

اثر فاصله های گوناگون نور دهی بر درجه تبدیل شمار لایه های گوناگون دو گونه ماده چسبنده (سیستم ادھزیو)

مرجانه قوام نصیری* - **سید علی اکبر حسینی**** - **مجید اکبری*****

* دانشیار گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد

** استاد گروه ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد

*** متخصص دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی

چکیده

بیان مساله: درجه تبدیل مونومر به پلی مر (DC)، یکی از ویژگی های مهم در مواد پلی مری است. درجه تبدیل در مواد چسبنده‌ی عاجی بر روی خواص فیزیکی مکانیکی و سمتیت سلولی این مواد مؤثر است.

هدف: هدف از این پژوهش آزمایشگاهی بررسی درجه تبدیل دو ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی توتال اچ به هنگام استفاده از شمار لایه‌های متفاوت و نوردهی از فاصله‌های گوناگون بود.

مواد و روش: برای این بررسی، از یک ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی فیلردار (Optibond Solo plus) و یک ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی بی فیلر (Single bond) استفاده شد. هر یک از این مواد، در دو گروه با کاربرد یک لایه و چهار لایه، بروی ورقه‌های پلی اتیلن به بعد (۵×۵ سانتی‌متر) قرار گرفتند و هر گروه، به سه دسته‌ی پنج نمونه‌ای بخش شده و از فاصله‌های ۱، ۳ و ۶ میلی‌متری، به مدت ۲۰ ثانیه نوردهی شد. با کمک دستگاه طیف سنتجی (Fourier Transform Infrared Spectroscopy، FTIR)، میزان پیوندهای دوگانه‌ی $C=C$ نسبت به پیوند $C=O$ ، پیش و پس از نوردهی تعیین شد و درجه تبدیل (DC) به دست آمد. داده‌ها، به وسیله‌ی آزمون ANOVA سه عاملی و واکاوی مقایسه‌ی جفتی (Pair wise comparison) با یکدیگر مقایسه شدند ($\alpha = 0.05$).
یافته‌ها: نتایج نشان داد، که میانگین درجه تبدیل ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی فیلردار (Optibond Solo plus) (۰.۷۱/۶±۰.۱/۴٪) بالاتر از بی فیلر (Single bond) (۰.۱/۵±۰.۵۶٪) بود و شمار لایه‌های به کار رفته، اثری بر DC نداشت. همچنان، تغییر فاصله از یک میلی‌متر تا سه میلی‌متر، اثری در درجه تبدیل نداشت، گرچه فاصله‌ی شش میلی‌متر نوردهی با هر دو فاصله‌ی یک و سه میلی‌متر، تفاوتی معنادار در درجه تبدیل ایجاد کرد.

نتیجه گیری: این بررسی آزمایشگاهی نشان داد، که درجه تبدیل مونومر به پلی مر در مواد چسبنده‌ی عاجی به ترکیب آنها وابسته است. یک فاصله‌ی شش میلی‌متری منبع نور از ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی درجه تبدیل را کاهش می‌دهد، در حالی، که درجه تبدیل در لایه‌های چهار لایه همانند یک لایه است.

وازگان کلیدی: در تبدیل، ادھزیو، نوردهی

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۵/۱۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۲/۳۱

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز. سال ششم؛ شماره ۳ و ۴، ۱۳۸۴ صفحه‌ی ۸۲ تا ۹۰

* نویسنده مسؤول مکاتبات: مرجانه قوام نصیری. مشهد- دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد- گروه آموزشی ترمیمی-

Email: dr_marjaneh@yahoo.com

تلفن: ۰۵۱-۸۸۲۹۵۰-۱

مقدمه

زمان نوردهی، متغیرهای بحرانی در پلیمریزاسیون مطلوب و درجه تبدیل کافی هستند، به گونه ای، که کاهش شدت تامرز $200 \text{ cm}^2/\text{mw}$ را می توان با افزایش زمان تابش برای رسیدن به انرژی کافی ($16 \text{ جول}/\text{سانتی متر}$) جبران کرد^(۱۰). به این عوامل می توان رنگ و ترانسلوسنسی رزین، جنس و میزان فیلر ماده رزینی را افزود^{(۱۱)، (۱۲) و (۱۳)}. روش های بررسی میزان کیورینگ، شامل^(۱۴) Scraping Visual^(۱۵) روش سختی سنجی سطح و روش های تجزیه شیمی مانند^(۱۶) Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) و رaman^(۱۷) است.

