگ می کنند. سرانجام، محاسبه ی واریانس سختی، کاربرد الگوی تابشی مناسب هر عمق را معلوم و مشخص کرد و بررسی در صد سختی عمق های متفاوت نسبت به سطح ترمیم کامپازیتی و واکاوی های انجام شده، بیانگر این حقیقت است، که الگوی پیشنهادی، ضمن مهار و هدایت روند پلیمریزاسیون، کفایتی همسان نسبت به دیگر الگوهای تابشی در ایجاد سختی تا عمق چهار میلی متری ترمیم های کامپازیتی را داراست.

سپاسگزاری

انجام این طرح پژوهشی با پشتیبانی همه جانبه ی شورای پژوهشی و معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی مشهد میسر گردیده است، که به این وسیله، مراتب قدردانی و سپاس پژوهشگران ابراز می گردد.

افزایش دما تا ۵/۵ درجه سانتی گراد در پالپ دندان باعث از دست دادن زندگی پالپ ۱۵ درصد از دندان های میمون شد^(۲۷).

کفایت کیورینگ در اعماق گوناگون در الگوی HIP بیشتر از دیگر گروه ها بود. اما در این گروه باید مساله ی سرعت پلیمریزاسیون، که باعث افزایش نیروهای انقباضی و در نتیجه، افزایش ریزش می شود و نیز، موجب افزایش دمای تولید شده می گردد در نظر گرفته شود. به همین دلیل، پیشنهاد می شود تا درباره ی الگوی تابشی SUP و ادامه ی سیر افزایش شدت آن تا حداکثر شدت تابشی، که در الگوی HIP وجود دارد، بررسی های در زمینه های گوناگون میکرولیکیج و میزان سختی کامپازیت و نیز، استحکام پیوند کامپازیت- عاج و مینا انجام پذیرند.

الگوی SUP به علت دارا بودن ویژگی سخت کردن لایه لایه ای کامپوزیت، روند سخت شدن آهسته تر دارد، بنابراین، انتظار می رود، که مشکل جدا شدن کامپازیت از دیواره های حفره تا اندازه ای حل شده، که این مساله، همخوان با بررسی معظمی-فرزانگان^(۱۴) است، همچنین، قابل توجه است، که در بررسی آیلی (Ilie) و همکاران^(۸) و نئو (Neo) و همکاران^(۹) نتیجه ای همانند حاصل گردیده است.

سرانجام، نتایج نفوذ رنگ (Dye Penetration) نمونه های کامپوزیتی در الگوهای تابشی متفاوت تاییدی مستدل بر نتایج به دست آمده از ریز سختی سنجی هستند (نگاره های ۹ تا ۱۲) و می توان گفت که استفاده از الگوی تابش SUP شاید بتواند اندیشه ی قرار دادن لایه لایه ای کامپوزیت را کنار گذارد، که همان گونه، که پیشتر به آن اشاره شد، در این باره بررسی های بیشتر پیشنهاد می شود.

نتیجه گیری

نتایج و یافته های این بررسی نشان می دهد که:

References

1. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light-activated composite. *Quintessence Int* 1985; 355: 218-225.
2. Lutz F, Philips RW. A classification and evaluation of resin systems. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 480-488.
3. Zidan O. A comparative study of the effect of dentinal bonding agents and application techniques on marginal gap in class V cavities. *J Dent Res* 1987; 66: 716-721.
4. Kempescholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effect by flexibility. *J Dent Res* 1990; 62: 1240-1243.
5. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start polymerization. *J Dent* 1997; 25: 321-330.
6. Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light tip distance on polymerization of resin composites. *Int J Prothet Dent* 1993; 6: 364-370.
7. Mohl A, Staunan H, Schreger D. The influence of pre-curing on the material properties of composite resins. *J Dent Res* 1995; 14: 462-470.
8. Ilie N, Kunzelmann KH, Visvanthan A, Hickel R. Curing behavior of a non composite as a function of polymerization procedure. *Dent Mater J* 2005; 24: 469-477.
9. Neo BJ, Soh MS, Teo JW, Yap AU. Effectiveness of composite cure association with different light-curing regimes. *Oper Dent* 2005; 30: 671-675.
10. Yap A. Effectiveness of polymerization in composite restorations: Impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent* 2000; 25: 113-120.
۱۱. باقری جمشید، معظمی سید مصطفی. تاثیر وج های هادی نور داخل ترمیمی نو ظهور در افزایش سختی انتهای ترمیم های کامپوزیتی خلفی. *مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد* ۱۳۷۵؛ ۲۰: ۲۷ تا ۳۷.
۱۲. معظمی سید مصطفی، کاویان محبت. مقایسه اثر کفایت هدایت نور اینله های از پیش ساخته شده CERANA، بایوگلاس و چینی. *پایان نامه شماره ۱۴۴۳*. دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد ۱۳۷۸.
۱۳. معظمی سید مصطفی، عطاران نونا. بررسی آزمایشگاهی تاثیر ضخامت های متفاوت چند نوع ماده ترمیمی و نسوج دندانی و هوا در میزان افت شدت نور. *مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد* ۱۳۸۳؛ ۲۸: ۲۵۱ تا ۲۶۲.
14. Yap A, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001; 26: 460-466.
15. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Hisamitsu H. Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. *Oper Dent* 2001; 26: 585-590.
۱۶. معظمی سید مصطفی، فرزنانگان فهیمه. بررسی و مقایسه تاثیر الگوهای تابشی مختلف و الگوی تابشی پیشنهادی جدید بر ریزش ترمیمهای کامپوزیتی. *مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد* ۱۳۸۴؛ ۲۹: ۱۳۱ تا ۱۴۰.
۱۷. معظمی سید مصطفی، عباسی نونا. تاثیر الگوی تابش وابسته به تغییرولتاژ (پلیمریزیشن هدایت شده) بر ریز سختی کامپوزیت های نوری. *مقطع دکترای دندانپزشکی*. پایان نامه شماره ۱۶۵۰، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، ۸۱-۱۳۸۰.

