

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

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 (DC)، یکی از ویژگی های مهم در مواد پلی مری است. درجه تبدیل در مواد چسبنده ی عاجی بر روی خواص فیزیکی مکانیکی و سمیت سلولی این مواد مؤثر است.

**هدف:** هدف از این پژوهش آزمایشگاهی بررسی درجه تبدیل دو ماده ی چسبنده ی عاجی توتال اچ به هنگام استفاده از شمار لایه های متفاوت و نوردهی از فاصله های گوناگون بود.

**مواد و روش:** برای این بررسی، از یک ماده ی چسبنده عاجی فیلردار (Optibond Solo plus) و یک ماده ی چسبنده ی عاجی بی فیلر (Single bond) استفاده شد. هر یک از این مواد، در دو گروه با کاربرد یک لایه و چهار لایه، بر روی ورقه های پلی اتیلن به ابعاد (۵×۵ سانتی متر) قرار گرفتند و هر گروه، به سه دسته ی پنج نمونه ای بخش شده و از فاصله های ۱، ۳ و ۶ میلی متری، به مدت ۲۰ ثانیه نوردهی شد. با کمک دستگاه طیف سنجی (FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy)، میزان پیوندهای دوگانه ی C=C نسبت به پیوند C=O، پیش و پس از نوردهی تعیین شد و درجه تبدیل (DC) به دست آمد. داده ها، به وسیله ی آزمون ANOVA سه عاملی و واکاوی مقایسه ی جفتی (Pair wise comparison) با یکدیگر مقایسه شدند ( $\alpha = 0/05$ ).

**یافته ها:** نتایج نشان داد، که میانگین درجه تبدیل ماده ی چسبنده ی عاجی فیلردار (Optibond Solo plus) ( $0/71 \pm 0/14$ ) بالاتر از بی فیلر (Single bond) ( $0/56 \pm 0/15$ ) بود و شمار لایه های به کار رفته، اثری بر DC نداشت. همچنین، تغییر فاصله از یک میلی متر تا سه میلی متر، اثری در درجه تبدیل نداشت، گرچه فاصله ی شش میلی متر نوردهی با هر دو فاصله ی یک و سه میلی متر، تفاوتی معنادار در درجه تبدیل ایجاد کرد.

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

**واژگان کلیدی:** در تبدیل، ادهزیو، نوردهی

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۵/۵/۱۴

تاریخ دریافت مقاله: ۸۵/۲/۳۱

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

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

Email: [dr\\_marjaneh@yahoo.com](mailto:dr_marjaneh@yahoo.com)

تلفن: ۰۵۱۱-۸۸۲۹۵۰۱-۱۵

## مقدمه

درجه تبدیل مونومر به پلی-مر (Degree of Conversion (DC)) یکی از ویژگی‌های مهم در مواد پلی مری 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 ویژگی‌های مکانیکی لایه‌ی باندینگ، چون استحکام فشاری و کششی گردد (۱) و (۲).

سانو (Sano) و همکاران نشان دادند، که به پلی مریزاسیون کافی مونومرها پس از نفوذ به شبکه‌ی الیاف کلاژن عاج نیاز است تا باند مستحکم ایجاد کند. در صورت پلی مریزاسیون ناکافی، امکان ایجاد نشت نانومتری نیز، وجود دارد (۳). میازاکی (Miyazaki) و همکاران (۴)، بودن آب در عاج را عاملی برای کاهش درجه تبدیل لایه‌ی باندینگ و در نتیجه، کاهش استحکام باند گزارش کردند. وجود مونومرهای آزاد مواد رزینی، سمیت سلولی ایجاد می کند. آزاد شدن مونومرهای کیور نشده از مواد ترمیمی و گذشتن آنها از توبول‌های عاجی می تواند به سلول‌های محیطی پالپ آسیب وارد کند و باعث تغییرات التهابی گذرا و تشکیل عاج نامنظم گردد (۵) و (۶).