میازاکی (Miyazaki)^(۱۸) و همکاران مشخص کردند، که پیوندی میان اعماق گوناگون لایه هی هیبرید و درجه هی پلی مریزاسیون وجود ندارد. در این بررسی، میزان پیوندهای دوگانه با قیمانده در لایه رزین از $10 \text{ تا } 25 \text{ درصد}$ گزارش شد^(۱۹).

هدف از این بررسی مقایسه هی درجه تبدیل دو گونه ماده هی چسبنده عاجی توتال اج فیلردار و بی فیلر با شمار لایه های گوناگون و فاصله های نوردهی متفاوت بود.

مواد و روش

در این بررسی، موازی مداخله گرانه از دو ماده هی چسبنده عاجی توتال اج استفاده شد، که یکی فیلردار optibond solo plus (Kerr Cop, USA) و دیگری bond^{*} (3M, ESPE, USA) بود. مواد بی فیلر (Single bond) بود. بازدهی کمک برس بروی قطعات مربعی شکلی به ابعاد پنج سانتی متر از نایلون پلی اتیلن Zipkip, Shrink film Sadr. Ir. Iran) مالیده شده و سپس، با کمک فشار ضعیف هوا خشک شد. بنابراین، دو گروه اصلی به نام های گروه O و گروه S تشکیل شد. در طی مراحل کاری پیش از پلیمریزاسیون، از یک جعبه هی تاریخانه ظهرور و ثبوت استفاده گردید. در این بررسی، هر گروه ماده هی چسبنده عاجی به شمار ۳۰ عدد بود، که به دو زیر گروه ۱۵ تایی، برپایه هی شمار لایه

درجه تبدیل مونومر به پلیمر (Degree of Conversion (DC)) مهم در مواد پلی مرنی است. درجه تبدیل در مواد عاجی بر روی خواص فیزیکی مکانیکی و سمیت سلولی این مواد موثر است. پلی مریزاسیون ناکافی می تواند باعث کاهش استحکام باند و کاهش ویژگی های مکانیکی لایه هی باندینگ، چون استحکام فشاری و کششی گردد^{(۲۰) و (۲۱)}. سانو (Sano) و همکاران نشان دادند، که به پلی مریزاسیون کافی مونومرها پس از نفوذ به شبکه هی الیاف کلاژن عاج نیاز است تا باند مستحکم ایجاد کند. در صورت پلی مریزاسیون ناکافی، امکان ایجاد نشت نانومتری نیز وجود دارد^(۲۲). میازاکی (Miyazaki) و همکاران^(۲۳)، بودن آب در عاج را عاملی برای کاهش درجه تبدیل لایه هی باندینگ و در نتیجه، کاهش استحکام باند گزارش کردند. وجود مونومرهای آزاد مواد رزینی، سمیت سلولی ایجاد می کند. آزاد شدن مونومرها کیور نشده از مواد ترمیمی و گذشتن آنها از توبول های عاجی می تواند به سلول های محیطی پالپ آسیب وارد کند و باعث تغییرات التهابی گذرا و تشکیل عاج نامنظم گردد^{(۲۴) و (۲۵)}. کاگا (Kaga) و همکاران^(۲۶)، مونومرهای آزاد شده از اجزای تشکیل دهنده دو ماده هی باندینگ Clearfill LB bond و Scotch Bond MP را پس از سخت شدن، بررسی کردند. آنها دریافتند، که HEMA^{*} مونومر اصلی آزاد شده در مواد سخت نشده بود و مقادیری هم TEG DMA^{**} DMA^{**} مشخص گردید. با افزایش زمان نوردهی و افزایش درجه تبدیل، سمیت کاهش یافت. بررسی ها نشان داده اند، که درجه تبدیل مونومر به پلیمر (DC) به عواملی مانند غلظت آغازگر و فعال کننده، ترکیب مونومرها، دمای ماده و عوامل محیطی چون، وجود آب بستگی دارد^{(۲۷) و (۲۸)}. شدت تابش در طول موج مناسب بین از $400 \text{ تا } 500 \text{ نانومتر}$ و

