

## اندازه‌گیری درجه تبدیل مونومر به پلیمر در

### Prompt L-Pop، SingleBond، ScotchBond MP Plus Adhesive

### ویک باندینگ آزمایشگاهی

دکتر طاهره سادات جعفرزاده کاشی\*<sup>†</sup> - دکتر محمد عرفان\*\*

\* استادیار گروه آموزشی مواد دندانانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

\*\* استادیار گروه آموزشی فارماسیوتیکس دانشکده داروسازی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی شهید بهشتی

**Title:** Measuring the degree of conversion of ScotchBond MP Plus Adhesive, Single Bond, Prompt L-Pop and an experimental bonding resin

**Authors:** Jafarzadeh TS. Assistant Professor\*, Erfan M. Assistant Professor\*\*

**Address:** \*Department of Dental Material, Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

\*\* Department of Pharmaceutics, Faculty of Pharmacy, Shahid Beheshti University of Medical Sciences

**Statement of Problem:** The quantity of remaining unreacted double bonds may be a significant factor pertaining to the mechanical, physical and chemical properties of restorative resins. Insufficient polymerisation within the hybrid layer may cause significant differences in the quality of this layer, and act as a reservoir for monomer release thus increasing cytotoxic potential.

**Purpose:** The aim of this study was to measure the degree of conversion of three generations of 3M dentin bonding agents and an experimental dentin bonding agent

**Materials and Methods:** The quantity was determined from the transmission IR-spectrum of the materials before and after polymerization. ScotchBond MP plus adhesive, SingleBond, Prompt L-Pop, and an experimental dentin bonding were used to measure degree of conversion. Six repetitions of each bonding were investigated. Time of light curing was 120s. Kruskal-Wallis and Mann-whitney test were used to compare groups with  $P < 0.05$  as the limit of significance.

**Results:** The results showed a significant difference between groups ( $P < 0.01$ ). A trend of increasing in Singlebond conversion obtained in comparison with ScotchBond MP plus adhesive, Prompt L-Pop and experimental dentin bonding. The degree of conversion was not statistically significant among the other dentin bondings. No significant difference was found between conversion of the experimental dentin bonding and ScotchBond MP plus adhesive ( $P = 1.00$ ) with  $P < 0.05$  as the limit of significance.

**Conclusion:** Dentin bonding technology continues to evolve toward simpler systems. However, Prompt L-Pop as a self-etching adhesive does not show the trend of increasing the degree of conversion. However, the performance of these simpler systems must be further investigated.

**Key Words:** Degree of conversion; Dentin bonding; Polymerisation

*Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 18; No. 1; 2005)*

<sup>†</sup> مؤلف مسؤول: دکتر طاهره سادات جعفرزاده کاشی؛ آدرس: تهران - دانشگاه علوم پزشکی تهران - دانشکده دندانپزشکی - گروه آموزشی مواد دندانانی  
تلفن: ۶۴۰۲۶۴۰ داخلی: ۲۲۰۳ دورنگار: ۶۴۰۱۱۳۲

## چکیده

**بیان مسأله:** میزان باندهای دوگانه باقیمانده در پلیمریزاسیون نقش مهمی در خواص مکانیکی، فیزیکی و شیمیایی رزین‌های ترمیمی دارد. پلیمریزه‌شدن ناکافی در لایه هیبرید، دلیلی برای تفاوت در کیفیت این لایه و قدرت باند کمتر می‌باشد که می‌تواند به عنوان منبعی برای آزادسازی مونومر عمل کند و اثرات سمی داشته باشد.

**هدف:** مطالعه حاضر با هدف اندازه‌گیری درجه تبدیل مونومر به پلیمر سه نسل از دنتین باندینگ‌های 3M و یک دنتین باندینگ آزمایشگاهی انجام شد.

**روش بررسی:** در این مطالعه تجربی با استفاده از طیف جذبی مواد قبل و بعد از پلیمریزه شدن توسط دستگاه FT-IR، درجه تبدیل به دست آمد. برای اندازه‌گیری درجه تبدیل از باندینگ‌های SingleBond، ScotchBond MP Plus Adhesive، Prompt L-Pop و یک باندینگ آزمایشگاهی استفاده شد. شش نمونه از هر باندینگ مورد تحقیق قرار گرفت. زمان سخت شدن ۱۲۰ ثانیه بود. مقایسه گروهها با استفاده از آزمونهای Kruskal-Wallis و Mann-Whitney انجام گردید. سطح معنی‌داری  $P < 0.05$  در نظر گرفته شد.