18. Sakaguchi RL, Berg HX. Reduced light energy density decrease post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composite. *J Dent* 1998; 26: 695-700.
19. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peterm C. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992; 20: 183-188.
20. Yap A, Wang IB, Gan IM. Polymerization shrinkage of visible light cured composites. *Oper Dent* 2000; 25: 98-103.
21. Tukamisu M, BKeith M. Efficacy of visible light generator with changes in voltage. *Oper Dent* 1988; 13: 173-180.
22. Dewald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light activated composites. *J Dent Res* 1987; 66: 1636-1639.
23. Mc Cabe JF, Carrick TE. Output from visible light activation units and depth of cure of light activated composite. *J Dent Res* 1989; 68: 1534-1539.
24. Swartz ML, Philips RW, Rhodes B. Visible light activated resin. Depth of cure. *J Am Dent Assoc* 1983; 106: 634-637.
25. Hellwig E, Klimek J, Achenback K. Effect of an incremental application technique on the polymerization of two light-activated composite filling materials. *Dtsch-Zahnortil-Z* 1991; 46: 270-273.
26. Bagarav H, Abraham O, Cardash HS, Helff M. Effect of exposure time on the depth of polymerization of visible light cured composite resin. *J Oral Rehab* 1988; 15: 167-176.
27. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 16: 515-530.

Abstract

Evaluation and Comparison of the Effects of Different Irradiation Patterns and New Suggested Light Exposure Pattern on Microhardness of Composite Resin

Moazzami M.*- Farzanegan F.- Abbasi N.*****

* Associate Professor, Department of Restorative and Esthetic Dentistry and Dental Research Center of School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

** Assistant Professor, Department of Orthodontic and Esthetic Dentistry and Dental Research Center of School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

*** Dentist

Statement of Problem: Overcoming the side effects of polymerization phenomenon has provoked many researches to find out the solution. Since a desirable polymerization of composite resin is effective in success rate of restorations with these materials, and as there is a direct relationship between light intensity and desirable polymerization or curing depth, therefore it is expected that a suitable exposure pattern to produce a desirable curing depth to could overcome the side effects of polymerization phenomenon.

Purpose: The aim of this study was to present a new light exposure pattern for composite curing and evaluation of its effect on microhardness and degree of polymerization of composite in respect to some other light exposure patterns.

Materials and Method: In an in vitro study, 4 groups of 5 brass cylinders were used and one bulky was filled with Tetric ®Ceram composite. Then samples in the first three groups were exposed 80 seconds to 3 types of Astralis 7® light exposed patterns, including: HIP (High Intensity Program), LOP (Low Intensity Program) and PUL (Pulse Program). The forth group was also exposed same time with SUP (Suggestive Progressive Polymerization) respectively. After sample preparation, they were analyzed with micro hardness tester in 6 different depths and dye penetration test was done for all samples and were evaluated by stereomicroscope. The data were analyzed statistically using One-way ANOVA and Duncan test through SPSS software.

Results: In absence of depth factor consideration, the mean micro hardness in all four groups of exposure patterns had no significant difference ($p=0.362$). The HIP, LOP, PUL, SUP light exposure patterns produced significantly different micro hardness in 0-5 mm depth significantly ($p=0.001$). In other words there was a significant difference in micro hardness in different depths in each testing group. In the same depths, there was no significant difference in composite microhardness between the 4 groups up to 4 mm depth, but at the depth of 5 mm in HIP group, micro hardness was significantly higher than the depth of 5 mm in the other group.

Conclusion: The analyzes clarified that the suggestive light exposure pattern (sup) can control and guide the rate of polymerization along with having the same quality to the other light exposure patters in producing hardness up to the depth of 4 mm of composite restorations.

Key words: Micro hardness, Light exposure pattern, Light intensity

Shiraz Univ. Dent. J. 2006; 7(1,2): 1-13

Archive of SID