

بررسی تأثیر فرمولاسیون نوعی باند تجربی بر خواص مکانیکی باند و استحکام اتصال به مینا

مهندس شیمیا شادخو^۱ - دکتر امیر قاسمی^۲ - دکتر جعفر جوادپور^۳

۱- کارشناس ارشد مهندسی پزشکی گروه آموزشی بیومواد دانشکده مواد و متالورژی دانشگاه علم و صنعت ایران

۲- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

۳- استاد گروه آموزشی سرامیک دانشکده و مواد و متالورژی دانشگاه علم و صنعت ایران

چکیده

زمینه و هدف: عوامل باندینگ با خواص مکانیکی قابل قبول جهت یک اتصال مناسب و پایدار بین کامپوزیت‌های دندان و ساختمان دندان همواره مورد نیاز است. هدف از این مطالعه بررسی تأثیرات فرمولاسیون رزین بر روی خواص مکانیکی و استحکام باند ریز برشی به مینا می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی، رزین‌های تجربی شامل BisGMA و TEGDMA با نسبتهای وزنی ۴۰:۶۰، ۵۰:۵۰ و ۶۰:۴۰ تهیه شدند. نمونه‌ها برای استحکام خمشی، استحکام ریز کششی و استحکام باند ریز برشی به دندان تهیه و پس از ۲۴ ساعت قرار گرفتن داخل آب در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد، تحت آزمون قرار گرفتند. از باند تجاری Heliobond محصول شرکت Ivoclar-Vivadent) به عنوان نمونه کنترل مثبت استفاده گردید. نتایج حاصل از آزمونها با روشهای آماری One-way ANOVA و Tukey HSD تجزیه و تحلیل شدند.

($\alpha=0/05$)

یافته‌ها: نتایج نشان دادند که از لحاظ آماری اختلاف معنی داری بین استحکام خمشی ادهزیوها وجود دارد ($p<0/05$). ادهزیو دارای ۶۰٪ وزنی BisGMA، بیشترین استحکام خمشی (۵۷/۴۲ مگاپاسکال) و ادهزیو دارای ۴۰٪ وزنی BisGMA، کمترین استحکام خمشی (۳۱/۸۲ مگاپاسکال) را از خود نشان داد. اختلاف معنی داری در مقادیر استحکام کششی و استحکام باند ریز برشی به مینا دیده نشد ($p>0/05$).

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج این مطالعه، اگرچه میزان منومر BisGMA، تأثیری بر استحکام کششی و استحکام باند ریز برشی به مینا نداشت، اما استحکام خمشی با افزایش BisGMA، افزایش یافت.

کلیدواژه‌ها: باندینگ دندان - رزین‌های دندان - استحکام خمشی - استحکام کششی - استحکام باند ریز برشی.

پذیرش مقاله: ۱۳۸۹/۶/۲۲

اصلاح نهایی: ۱۳۸۹/۶/۲۱

وصول مقاله: ۱۳۸۹/۳/۱۲

نویسنده مسئول: شیمیا شادخو، گروه آموزشی بیومواد دانشکده مواد و متالورژی دانشگاه علم و صنعت ایران e.mail:sh.shadkhoo@yahoo.com

مقدمه

هدف نهایی در دندانپزشکی ترمیمی رسیدن به یک اتصال مناسب است. شکست در اتصال بین ترمیم و دندان منجر به تغییر رنگ لبه‌ای، حساسیت پس از ترمیم، پوسیدگی ثانویه و تحریک بیماری پالپ می‌شود. در فصل مشترک رزین-دندان، لایه چسب کمترین مدول الاستیک را در میان اجزای کمپلکس باند شده دارد و در هنگام وارد شدن تنش، این لایه بیشترین کرنش را متحمل می‌شود. اگر تنشهایی که در حین انقباض ناشی از پلی‌مریزاسیون یا در حین بارگذاری اکلوژالی (Occlusal) به این لایه وارد می‌شوند بیش از

استحکام ذاتی این لایه باشند، بسته به میزان تنش، سبب ایجاد نقص، ترک و نهایتاً شکست اتصال می‌شوند. لذا خواص مکانیکی لایه چسب نقش مهمی در چگونگی کیفیت و پایداری یک ترمیم دارد. (۱)

به لحاظ نظری عوامل متعددی مانند شدت نور، سیستم آغازگر، روش تابش نور و درجه حرارت پلی‌مریزاسیون و همین طور تغییر نسبت منومرهای ماتریکس بر خواص مکانیکی رزین تأثیر دارند. (۲)

Greener و Ferracane در ۱۹۸۶ به بررسی فرمولاسیون و

مخلوطهای BisGMA/TEGDMA تا ۷۵-۸۰ w/w%، به خاطر جرم مولکولی بالای BisGMA که روی واکنشهای اختتام تأثیر می‌گذارد، مرتبط است و سپس به دلیل ویسکوزیته بیشتر آنکه بر روی واکنشهای پیشرفت اثر می‌گذارد، نزول می‌کند. (۲)