**یافته‌ها:** نتایج اختلاف معنی‌داری را بین گروهها نشان داد ( $P < 0.01$ ). SingleBond در مقایسه با Prompt L-Pop و ScotchBond MP و دنتین باندینگ تجاری در درجه تبدیل افزایش نشان داد. بین درجه تبدیل در سایر گروهها اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. بین دنتین باندینگ آزمایشگاهی و ScotchBond MP اختلاف معنی‌داری مشاهده نگردید ( $P = 1.00$ ).

**نتیجه‌گیری:** فناوری استفاده از دنتین باندینگ به سمت ساده‌تر شدن پیش می‌رود؛ اما در این مطالعه Prompt L-Pop به عنوان آدهزیوی که توانایی اچ کردن را دارد، درجه تبدیل بالایی را از خود نشان نداد. استفاده از باندینگ‌های با مراحل ساده‌تر نیاز به بررسی بیشتری دارد.

**کلید واژه‌ها:** درجه تبدیل؛ دنتین باندینگ؛ پلیمریزاسیون

( , , ) ,

## مقدمه

دندان اشاره کرد. به کمک این نوع مواد می‌توان ترمیم‌های آسیب‌دیده را بدون آسیب‌زدن بیشتر به نسج دندان از نو ترمیم کرد و مشکل دندانها را برای دستیابی به حداکثر زیبایی با حداقل تراش یا بدون هیچ تراشی برطرف نمود. برای چسباندن کامپوزیت‌ها به عاج و مینای دندان، از سیستم‌های آدهزیو استفاده می‌شود که شامل سه مرحله هستند: اچ کردن، استفاده از پرایمر و باند کردن. اخیراً برای تسهیل بیشتر روند باندینگ، سعی بر این است تا مراحل مختلف کار را حذف یا با هم ترکیب کنند.

اصول دندانپزشکی استوار بر مواد Adhesive به سال ۱۹۵۵ بر می‌گردد. Buonocore بعدها دریافت که اچ کردن مینا با اسید فسفریک طول عمر چسبیدن مواد به دندان را

با پیشرفت فناوری در مواد باندینگ و آدهزیو، گزینه‌های درمانی نوینی پیش روی دندانپزشکان و بیماران قرار گرفته و امکان حفظ بیشتر ساختمان دندان و ترمیم‌های زیباتر فراهم شده است.

پیدایش رزین‌های کامپوزیتی از بزرگترین دستاوردهای دندانپزشکی در قرن گذشته بوده است. از جمله مزایای این نوع ترمیم‌های باندشونده می‌توان به حفظ نسج سالم دندان، کاهش ریزش (Microleakage)، پیشگیری از حساسیت دندان پس از ترمیم، پیشگیری از رنگ گرفتن مارجین‌ها (لبه پرکردگی با دندان) و عود مجدد پوسیدگی، پخش کردن تنش‌های وارده به دندان بر روی سطح پیوند ماده ترمیمی به

افزایش می‌دهد (۱).

ترکیبات سیستم باندینگ به شرح زیر می‌باشد:  
 اچ‌کننده‌ها (Etchants) یا Conditioners، پرایمرها و باندینگ رزین‌ها طبقه‌بندی‌های متفاوتی برای محصولات Adhesive صورت گرفته است. مهمترین این طبقه‌بندی بر اساس نسل‌های متفاوت سیستم‌های باندینگ و به صورت زیر انجام می‌گیرد:

سیستم‌های باندینگ در طول زمان متکاملتر شدند و چندین نسل از آنها به وجود آمد که هرکدام برای برطرف کردن یک دسته از مشکلات طراحی شدند و به کار رفتند و در نهایت برای تسهیل کار عملی و کاهش مراحل باندینگ، به سیستم‌های تک‌مرحله‌ای روی آورده شد.

بررسی متون در خصوص اندازه‌گیری درجه تبدیل (Degree of Conversion: DC) نشان داد که در مونومرهای دی‌متاکریلات با وجود آن که در پلیمریزاسیون حالت شبکه‌ای رخ می‌دهد اما مقادیر زیادی از پیوندهای C=C نیز مصرف نشده باقی می‌ماند. درجه تبدیل حدود ۵۵ تا ۷۵٪ برای این نوع مونومرها اندازه‌گیری شده است (۲-۴).  
 ارتباط بین درجه تبدیل و خصوصیات فیزیکی مواد مثل سختی، سایش، قدرت باند کششی و فشاری مشاهده شده است و از دستگاه اسپکتروسکوپی مادون قرمز و FT-IR (Fourier Transform Infra-Red) برای اندازه‌گیری درجه تبدیل مونومرهای دندانپزشکی استفاده شده است (۲-۶).