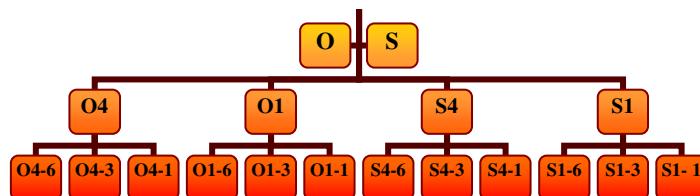
^{*} HEMA: Hydroxy Ethyl Methacrilat^{**} TEG DMA: Tri Ethylen Glycol Demethacrilat

سطح لام قرار گرفته و از خلال آن با تماس نوک Light Guide با شیشه نوردهی انجام شد. در نمونه های سه و شش میلیمتری، به ترتیب از سه لام با قطر یک میلی متر و شش لام با قطر، یک میلی متر استفاده شده و نوردهی از خلال شیشه انجام گردید. به این ترتیب، که لایه‌ی پلاستیک باندینگ بر روی لام‌ها قرار گرفته و نوردهی با قرار گرفتن نوک لایت در زیر لام‌ها، به سمت پلاستیک انجام شد. برای ثابت بودن ولتاژ ورودی به دستگاه لایت کیور به هنگام نوردهی، از یک ترانسفورماتور ثابت نگهدارندهی جریان استفاده شد. نمونه‌ها، پس از نوردهی به مدت ۲۰ ثانیه دوباره در دستگاه اسپکترومتر قرار گرفتند و با شرایط پیشین، از آنها طیف سنجی انجام گردید. سپس، با کمک نرم افزار Spectra manager به نام Curve fitting در پیک‌های رسم شده از طیف مواد در ناحیه‌ی pick در پیک‌های رسم شده از طیف مواد در ناحیه‌ی pick در ۱۶۳۸ نانومتر برای C=O و ۱۷۱۹ نانومتر برای C=C در هر نمونه، پیش و پس از کیورینگ محاسبه گردید. اعداد به دست آمده برای هر نمونه، پیش و پس از کیورینگ، برای پیوندهای یاد شده در رابطه‌ی زیر^{*} قرار داده شد.

در صدهای به دست آمده برای هر نمونه، با تقریب ۱/۰۰...۰۱ محاسبه شده و در گروه مربوطه قرار گرفت و در پایان، برای واکاوی داده‌ها از آزمون ANOVA سه عاملی و واکاوی Tukey test Pair wise comparison مقایسه‌ی میانگین‌ها استفاده گردید ($\alpha=0.05$).