کاگا (Kaga) و همکاران (۷)، مونومرهای آزاد شده از اجزای تشکیل دهنده دو ماده‌ی باندینگ Scotch Bond MP و Clearfill LB bond 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\*\* مشخص گردید. با افزایش زمان نوردهی و افزایش درجه تبدیل، سمیت کاهش یافت. بررسی‌ها نشان داده‌اند، که درجه تبدیل مونومر به پلی-مر (DC) به عواملی مانند غلظت آغازگر و فعال کننده، ترکیب مونومرها، دمای ماده و عوامل محیطی چون، وجود آب بستگی دارد (۸) و (۹). شدت تابش در طول موج مناسب بین از ۴۰۰ تا ۵۰۰ نانومتر و

زمان نوردهی، متغیرهای بحرانی در پلی مریزاسیون مطلوب و درجه تبدیل کافی هستند، به گونه‌ای، که کاهش شدت تا مرز ۲۰۰ mw/cm<sup>2</sup> را می توان با افزایش زمان تابش برای رسیدن به انرژی کافی (۱۶ ژول / سانتی متر) جبران کرد (۱۰). به این عوامل می توان رنگ و ترانسولوسنی رزین، جنس و میزان فیلر ماده‌ی رزینی را افزود (۱۱، ۱۲ و ۱۳).

روش‌های بررسی میزبان کیورینگ، شامل Scraping (۱۴)، Visual (۱۵) روش سختی سنجی سطح (۱۶) و روش‌های تجزیه شیمی مانند Fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) (۱۷) و رامان (۱۸) است.

میازاکی (Miyazaki) و همکاران مشخص کردند، که پیوندی میان اعماق گوناگون لایه‌ی هیبرید و درجه‌ی پلی مریزاسیون وجود ندارد. در این بررسی، میزان پیوندهای دوگانه‌ی باقیمانده در لایه‌ی رزین از ۱۰ تا ۲۵ درصد گزارش شد (۱۹).

هدف از این بررسی مقایسه‌ی درجه تبدیل دو گونه ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی توتال اچ فیلردار و بی فیلر با شمار لایه‌های گوناگون و فاصله‌های نوردهی متفاوت بود.

## مواد و روش

در این بررسی، موازی مداخله گرانه از دو ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی توتال اچ استفاده شد، که یکی فیلردار optibond solo plus (Kerr Cop, USA) و دیگری بی فیلر Single bond (3M, ESPE, USA) بود. مواد باندینگ با کمک برس بر روی قطعات مربعی شکلی به ابعاد پنج سانتی متر از ناپلون پلی اتیلن (Zipkip, Shrink film Sadr. Ir. Iran) مالیده شده و سپس، با کمک فشار ضعیف هوا خشک شد. بنابراین، دو گروه اصلی به نام‌های گروه O و گروه S تشکیل شد. در طی مراحل کاری پیش از پلی مریزاسیون، از یک جعبه‌ی تاریکخانه‌ی ظهور و ثبوت استفاده گردید. در این بررسی، هر گروه ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی به شمار ۳۰ عدد بود، که به دو زیر گروه ۱۵ تایی، برپایه‌ی شمار لایه

\* HEMA: Hedroxy Ethyl Methacrilat

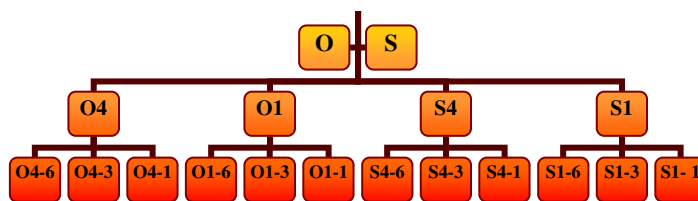
\*\* TEG DMA: Tri Ethylen Glycol Demethacrilat

سطح لام قرار گرفته و از خلال آن با تماس نوک Light Guide با شیشه نوردی 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 نوردی از خلال شیشه انجام گردید. به این ترتیب، که لایه ی پلاستیک باندینگ بر روی لام ها قرار گرفته و نوردی با قرار گرفتن نوک لایت در زیر لام ها، به سمت پلاستیک انجام شد. برای ثابت بودن ولتاژ ورودی به دستگاه لایت کیور به هنگام نوردی، از یک ترانسفورماتور ثابت نگهدارنده ی جریان استفاده شد. نمونه ها، پس از نوردی 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 Curve fitting به نام Spectra manager سطح زیر نمودار در پیک های رسم شده از طیف مواد در ناحیه ی pick در ۱۶۳۸ نانومتر برای C=C و ۱۷۱۹ نانومتر برای C=O 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 رابطه ی زیر\* قرار داده شد.