Peutzfeldt و Asmussen در سال ۲۰۰۳ اثر Curing دو مرحله‌ای پلیمرهای Bis-GMA/TEGDMA را بر درجه تبدیل و سختی این پلیمرها قبل و بعد از قراردادن (Storage) یک روزه در اتانول بررسی کردند. این محققان درجه تبدیل را به روش فیلم نازک و به وسیله FT-IR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy) اندازه‌گیری کردند و DC اندازه‌گیری شده ۶۲/۷٪ بود (۷).

در مطالعه Khatri و همکاران در سال ۲۰۰۳، مشتقاتی از مونومر Bis-GMA سنتز شد و خواص فیزیکی-شیمیایی آن مورد بررسی قرار گرفت. این مونومرهای سنتز شده، ویسکوزیته کمتر از Bis-GMA داشتند و بیشتر از آن هیدروفوب بودند. پلیمریزاسیون نوری مونومرهای جدید در مقایسه با Bis-GMA درجه تبدیل بالایی را نشان داد (۸).

در سال ۱۹۹۸ Loza Herrero و همکاران، کامپوزیت Herculite را از نظر استحکام خمشی و تبدیل مونومر با استفاده از FT-IR بررسی نمودند. تحقیق نشان داد که Post-Curing حرارتی رزین‌های کامپوزیتی استحکام نمونه‌ها را در ۳۰ دقیقه اول پس از نوردهی در مقایسه با نمونه‌های بدون Post-Curing حرارتی افزایش می‌دهد. زمانی که تبدیل مونومری در بیشترین حد ممکن باشد احتمالاً به طور محسوسی مقدار اجزای قابل شستشو (Leachable) در یک رزین کامپوزیتی ترمیمی کاهش و از این طریق سازگاری زیستی آن بهبود می‌یابد (۹).

مطالعه حاضر با هدف تعیین درجه تبدیل مونومر به پلیمر در سه نسل باندینگ ScotchBond Multi-Purpose، SingleBond، Prompt L-Pop و یک باندینگ آزمایشگاهی انجام شد.

### روش بررسی

این مطالعه به صورت تجربی انجام شد. مشخصات باندینگ‌های تجاری مورد استفاده در جدول ۱ آورده شده است و برای ساختن باندینگ آزمایشگاهی از موادی که در جدول ۲ آورده شده، استفاده گردید.

#### تهیه باندینگ آزمایشگاهی:

با مخلوطی از HEMA و Bis-GMA و CQ (جدول ۲) دنتین باندینگ آزمایشگاهی به دست آمد و سپس DC آن اندازه‌گیری شد.

جدول ۱- مشخصات باندینگ‌های مورد استفاده

| Lot number | کارخانه تولیدکننده     | مواد تشکیل دهنده   | ماده          |
|------------|------------------------|--|---------------|
| 7543       | 3M dental products USA | BIS-GMA, HEMA, CQ  | ScotchBond MP |
| 1105       | 3M dental products USA | HEMA, ethanol, Bis-GMA, dimethacrylate   | SingleBond    |
| 111141     | 3M ESPE Germany        | Water, Methacrylated -phosphoric acid-HEMA esters, BAPO initiator, flouride complex parabens | Prompt L-Pop  |

روش محاسبه درجه تبدیل برای نمونه‌های ScotchBond MP و باندینگ آزمایشگاهی و SingleBond:

با استفاده از دستگاه FT-IR میزان جذب باند دوگانه (C=C) آلیفاتیک یعنی پیک  $1635 \text{ cm}^{-1}$  و (C...C) آروماتیک، یعنی پیک  $1608 \text{ cm}^{-1}$  هر نمونه قبل و بعد Curing تعیین شد. در جریان پلیمریزه شدن به C-C تبدیل می‌شود ولی (C...C) آروماتیک واکنش نشان نمی‌دهد و ثابت باقی می‌ماند؛ به همین دلیل به عنوان یک استاندارد داخلی عمل می‌کند (۱۱،۱۰). برای محاسبه درجه تبدیل، ابتدا درصد میزان جذب C=C مصرف نشده با محاسبه نسبت میزان جذب C=C/C...C قبل و بعد از پلیمریزاسیون طبق فرمول زیر تعیین شد و سپس برای تعیین درجه تبدیل این میزان از ۱۰۰٪ کم شد.