(یک لایه و چهار لایه) بخش شد (زیرگروههای S1 و S4) و هر زیر گروه، از سه فاصله‌ی، یک، سه و شش میلیمتر نوردهی شد. بنابراین، در هر یک از زیر گروههای ۱۲ گانه‌ی بالا، پنج نمونه بررسی گردید (شکل ۱). برای گروههای ۴ لایه، پس از زدن هر لایه و خشک کردن کامل آن، لایه‌ی بعدی به آرامی زده شد و پخش گردید و سپس، این کار ادامه پیدا کرد. سرانجام، چهار لایه از ماده‌ی باندینگ عاجی استفاده شد. سپس، لایه ای دیگر از نایلون پلی اتیلن با همان ابعاد بر روی آنها قرار داده شد و برای اندازه گیری میزان پیوندهای دوگانه‌ی $C=C$ و $C=O$ ، نمونه‌ها در دستگاه Equinox 55 (BRUKER Optics و Germany) FTIR در پژوهشکده‌ی پلیمر و پتروشیمی ایران قرار داده شدند. دستگاه FTIR طیف سنجی (Infrared spectroscopy) را از هر نمونه در طیف ۴۰۰ تا ۴۰۰۰ نانومتر به شمار اسکن انجام داده و نمودار طیفی آن رسم گردید. در ۳۰ هر گروه از پنج نمونه، به همین ترتیب استفاده گردید. پس از آن، با استفاده از دستگاه لایت کیور Coltolux 50 (Colten Whaledent Inc. USA) شدت آن 662 mw/cm^2 مک رادیومتر تعیین شده بود، نوردهی انجام گردید. برای گروههای با فاصله‌ی یک میلی‌متر از یک شیشه‌ی لام (Microscope slides , Shanghai, China) به قطر یک میلی‌متر، که قطر آن با کولیس (Dentaurum. Germany) میلی‌متر، که قطر آن با کولیس (Dentaurum. Germany) بود، استفاده گردید. پلاستیک بر روی اندازه گرفته شده بود، استفاده گردید.

$$^{*DC} = \frac{\text{میزان پیوندهای } C=O \text{ در رزین کیور شده} \times \text{میزان پیوند } C=C \text{ در رزین کیور نشده}}{\text{میزان پیوندهای } C=O \text{ در رزین کیور نشده} \times \text{میزان پیوند } C=C \text{ در رزین کیور شده}}$$



شکل ۱: گروه پنده ۱۲ گانه مواد چسبنده عاچی مورد استفاده بر اساس یک لایه و چهار لایه و فاصله های ۳، ۶ و ۱۲ میلی متری

O Optibond solo plus *S Single bond*

جدول ۱: میانگین، خطای استاندارد برای دو گونه ماده‌ی باندینگ

ماده‌ی باندینگ	میانگین	خطای استاندارد
۰/۰۰۷	۰/۶۵	Single bond (بی فیلر)
۰/۰۰۷	۰/۷۱۶	Optibond Solo plus (با فیلر)

جدول ۲: واکاوی (Tukey test) برای مقایسه‌ی دو گونه ماده‌ی باندینگ با یکدیگر (درصد)

معنadar	خطای استاندارد	میانگین	(J)BO	(I)BO
بودن	اختلاف (I-J)			
۰/۰۰	۰/۱۰	-۰/۰۶۶	Os	Sb
۰/۰۰	۰/۱۰	۰/۶۶	Sb	Os

B0: Bonding agent
Sb: Single Bond
Os: Optibond Solo

جدول ۳: میانگین و خطای استاندارد درجه تبدیل برای انواع فاصله‌ی نوردهی

میلی متر	خطای استاندارد	میانگین
۰/۰۰۹	۰/۷۲	۱
۰/۰۰۹	۰/۷۰	۳
۰/۰۰۹	۰/۶۱	۶

بحث

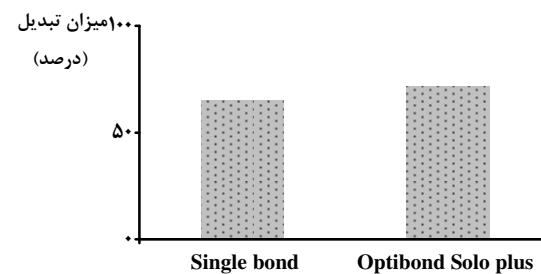
روش به کار رفته در این بررسی برای اندازه‌گیری درجه تبدیل، طیف‌سنجی به‌وسیله‌ی FTIR بود، که از دقیق‌ترین روش‌های بررسی درجه تبدیل در مواد پلی‌مری است^(۲۰). در این روش، طیف‌سنجی برپایه‌ی تشخیص دقیق پیوندها و تعیین شمار وجوداین پیوند در ماده استوار است. طیف پیوندهای مورد استفاده در بررسی کنونی، ۱۶۳۸ نانومتر، برای پیوند دوگانه‌ی C=C و ۱۷۱۹ نانومتر، برای پیوند C=C بود. پیوند C=C در مونومرها یافت می‌گردد و درجه تبدیل آن و پیوند مونومرها به هم مقدار