با توجه به مطالعات انجام شده در این زمینه، که تأثیر فرمولاسیون رزین باندینگ را بر روی خواص مختلف بررسی کرده‌اند، هدف این مطالعه بررسی تأثیر فرمولاسیون و میزان منومرهای به کاررفته بر استحکام خمشی و کششی ادهزیو و استحکام باند به میناست.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، ترکیب باند مینایی به صورت ترکیبی از: BisGMA (بیس فنول A گلیسیدیل متاکریلات)، TEGDMA (تری اتیلن گلیکول دی متاکریلات) به عنوان منومر رقیق‌کننده، CQ (کامفورکینون) به عنوان آغازگر نوری و DMAEMA (دی متیل آمینو اتیل متاکریلات) به عنوان فعال‌کننده آمینی انتخاب شد.

به منظور بررسی تأثیر میزان هر یک از منومرها، سه ترکیب مختلف از چهار ماده فوق الذکر بر اساس نسبت‌های مختلف BisGMA / TEGDMA تهیه گردید.

نمونه M_۱ = ۶۰:۴۰ BisGMA:TEGDMA.

نمونه M_۲ = ۵۰:۵۰ BisGMA:TEGDMA.

نمونه M_۳ = ۴۰:۶۰ BisGMA:TEGDMA.

در هر سه ترکیب M_۱ و M_۲ و M_۳، میزان CQ و DMAEMA به صورت ثابت ۰/۵ wt% انتخاب شد.

به عنوان نمونه کنترل مثبت، از باند تجاری Heliobond (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) استفاده شد و در تمامی آزمایشها، با نام گروه H و در هر تست ده نمونه از این گروه، مورد آزمایش قرار گرفت.

آزمون استحکام خمشی (FS) بر اساس استاندارد ISO4049 انجام شد. (۷)، سپس انامل باند تجربی ساخته شده در قالبهای فلزی با ابعاد ۲۵×۲×۲ میلی‌متر ریخته شدند و برای پلی‌مریزه شدن، نمونه‌ها در پنج ناحیه به صورت پوششی

تأثیر آن بر درجه تبدیل و خواص مکانیکی رزین‌های ترمیمی پرداختند و افزایش استحکام خمشی بر اثر کاهش محتوای TEGDMA را نتیجه گرفتند. (۳)

در سال ۱۹۹۸ Asmussen و Peutzfeldt تأثیر مقدار BisGMA و TEGDMA و UDMA را روی خواص مکانیکی کامپوزیت رزین حاوی مقدار ثابت ۷۸ wt% فیلر شیشه‌ای بررسی کردند. نتایج نشان داد که جایگزینی BisGMA یا TEGDMA توسط UDMA استحکام خمشی و استحکام کششی قطری (DTS) را بالا می‌برد. جایگزینی BisGMA توسط TEGDMA استحکام کششی را افزایش ولی استحکام خمشی را کاهش می‌دهد و علت را افزایش درجه تبدیل رزین به هنگام افزایش TEGDMA و UDMA دانستند. (۴)، در سال ۱۹۹۹ Tarumi و همکارانش میزان پلی‌مریزاسیون بعد از تابش اشعه را در نمونه‌هایی با ترکیب BisGMA:TEGDMA = ۷۵:۲۵، ۷۰:۳۰، ۶۷:۳۳، ۵۰:۵۰ wt% و CQ ۰/۳ و DMAEMA ۰/۷ wt% با مقدار ثابت ۶۵ wt% فیلر SiO_۲ بررسی کردند و نتیجه گرفتند که هر چه مقدار TEGDMA در ترکیب بیشتر باشد، درجه تبدیل (DC%) بیشتر خواهد بود ولی مقدار پلی‌مریزاسیون بعد از تابش کاهش می‌یابد زیرا منومرهای باقیمانده و واکنش نکرده کمتر می‌شوند. (۵)، در سال ۲۰۰۳، مطالعه دیگری توسط Musanje و Ferracane انجام گرفت و آنها به بررسی تأثیر فرمولاسیون رزین و رفتار سطح نانوفیلرها بر روی خواص کامپوزیت رزین‌های هیبریدی پرداختند. آنها با نسبت‌های مختلفی از منومرها به صورت زیر (درصد وزنی)، رزین را تهیه کردند:

TEGDMA:UDMA:BisGMA = ۱۲:۳۳:۵۱، ۳۰:۳۳:۴۴، ۳۳:۳۳:۱۶

نتایج چنین بود که ویسکوزیته رزین تأثیر حاشیه‌ای بر خواص کامپوزیت دارد اما با تنظیم آن می‌توان به یک تعادل مناسب بین درجه تبدیل و خواص مکانیکی رسید. (۶)