$$\%(\text{C}=\text{C}) = \frac{[\text{Abs}(\text{C}=\text{C}) / \text{Abs}(\text{C}\dots\text{C})]_{\text{polymer}}}{[\text{Abs}(\text{C}=\text{C}) / \text{Abs}(\text{C}\dots\text{C})]_{\text{monomer}}}$$

روش محاسبه درجه تبدیل برای نمونه‌های Prompt L-Pop:

از آنجا که این باندینگ فاقد گروه C=C است، طیف‌ها فاقد طیف جذبی (C...C) آروماتیک برای استاندارد داخلی می‌باشند؛ به همین دلیل از C=O جهت استاندارد داخلی استفاده گردید. باند هیدروژنی می‌تواند سبب پهن شدن طیف این پیوند شود اما با محاسبه سطح زیر منحنی طیف جذبی نمونه‌ها این اثر را می‌توان حذف نمود (۱۲). برای محاسبه درجه تبدیل ابتدا درصد میزان جذب C=C مصرف نشده با محاسبه نسبت میزان جذب C=C/C=O قبل و بعد از پلیمریزاسیون طبق فرمول زیر تعیین شد و سپس برای تعیین

جدول ۲- مواد مورد استفاده جهت تولید باندینگ آزمایشگاهی

| شماره Lot number | کارخانه تولیدکننده | ماده    |
|------------------|--------------------|---------|
| MP-9033          | GmbH&Co            | Bis-GMA |
| 81723            | Sigma              | HEMA    |
| A009755501       | ACROS organics     | CQ      |

روش و نحوه تهیه نمونه‌های ScotchBond MP Plus، SingleBond، Adhesive، Prompt L-Pop و باندینگ آزمایشگاهی:

الف) تهیه نمونه‌های مونومری قبل از پلیمریزه شدن: ابتدا یک قطره مونومر باندینگ بین دو قرص KBr قرار داده شد، سپس توسط دستگاه طیف سنج FT-IR با گستره طیف از  $4800 - 400 \text{ cm}^{-1}$  و حد تفکیک  $2 \text{ cm}^{-1}$  مورد بررسی قرار گرفت.

ب) تهیه نمونه‌های پلیمریزه شده: ابتدا زیر یک محفظه اتاق تاریک یک قطره از باندینگ مورد نظر بر روی لام شیشه‌ای قرار گرفت؛ سپس لام دیگری بر روی آن قرار داده شد؛ سپس توسط دستگاه Light-Curing، Colt lux 75 با زمان تابش ۱۲۰ ثانیه نوردهی انجام شد؛ پس از آن لام به آرامی جدا شد و لایه پلیمری به دست آمد. بر روی قرص KBr قرار داده شد و نمونه‌ها توسط دستگاه طیف‌سنج FT-IR (مدل EQUINOX 55 ساخت Bruker آلمان) با گستره طیف از  $4800 - 400 \text{ cm}^{-1}$  و حد تفکیک  $2 \text{ cm}^{-1}$  برای اندازه‌گیری درجه تبدیل مورد بررسی قرار گرفت.

نمونه‌ها در اتاق نسبتاً تاریک و در دمای محیط تهیه شدند. از هر مورد ۶ نمونه تهیه شد. تنها در مورد Prompt L-Pop برای به دست آوردن ۶ نمونه‌های پلیمری تعدادی بالغ بر ۳۰ نمونه مورد استفاده قرار گرفت.

را بین میانگین گروهها نشان داد ( $P < 0.01$ )؛ با استفاده از آزمون Mann-Whitney اختلاف بین گروهها مورد مقایسه قرار گرفت. فقط گروه SingleBond اختلاف معنی‌داری با بقیه گروهها نشان داد.

شکلهای ۱ تا ۴ به ترتیب طیف‌های باندینگ‌های Singlebond، ScotchBond MP Prompt L-Pop و باندینگ آزمایشگاهی را قبل و بعد از پلیمریزه شدن نشان می‌دهد. شکل ۵ نمودار درجه تبدیل دنتین باندینگ‌های مختلف را نشان می‌دهد.

درجه تبدیل این میزان از ۱۰۰٪ کم شد. داده‌های آزمایش با نرم‌افزار OPUS (Optic User Software) مورد آنالیز قرار گرفت. به منظور تحلیل داده‌ها از آزمونهای آماری Mann-Whitney و Kruskal-Wallis استفاده گردید.