درصدهای به دست آمده برای هر نمونه، با تقریب ۱/۱۰۰۰ محاسبه شده و در گروه مربوطه قرار گرفت و در پایان، برای واکاوی داده ها از آزمون ANOVA سه عاملی و واکاوی Tukey test Pair wise comparison برای مقایسه ی میانگین ها استفاده گردید ( $\alpha=0/05$ ).

(یک لایه و چهار لایه) بخش شد (زیرگروه های O1, O4, S1 و S4) و هر زیر گروه، از سه فاصله ی، یک، سه و شش میلی متر نوردی شد. بنابراین، در هر یک از زیر گروه های ۱۲ گانه ی بالا، پنج نمونه بررسی گردید (شکل ۱). برای گروه های ۴ لایه، پس از زدن هر لایه و خشک کردن کامل آن، لایه ی بعدی به آرامی زده شد و پخش گردید و سپس، این کار ادامه پیدا کرد. سرانجام، چهار لایه از ماده ی 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 دوگانه ی C=C و C=O، نمونه ها در دستگاه FTIR (Bruker Optics و Germany) Equinox 55 در پژوهشکده ی 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 ۳۰ اسکن انجام داده و نمودار طیفی آن رسم گردید. در 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) که شدت آن  $662 \text{ mw/cm}^2$  مک رادیومتر تعیین شده بود، نوردی انجام گردید. برای گروه های با فاصله ی یک میلی متری از یک شیشه ی لام (Microscope slides, Shanghai, China) به قطر یک میلی متر، که قطر آن با کولیس (Dentaurum, Germany) اندازه گرفته شده بود، استفاده گردید. پلاستیک بر روی

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



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

O. Optibond solo plus      S. Single bond

**یافته ها**

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. واکاوی واریانس Tukey test Pair wise comparison نشان داد، که میان دو گونه باندینگ، از نظر درجه تبدیل اختلاف هست ( $p < 0/05$ ) جدول ۲ و نمودار ۱. آزمون Tukey test Pair wise comparison (Tukey test) اختلاف آماری چشمگیری برای شمار لایه‌ها مشخص نکرد ( $p < 0/05$ ). جدول ۳، میانگین و خطای استاندارد درجه تبدیل را برای انواع فاصله‌های نوردهی نشان می‌دهد. 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).

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

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

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

معنادار بودن	خطای استاندارد	میانگین اختلاف (I-J)	(J)BO	(I)BO
۰/۰۰	۰/۱۰	-۰/۰۶۶	Os	Sb
۰/۰۰	۰/۱۰	۰/۱۶۶	Sb	Os

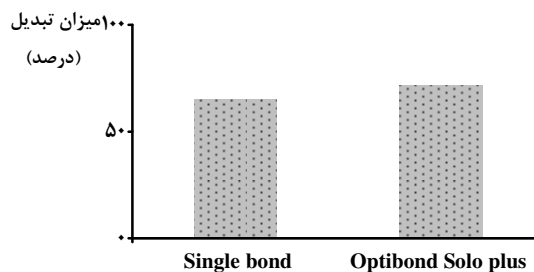
Bo: Bonding agent  
Sb: Single Bond  
Os: Optibond Solo

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

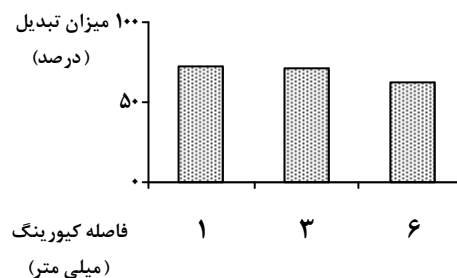
میلی متر	میانگین	خطای استاندارد
۱	۰/۷۲	۰/۰۰۹
۳	۰/۷۰	۰/۰۰۹
۶	۰/۶۱	۰/۰۰۹

**بحث**

روش به کار رفته در این بررسی برای اندازه‌گیری درجه تبدیل، طیف‌سنجی به وسیله‌ی 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 وجود این 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=O بود. پیوند C=C در مونومرها یافت می‌گردد و درجه تبدیل آن و پیوند مونومرها به هم مقدار



**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 (Optibond Solo plus) دارای مونومرهای HEMA, G PDM, Bis GMA، در بیس اتانول-آب همراه فیبر سیلیکاست و ماده‌ی بی‌فیلر (Single bond) نیز، در بردارنده‌ی HEMA, Bis GMA به همراه دی‌متاکریلات در حلال اتانول-آب همراه پلی‌آلکنوئیک اسید است. در این بررسی در درجه تبدیل دو ماده تفاوت معنادار آماری مشاهده شد ( $p < 0.05$ ). به نظر می‌رسد، 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 ویسکوزیته‌ی، کاهش diffusion گروه‌های reactive در طول پلی‌مریزاسیون را خواهیم داشت، که به کاهش کیورینگ منجر می‌گردد. عامل مهم ترکیب رزین، وجود باندهای دوگانه‌ی منومرهای 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، درحالی، که سطح رادیکال‌های آزاد، تنها از یک سمت احاطه شده اند<sup>(۲۲)</sup>.