یافته‌ها

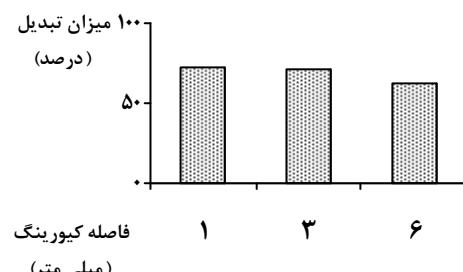
در آغاز، کلموگروف اسمیرنوف فرض طبیعی بودن داده را ثابت کرد ($p < 0.05$). سپس، واکاوی واریانس سه عاملی برای وجود اثر دوسویه میان سه متغیر مشخص کرد، که اثر دوسویه وجود ندارد ($p > 0.05$).

جدول ۱، میانگین و خطای استاندارد را برای دو گونه ماده‌ی باندینگ با ضریب اطمینان ۹۵ درصد نشان می‌دهد. Tukey test Pair wise comparison واکاوی واریانس نشان داد، که میان دو گونه باندینگ، از نظر درجه تبدیل اختلاف هست ($p < 0.05$) جدول ۲ نمودار ۱.

آزمون Tukey نشان داد، که میان لایه‌ی یک و شش میلی متر و نیز سه و شش میلی‌متر، از نظر درجه تبدیل اختلاف آماری هست ($p < 0.05$)، ولی درجه تبدیل یک میلی متر با سه میلی‌متر، اختلاف آماری با یکدیگر ندارند ($p > 0.05$) (نمودار ۲).



نمودار ۱: اختلاف درجه تبدیل دو گونه ماده (درصد)



نمودار ۲: اثر فاصله های نوردهی در درجه تبدیل

استفاده شد، که با توجه به توان باندینگ بالا، به گونه‌ای گسترده استفاده می‌شوند. ماده‌ی چسبنده‌ی فیلردار HEMA، G Optibond Solo plus) (دارای مونومرهای Bis GMA، Bis PDM، PDM فیبر سیلیکاست و ماده‌ی بی فیلر (Single bond) نیز، در بردارنده‌ی HEMA، Bis GMA به همراه دی متاکریلات در حلال اتانول-آب همراه پلی آلتئویک اسید است. در این بررسی در درجه تبدیل دو ماده تفاوت معنادار آماری مشاهده شد ($p < 0.05$). به نظرم رسد، که علت بالاتر بودن درجه تبدیل به وسیله‌ی ماده‌ی باندینگ فیلردار، تنها به دلیل وجود فیلر در باندینگ نیست، چون تفاوت‌های ساختاری دیگر نیز، در این دو ماده‌ی باندینگ وجود دارد. به طور کلی، در رزین‌ها با افزایش فیلر و به دنبال افزایش ویسکوزیتی، کاهش diffusion گروه‌های reactive در طول پلی مریزاسیون را خواهیم داشت، که به کاهش کیورینگ منجر می‌گردد. عامل مهم ترکیب رزین، وجود باندهای دوگانه‌ی مونومرهای رزینی است، که در چسبهای گوناگون، متفاوت است. درصد باندهای دوگانه‌ی واکنش نیافته در سطح رزین، در مقایسه با توده‌ی رزین، دو برابر بالاتر است، حتی زمانی، که نمونه‌ها در اتمسفر آرگن فراهم شوند. دلیل این امر، ممکن است به احاطه‌ی سه بعدی گروه‌های درحال واکنش در درون توده‌ی رزین مربوط باشد، در حالی، که سطح رادیکال‌های آزاد، تنها از یک سمت احاطه شده اند.^(۲۲)

کیم (Kim) و همکاران^(۲۳)، با افزودن نانوفیلر تا سه درصد، تغییری در درجه تبدیل چسبنده‌های تک بطری با پایه‌ی اتانول مشاهده نکردند. برای مقایسه‌ی اثرات تک تک اجزای ترکیبی کامل ماده و تغییر تنها یک متغیر ترکیبی مانند فیلر می‌توان اثر مطلق آن را بر درجه تبدیل تعیین کرد.