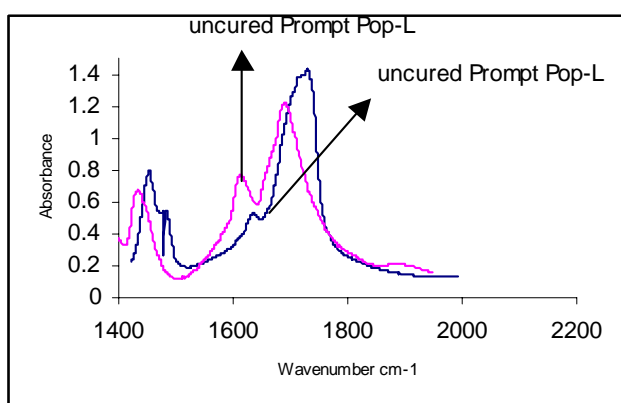
$$\% (C = C) = \frac{[Abs(C = C) / Abs(C = O)]_{polymer}}{[Abs(C = C) / Abs(C = O)]_{monomer}}$$

## یافته‌ها

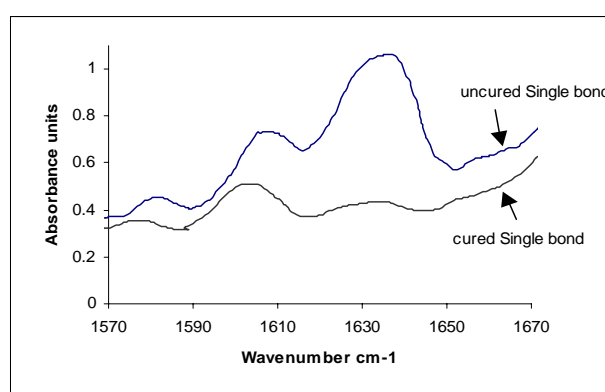
میانگین، انحراف معیار و درصد ضریب تغییرات برای چهار گروه از دنتین باندینگهای مورد آزمایش در جدول ۳ ارائه شده است. آزمون Kruskal-Wallis اختلاف معنی‌داری

جدول ۳- میانگین، انحراف معیار و درصد ضریب تغییرات برای چهار گروه از دنتین باندینگ‌ها

| باندینگ<br>آزمایشگاهی | Prompt L-Pop | SingleBond | ScotchBond MP | انواع دنتین باندینگ<br>شماره نمونه‌ها |
|-----------------------|--------------|------------|---------------|---------------------------------------|
| ۶۲/۷۶                 | ۴۵/۳۷        | ۹۳/۷       | ۷۰/۱۷         | ۱                                     |
| ۶۷/۳۵                 | ۵۵/۲۷        | ۹۰/۷۵      | ۵۶/۶۳         | ۲                                     |
| ۶۸/۲۵                 | ۸۳/۲۳        | ۸۶/۶۴      | ۷۱/۹۳         | ۳                                     |
| ۷۰/۳۵                 | ۷۴/۰۵        | ۹۱/۲۲      | ۶۷/۳۵         | ۴                                     |
| ۶۹/۵۶                 | ۴۹/۰۸        | ۸۹/۹       | ۷۲/۲۶         | ۵                                     |
| ۷۱/۴۳                 | ۴۰/۲۵        | ۹۰         | ۶۸/۲۳         | ۶                                     |
| ۶۸/۴۵                 | ۵۷/۸۷        | ۹۰/۳۶      | ۶۷/۷۶         | میانگین                               |
| ۳/۰۳۸                 | ۱۷/۰۶        | ۲/۲۹       | ۵/۷۹          | انحراف معیار                          |
| ۴/۴۳                  | ۲۹/۴۷        | ۲/۵۳       | ۸/۵۴          | درصد ضریب تغییر                       |



شکل ۲- طیف Prompt L-Pop قبل و بعد از پلیمریزه شدن



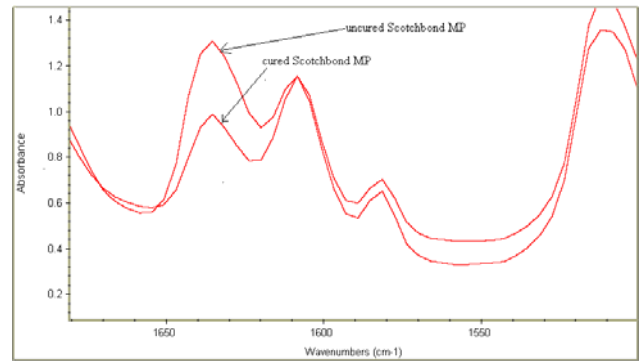
SingleBond -

قابل قبول پلیمریزه شود، می‌تواند اثرات مخربی را به صورت آزاد نمودن مونومر، آغازگر (Initiator)، و رادیکال فعال که همه برای بدن مضر و سمی هستند، ایجاد نماید.