کیم (Kim) و همکاران<sup>(۲۳)</sup>، 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<sup>(۲۴)</sup>. در رزین‌های دارای فیلر، به دلیل ایجاد لایه‌ی ضخیم تر، اثر مهارتی اکسیژن هم اثری کم خواهد داشت<sup>(۲۵)</sup>. همچنین،

پلی‌مریزاسیون را مشخص می‌کند. روند پلی‌مریزاسیون 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<sup>(۲۱)</sup>. در ترکیبات لایت کیور، 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 پلی‌مریزاسیون 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 پلی‌مریزاسیون شرکت نمی‌کنند<sup>(۴)</sup>. 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<sup>(۱۹)</sup>، 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 بزاق حل شده و از محیط بیرون می‌روند<sup>(۲۰)</sup>. در بررسی کنونی، نمونه‌ها در آب نگهداری نشدند و پس از پلی‌مریزاسیون در دستگاه FTIR قرار گرفتند و عاملی دیگر، که باعث تغییر در درجه تبدیل واقعی نمونه‌ها می‌گردد، لایه‌ی ممانعت نشده به وسیله‌ی اکسیژن است<sup>(۲۱)</sup>.

در این بررسی، از دو ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی توتال اچ

نوک‌های هادی نور نازک یا وج‌های لایت کیور لازم است<sup>(۲۵)</sup> به بررسی دیگر نیاز است، که مشخص کند، آیا بالا بردن زمان نور دهی باعث افزایش درجه تبدیل در حفره‌های با عمق‌های گوناگون خواهد شد و نیز، با این فاصله های بیشتر، به چه میزان افزایش شدت یا زمان نوردهی نیاز هست.

### 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 میلی متری منبع نور از ماده‌ی چسبنده‌ی عاجی درجه تبدیل را کاهش می‌دهد، 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 می‌گردد.

پلیمریزاسیون پس از کاربرد هر دو لایه می‌تواند ایجاد لایه‌های با ثبات کند<sup>(۲۶)</sup>. در این بررسی، مشخص شد، که تفاوت معنادار آماری میان تبدیل یک و چهار لایه نیست. افزون بر شدت نوردهی<sup>(۲۷)</sup>، فاصله‌ی نوک دستگاه لایت کیور، عامل موثر بر درجه تبدیل خواهد بود<sup>(۲۸)</sup>. معمولی‌ترین فاصله‌ی پیشنهاد شده سر دستگاه از رزین، یک میلی‌متر است<sup>(۲۹)</sup>. بنظر می‌رسد، که محدودیت این بررسی، روش ایجاد فاصله به هنگام کاربرد لام‌های شیشه‌ای ترانسپارنت (Transparent) بود، گو این که، برای اطمینان از عدم افت چشمگیر شدت نور، از رادیومتر استفاده گردید، ولی ایجاد یک حفره‌ی دایره‌ای شکل به قطر ۱۱ میلی‌متر در لام‌های شیشه‌ای برای نفوذ نور به ماده‌ی باندینگ، بی‌هیچ واسطه‌ای می‌توانست دقت بررسی را افزایش دهد. در این بررسی، فاصله‌های یک، سه و شش میلی‌متر برای کیورینگ در نظر گرفته شد، که متناظر با فاصله‌ی کف پالپال حفره‌های کلاس یک و کف جینجیوال حفره‌های کلاس سه است. آشکار گردید، که تفاوت معناداری در گروه‌های یک و سه میلی‌متر از نظر درجه تبدیل نیست. ولی درجه تبدیل با فاصله‌ی شش میلی‌متر به‌میزانی چشمگیر کمتر از یک و سه میلی‌متر 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. Murraray 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, Miiazaki 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. Ruggeberg 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. Ferracance 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, Sinhorti 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, Perdigao 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, Ferracance 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%±1.4%) was higher than single bond (56%±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*

---