پژوهشی نشان داده است، کاربرد چهار لایه‌ی باندینگ باعث افزایش خواص مکانیکی می‌گردد.^(۲۴) در رزین‌های دارای فیلر، به دلیل ایجاد لایه‌ی ضخیم تر، اثر مهاری اکسیژن هم اثری کم خواهد داشت.^(۲۵) همچنین،

پلی مریزاسیون را مشخص می‌کند. روند پلی مریزاسیون در واکنش‌های رزین‌ها از گونه‌ی واکنش‌های زنجیره‌ای به شمار می‌آید و در آن، از یک آغازگر مانند پراکسید و یک شتاب دهنده چون، آمین استفاده می‌شود.^(۲۱) در ترکیبات لایت کیبور، از موادی مانند، کامفرکینون استفاده می‌شود. میزان پیوندهای C=C و تبدیل آن به C-C، در دو اندازه‌گیری پیش و پس از کیورینگ مشخص است، ولی به علت این، که پرتولیزر در نقطه‌ی بسیار کوچک و مشخصی این اندازه‌گیری را انجام می‌دهد و احتمال تغییر این نقطه پس از کیورینگ بسیار بالاست، از پیوندهای دیگر، که در پلی مریزاسیون شرکت نمی‌کنند، ولی در ساختار مونومر موجود هستند، به عنوان شاخص استفاده می‌گردد، که به صورت عمده، پیوندهای دوگانه‌ی C=O با طیف مشخص ۱۷۱۹ نانومتر هستند. این پیوندها در گروه‌های استری یافت شده و در پلی مریزاسیون شرکت نمی‌کنند.^(۴) از این رو، نسبت C=C/C=O، پیش از کیورینگ، به نسبت C=C/C=O پس از کیورینگ برای بررسی درجه تبدیل استفاده شد. در این بررسی، بالاترین میانگین درجه تبدیل در حدود ۷۶/۵ درصد بوده، که هنگام کاربرد ماده‌ی چسبنده‌ی فیلردار مشاهده شد. مواد رزینی دارای پایه‌ی Bis GMA، عمدتاً درجه تبدیل در حدود ۶۵ درصد را نشان داده‌اند. میازاکی و همکاران^(۱۹)، درجه تبدیل چند ماده‌ی عاجی را در لایه‌ی هیبرید از ۷۵ تا ۹۰ درصد گزارش کردند. نگهداری نمونه‌ها در آب باعث حل شدن ۵۰ درصد مونومرهای قابل حل خواهد شد. به این ترتیب، در ترمیم‌های کمپوزیتی درون دهان مونومرها در ۲۴ ساعت نخست در بzac حل شده و از محیط بیرون می‌روند.^(۲۰) در بررسی کنونی، نمونه‌ها در آب نگهداری نشدن و پس از پلی مریزاسیون در دستگاه FTIR قرار گرفتند و عاملی دیگر، که باعث تغییر در درجه تبدیل واقعی نمونه‌ها می‌گردد، لایه‌ی ممانعت نشده به وسیله‌ی اکسیژن است.^(۲۱)

در این بررسی، از دو ماده‌ی چسنده‌ی عاجی توتال اج

نوک های هادی نور نازک یا وچ های لایت کیور لازم است (۲۵) به بررسی دیگر نیاز است، که مشخص کند، آیا بالا بردن زمان نور دهی باعث افزایش درجه تبدیل در حفره های با عمق های گوناگون خواهد شد و نیز، با این فاصله های بیشتر، به چه میزان افزایش شدت یا زمان نور دهی نیاز است.