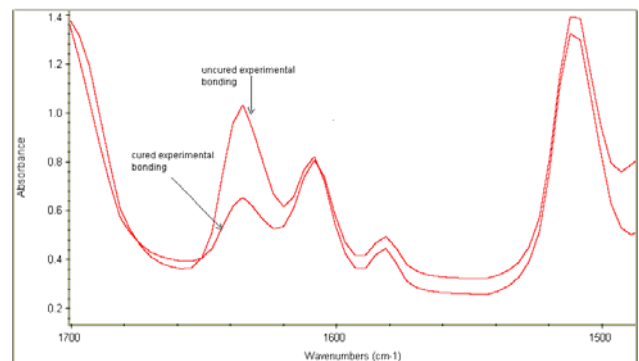
پلیمریزاسیون ناکافی لایه هیبرید، تأثیر نامطلوبی بر کیفیت این ماده دارد و سبب کاهش قدرت باند می‌شود که در نهایت تأثیر منفی بر خصوصیت فیزیکی و مکانیکی روی باند دارد (۱۴،۱۳). برای بررسی میزان پلیمریزاسیون روشهای غیر مستقیم خراشیدن (Scraping) و سنجش سختی (Hardness) وجود دارد. در روش مستقیم از اسپکتروسکوپی استفاده می‌شود که به صورت مستقیم امکان اندازه‌گیری درجه تبدیل وجود دارد. حساسترین و دقیقترین روش، استفاده از FT-IR می‌باشد (۱۶،۱۵).

فناوری استفاده از دنتین باندینگ‌ها به سمت ساده‌تر نمودن سیستم، کاهش مراحل کلینیکی در جهت افزایش سرعت و کاهش زمان کار با آنها در کلینیک پیش می‌رود. سیستم‌های باندینگ‌ها به صورت اچ و پرایمر و باندینگ هر یک جداگانه و یا اچ جدا و پرایمر و باندینگ با هم ترکیب شده است. در بعضی از سیستم‌ها اچ با پرایمر و در بعضی دیگر هر سه مرحله با یکدیگر ترکیب می‌شود. به دو تایی آخر Self-Etching و به محصول آخر Self-Etching Adhesive اطلاق می‌شود.

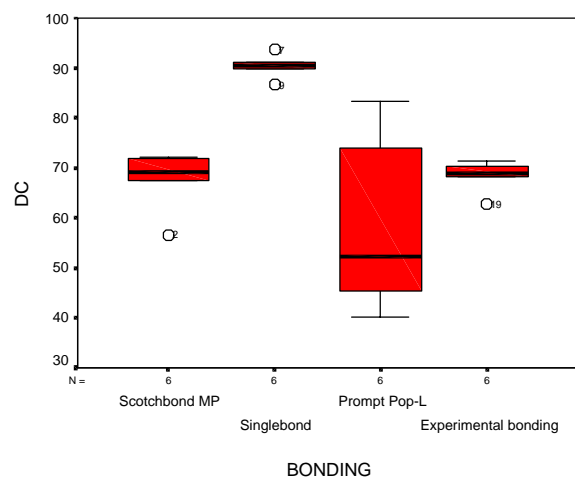
VanMeerbeek و همکاران تقسیم‌بندی Self-Etching را بر اساس pH آنها به Mild، Intermediate و Strong تقسیم‌بندی کردند (۱۷). نتایج بررسی این محققان نشان داد که اگرچه تمایل به کم نمودن مراحل باندینگ وجود دارد ولی باندینگ‌های سه مرحله‌ای بیشتر قابل اطمینان هستند. اما در سیستم Self-Etch به دلیل نیاز نداشتن به اچ و شستشو، حساسیت روش کمتر و زمان کار در کلینیک کوتاهتر می‌شود (۱۷). درجه تبدیل برای دی‌متاکریلات‌ها در حدود ۵۵-۷۵٪ گزارش شده است (۲-۴) که با نتایج مطالعه حاضر که درجه تبدیل محاسبه شده