نتیجه گیری

این بررسی آزمایشگاهی نشان داد، که درجه تبدیل مونومر به پلی مر در مواد چسبنده عاجی به ترکیب آنها وابسته است. یک فاصله های شش میلی متری منبع نور از ماده های چسبنده عاجی درجه تبدیل را کاهش می دهد، در حالی، که درجه تبدیل در لایه های چهار لایه همانند یک لایه است.

سپاسگزاری

تصویب این طرح از سوی معاونت پژوهشی دانشگاه و شورای پژوهشی دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد انجام شده است، که به این وسیله، سپاسگزاری می گردد.

پلیمریزاسیون پس از کاربرد هر دو لایه می تواند ایجاد لایه های با ثبات کند (۲۶). در این بررسی، مشخص شد، که تفاوت معنادار آماری میان تبدیل یک و چهار لایه نیست. افزون بر شدت نور دهی (۲۷)، فاصله های نوک دستگاه لایت کیور، عامل موثر بر درجه تبدیل خواهد بود (۲۸). معمولی ترین فاصله های پیشنهاد شده سر دستگاه از رزین، یک میلی متر است (۷). بنظر می رسد، که محدودیت این بررسی، روش ایجاد فاصله به هنگام کاربرد لام های شیشه ای ترانسپارنت (Transparent) بود، گو این که، برای اطمینان از عدم افت چشمگیر شدت نور، از رادیومتر استفاده گردید، ولی ایجاد یک حفره دایره ای شکل به قطر ۱۱ میلی متر در لام های شیشه ای برای نفوذ نور به ماده باندینگ، بی هیچ واسطه ای می توانست دقیق بررسی را افزایش دهد. در این بررسی، فاصله های یک، سه و شش میلی متر برای کیورینگ در نظر گرفته شد، که متناظر با فاصله کف پالپال حفره های کلاس یک و کف جینجیوال حفره های کلاس سه است. آشکار گردید، که تفاوت معناداری در گروه های یک و سه میلی متر از نظر درجه تبدیل نیست. ولی درجه تبدیل با فاصله های شش میلی متر به میزانی چشمگیر کمتر از یک و سه میلی متر بود. پیشنهاد شده است، که برای کاهش فاصله، استفاده از

References

1. Yamada M, Miyazaki M, Moore BK. Influence of interchanging adhesive resins and self-etching primers on the mechanical properties of adhesive resins. *Oper Dent* 2004; 29: 532-537.
2. Pashly DH, Giucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russel CM. Bond strength versus dentin structure: a modeling approach. *Arch Oral Biol* 1995; 40: 1109-1118.
3. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashly PH. Long-term durability of dentin bonds made with a self etching primer, *in vivo*. *J Dent Res* 1999; 78: 906-911.
4. Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Analysis of the dentin-resin interface by use of laser Raman spectroscopy. *Dent Mater* 2002; 18: 576-580.
5. Al-Dawood A, Weinberg A. Biocompatibility of dental bonding agents. *Endod Dent Traumatol* 1993; 9: 1-7.
6. Ratanasathien S, Wattaha JC. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *J Dent Res* 1995; 74: 1602-606.
7. Kaga M, Noda M, Ferracane JL, Nakamura H, Oguchi H, Sano H. The in vitro cytotoxicity of elutes from dentin bonding resins and their effect on thyrosione phosphoglation of L29 cells. *Dent Mater* 2001; 17: 333-339.
8. Kala Chandra S, Gunduz N, Shultz AR, McGrath JE. Effect of molecular structure on properties and photopolymerization of novel dimethacrylate networks. *J Dent Res* 1999; 78: 287-292.
9. Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effect of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995; 11: 132-136.
10. Pilo K, Qelgesser D, Cardash S. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 1999; 25: 235-241.
11. Shertall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 337-342.
12. Xu HHK. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with varius filler levels. *J Dent Res* 1999; 78: 1304-1311.
13. Byne SC, Heyman HO, Swift EJJr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 1994; 125: 687-690.
14. Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res* 1980; 59: 800-808.
15. Murray GA, Yates JL, Newmans SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 167-170.
16. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 490-496.