شکل ۳- طیف ScotchBond MP قبل و بعد از پلیمریزه شدن



شکل ۴- طیف باندینگ آزمایشگاهی قبل و بعد از پلیمریزه شدن



شکل ۵- نمودار درجه تبدیل دنتین باندینگ‌های مختلف

## بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه درجه تبدیل مونومر به پلیمر چند باندینگ مورد مطالعه قرار گرفت. میزان بالا بودن درجه تبدیل، نشانگر پلیمریزه‌شدن بهتر یک پلیمر است. اگر پلیمری نتواند به مقدار

(۲۶). در تحقیق Cardoso و همکاران در مقایسه قدرت باند micro-tensile و برشی، باندینگ‌های ScotchBond و SingleBond نتایج مشابهی نشان دادند؛ در ضمن این مواد نتایج بهتری را نسبت به باندینگ Self-Etching، Etch & Prime 3.0 نشان دادند (۲۷).

باندینگ آزمایشگاهی با استفاده از مخلوط Bis-GMA و HEMA به دست آمده است. این مونومرها در دندانپزشکی مصرف فراوانی دارند؛ همچنین مولکول HEMA در کشت سلولی اثرات سیتوتوکسیک بسیار کمی از خود نشان داده است (۲۸).

در خصوص سمیت و زیست‌سازگاری باندینگ‌های تولیدشده داخلی باید متذکر شد که فرمول کلی بر اساس نمونه خارجی ScotchBond MP می‌باشد که اثرات سمی از خود نشان نداده است (۲۹). عاج طبیعی سدّ محکمی را در برابر نفوذ مونومرها ایجاد می‌کند. در ضمن این مونومرها با کمک نور به پلیمر تبدیل می‌شوند و فیلم بسیار نازکی (حداکثر ۱۰۰ میکرون) ایجاد می‌نمایند که بین ماده پرکننده و نسج سخت عاج قرار می‌گیرد؛ به همین دلیل چنانچه عمل Curing به خوبی صورت گیرد، نفوذ و نشت مونومر به پالپ به حداقل خواهد رسید. این باندینگ با ScotchBond MP تفاوت معنی‌داری را از خود نشان نداد ( $P=0/337$ ). درصد ضریب تغییر پایین این ماده، نشان‌دهنده قابلیت تکرار پذیری مناسب آن است و فیلم پلیمری مناسبی را ایجاد می‌نماید. در مطالعات بعدی آزمایشهای قدرت باند و ریزش که از آزمایشهای متداول بر روی باند می‌باشد، انجام خواهد شد.

### تشکر و قدردانی

در پایان لازم است از مسؤولین محترم مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی وابسته به دانشگاه علوم پزشکی تهران که کلیه امکانات لازم جهت انجام این تحقیق را فراهم کردند، تشکر و قدردانی گردد.

ScotchBond MP  $67/76 \pm 5/79$  و Prompt L-Pop و باندینگ آزمایشگاهی  $57/87 \pm 17/06$  به دست آمد، هماهنگی دارد. تنها SingleBond دارای درجه تبدیل بسیار بالایی ( $90/36 \pm 2/29$ ) بود که نشانگر پیوندهای دوگانه کمتر است؛ به همین دلیل دارای خواص مکانیکی بهتر ولی انقباض پلیمریزه شدن بیشتر نسبت به سایر باندینگ‌ها می‌باشد (۱۸، ۱۹).

گزارش شده است که نتایج ScotchBond MP با نتایج قبلی اندازه‌گیری درجه تبدیل این ماده مطابقت دارد (۲۱، ۲۰). مطالعات Abdalla و Davidson (۲۲) و Pagliarini و همکاران (۲۳) خواص مطلوب ScotchBond MP را نشان می‌دهد. اندازه‌گیری درجه تبدیل در تمام نمونه‌ها به سهولت انجام شد؛ تنها در نمونه‌های Prompt L Pop از تعداد ۳۰ نمونه ساخته‌شده، تنها ۶ مورد قابل اندازه‌گیری درجه تبدیل با FT-IR بود و نتایج نشان‌دهنده درصد ضریب تغییر (CV%) بالایی بود؛ با وجود آن که اختلاف معنی‌داری بین این ماده و ScotchBond MP و باندینگ آزمایشگاهی ملاحظه نگردید ( $P=1/00$ ) ولی بقیه باندینگ‌ها دارای درصد ضریب تغییر کم و نتایج قابل تکرار بیشتری بودند. شاید به همین دلیل نتایج متفاوتی توسط این باندینگ مشاهده گردیده است. در مطالعه Armstrong و همکاران سه نسل SingleBond، ScotchBond MP و Clearfil SE Bond با Prompt L-Pop از نظر تنش microtensile مقایسه گردید. نمونه‌ها قبل از انجام آزمایش در آب مقطر نگه داشته شدند. از ۶۵ نمونه Prompt، ۵۸ عدد آن قبل از انجام آزمایش دچار شکست در تهیه نمونه‌ها شدند که خود دلیلی بر تخریب پلیمر در این باندینگ می‌باشد (۲۴).