17. Oook S, Miazaki M, Rikut A, Moore BK. Influence of polymerization mode of dual-polymerized resin direct core foundation systems on bond strengths to bovine dentin. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 239-244.
18. Ruggenberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 1988; 67: 932-937.
19. Miyazaki M, Onoue H, Iida N, Kazama H. Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman spectroscopy. *Dent Mater* 2003; 19: 245-251.
20. Ferracane JE, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resin-methods comparison. *J Dent Res* 1984; 63: 1093-1095.
21. Hilton TJ, Shwartz RS. The effect of air thinning on dentin adhesive bond strength. *Oper Dent* 1995; 20: 133-137.
22. Caldas DBM, Almeida GB, Corr BR, Sobrinho L, Sinhori MA, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number using, three different light curing units. *Oper Dent* 2003; 28: 315-320.
23. Kim JS, Cho BH, Lee IB, Um CM, Lim BS, Oh MH, Chang CG, Son HH. Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 72: 284-291.
24. Hashimoto M. Effect of multiple adhesive coating on dentin bonding. *Oper Dent* 2004; 29: 416-423.
25. Swift EJ, Perdigão J, Heyman HO, Sturdevant JR, Roberson TM. Eighteen-month's clinical evaluation of filled and unfilled adhesive. *J Dent* 2001; 29: 1-6.
26. Pashly EL, Ageek A, Pashly DH, Tay FR. Effect of one versus two application of an unfilled, all-in-one adhesive on dentin bonding. *J Dent* 2002; 30: 83-90.
27. Freberg S, Ferracane JL. Evaluation of cure properties and wear resistance of Artglass dental composite. *Am J Dent* 1998; 11: 214-218.
28. Pratic B, Chersonic S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* 1999; 12: 231-234.
29. Pires Jose Antonio F, Cvitko E, Denehy G, Swift E. Effect of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* 1993; 24: 517-522.

Abstract

Effect of Different Light Curing Distances on Degree of Conversion of Multiple Coating of Two Adhesive Systems

Ghavamnasiri M.*- Hosseini AA.- Akbari M. *****

* Associate Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

** Professor, Department Operative Dentistry, School of Dentistry, Mashhad University of Medical Sciences

*** Operative Dentist

Statement of Problem: Degree of conversion (DC) is one of the most considerable factors in polymerization of composite resin. Cytotoxicity and physico mechanical properties of dentin bonding agents (DBA) are greatly depend on the DC.

Purpose: The aim of this in vitro study was to evaluate the DC of two totals etch dentin adhesives in different layers and different distances of light tip during curing.

Materials and Method: Two kinds of dentin adhesive systems were selected including optibond solo plus, filled and single bond, unfilled. The dentin adhesives were applied on polyethylene sheets (5×5 cm). Each group of dentin adhesives was divided into two groups (n=15) based on the number of coating layer (one and four layers). Each group was divided into three groups based on the distance of light tip during curing. (1, 3 and 6 mm) (n=5). Each specimen underwent light curing for 20 seconds. The samples were analyzed with FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy) for the amount of double bonds (C=C) and (C=O) before and after curing. The DC was calculated and the data were analyzed by three way ANOVA pair wise comparison ($\alpha=0.05$).

Results: Mean amount of DC for optibond solo plus ($71.6\% \pm 1.4\%$) was higher than single bond ($56\% \pm 1.5\%$). There was no significant difference in DC using one layer and four layers and also 1 mm and 3 mm distances of light tip and adhesives but 6 mm distant showed a significantly lower mean amount of DC than 1 mm and 3 mm distances.

Conclusion: This in vitro study showed that the degree of conversion in dentin adhesives was related to the composition of these materials. Six mm distance of light lip could decrease the DC while 4 layers of DBA were similar to that one of 1 mm.

Key words: Degree of conversion, Adhesive, Light curing

Shiraz Univ. Dent. J. 2006; 6(3,4): 82-90