در مطالعه Dias و همکاران ترمیم کامپوزیت این ماده نتایج کمتری نسبت به One-Step از خود نشان داد (۲۵). در مطالعه Brackett و همکاران بین ریزش این ماده با ScotchBond MP اختلاف آماری معنی‌داری گزارش نشد

## منابع:

- 1- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-53.
- 2- Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins. Methods comparison. *J Dent Res* 1984; 63:1093-95.
- 3- Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986; 20:121-33.
- 4- Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater* 1987; 3:19-25.
- 5- Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual-cure luting cements. *J Oral Rehabil* 1995, 22:43-47.
- 6- Rueggeberg FA, Craig RC. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 1988; 67:932-37.
- 7- Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater* 2003; 19 (6): 466-70.
- 8- Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater* 2003; 19 (7): 584-88.
- 9- Loza-Herrero MA, Rueggeberg FA, Caughman WF, Schuster GS, Lefebvre CA, Gardner FM. Effect of heating delay on conversion and strength of a post-cured resin composite. *J Dent Res* 1998; 77 (2): 426-31.
- 10- Guerra RM, Duran I, Qrtiz P. FT-IR monomer conversion analysis of UDMA-based dental resins. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 632-37.
- 11- Kim S, Jang J. The measurement of Degree of conversion for Bis- GMA/Slica composites by FT-IR Spectroscopy. *Polymer Testing* 1996; 15: 559-91.
- 12- Shin WS, Li XF, Schwartz B, Wunder SL, Baran GR. Determination of the degree of cure of dental resins using Raman and FT-Raman spectroscopy. *Dent Mater* 1993; 9: 317-24.
- 13- Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil* 1994; 21:463-68.
- 14- Ferracane JL. Elution of leachable component from composites. *J Oral Rehabil* 1994, 21: 441-52.
- 15- Bream M, Davidson CL, Vanherle G, Van Doren V, Lambrechts P. The relationship between test methodology and elastic behavior of composites. *J Dent Res* 1987, 66:1036-39.
- 16- Dewald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987; 66:727-30.
- 17- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28(3):215-35.
- 18- Jensen ME, Chan DCN. Polymerization shrinkage and microleakage. In: Vanherle G, Smith DC (eds). *International symposium on Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials*. Holland, Peter Szule Publishing; 1985, 243-62.
- 19- McCulloch AJ, Smith BGN. In-vitro studies of cuspal reinforcement with adhesive restorative materials. *Br Dent J* 1986; 161:450-52.
- 20- Jafarzadeh Kashi T, Watts DC. Polymerisation shrinkage versus layer thickness of a dentine bonding resin. *J Dent Res* 1998; 77: 808 Abstract 1411.
- 21- Jafarzadeh Kashi T. Performance of adhesive dental biomaterials. Ph.D Thesis 1998
- 22- Abdalla AI, Davidson CL. Shear bond strength and microleakage of new dentin bonding systems. *Am J Dent* 1993; 6: 295-98



- 23- Pagliarini A, Rubini R, Rea M, Campese C, Grandini, R. Effectiveness of the current enamel-dentinal adhesives: a new methodology for its evaluation. *Quintessence Int* 1996; 27: 265-70.
- 24- Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent* 2003; 5: 47-56.
- 25- Dias WR, Ritter AV, Swift EJ Jr. Repairability of a packable resin-based composite using different adhesives. *Am J Dent* 2003; 16:181-85.
- 26- Brackett W, Haisc LD, Pearce MG, Brackett MG. Microleakage of class V resin composite restorations placed with self-etching adhesives. *J Prosthet Dent* 2004; 91:42-45.
- 27- Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998; 14: 394-98.
- 28- Craig RG. *Restorative Dental Material*. 10<sup>th</sup> ed. St-Louis: Mosby; 1997: 137-72.
- 29- Anasuvic KJ. *Philip's Science of Dental Materials*. 10<sup>th</sup> ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996: 75-111.