عطایی و همکارانش در سال ۲۰۰۴ به بررسی نرخ کرنش انقباضی (Shrinkage strain-rates) در چند منومر رایج در کامپوزیت‌های دندان‌پودنی پرداختند و کامپوزیت‌هایی با نسبت‌های متفاوتی از BisGMA/TEGDMA را نیز تهیه کردند. سرعت کرنش اولیه به واکنش‌پذیری منومر، جرم مولکولی و ویسکوزیته بستگی داشت. نرخ کرنش با مقدار BisGMA در

(Overlap) و هر بار به مدت چهار ثانیه با دستگاه لایت کیور هالوژن (Radi Plus, SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia) 3153 با شدت ششصد میلی وات بر سانتی متر مربع تحت تابش قرار گرفتند و سپس نمونه ها به منظور شبیه سازی با محیط دهان، به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد داخل انکوباتور قرار گرفتند. آزمون خمش با روش خمش سه نقطه ای (3-point bending) با استفاده از Span به طول بیست میلی متر، توسط دستگاه Universal Testing Machine (SMT-20SANTAM) با سرعت بارگذاری یک میلی متر در دقیقه و نیروی شصت نیوتن (Load cell-60N) انجام شد. برای هر گروه، حداقل ده نمونه تهیه و تحت آزمون قرار گرفت. میزان استحکام خمشی نمونه ها با فرمول $\delta = 3PL/2bh^2$ محاسبه گردید که در این فرمول:

δ : استحکام خمشی

P: میزان نیرو در هنگام شکست نمونه

L: طول بار

b: پهنای نمونه

h: ضخامت نمونه می باشد.

در آزمون استحکام ریز کششی (MTS) برای هر گروه ده نمونه به شکل ساعت شنی و با ضخامت ۰/۷ میلی متر و پهنای دو میلی متر در ناحیه میانی ساعت شنی، با قالبهای پلاستیکی ساخته شد. سپس نمونه ها در سه ناحیه به صورت پوششی و هر بار به مدت چهار ثانیه تحت تابش با شدت ششصد میلی وات بر سانتی متر مربع قرار گرفتند. پس از آن به مدت ۲۴ ساعت در انکوباتور در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد در آب مقطر قرار گرفتند. قبل از آزمون، ضخامت و پهنای قسمت میانی نمونه ها به دقت با کولیس اندازه گیری شد و آزمون توسط دستگاه Microtensile Tester (BISCO, USA) با سرعت بارگذاری ۰/۵ میلی متر در دقیقه انجام گردید.

استحکام ریز کششی نمونه ها توسط فرمول $\delta = F/bh$ محاسبه شد که در این فرمول:

δ : استحکام کششی

F: نیرو در هنگام شکست نمونه

b: پهنای نمونه

h: ضخامت نمونه می باشد.

برای آزمون استحکام باند ریز برشی به دندان (MSBS) چهار عدد دندان مولر یا پرمولر سالم انسان یک هفته در محلول کلرامین T ۰/۵٪ در دمای چهار درجه سانتی گراد نگهداری شدند. سپس هر یک توسط دیسک الماسی به دو نیمه باکالی و لینگوآلی برش داده شدند و از دو میلی متر زیر CEJ از ریشه قطع شدند. مینای دندانها به دقت با کاغذ سیلیکون کارباید دویست و بیست، چهارصد و ششصد گریت زیر جریان آب صاف و پالیش شدند. سطح مینای آماده شده دندانها با اسید فسفریک ۳۷٪ برای سی ثانیه اچ شده و ۱۵ ثانیه با آب شستشو و با پوآر هوا خشک شدند. یک لایه از عامل باندینگ مربوط به هر گروه، روی سطح مینا اعمال شد و با پوآر هوا لایه نازک گشت. این لایه توسط دستگاه لایت کیور به مدت بیست ثانیه و با شدت ششصد میلی وات بر سانتی مترمربع تحت تابش قرار گرفت. پس از آن تایگون تیوپ به قطر داخلی ۰/۷ میلی متر و ارتفاع یک میلی متر روی آن قرار گرفت. در مرحله بعد یک کامپوزیت هیبرید نوری (Alert, Pentron, USA) به دقت وارد فضای خالی وسط تایگون تیوپ شده و توسط دستگاه لایت کیور به مدت چهار ثانیه با شدت ششصد میلی وات بر سانتی مترمربع تحت تابش قرار گرفت. پس از یک ساعت نگهداری در آب مقطر تایگون تیوپها به دقت حذف شدند. نمونه ها به مدت ۲۴ ساعت، در آب مقطر در ۳۷ درجه سانتی گراد نگهداری شدند و سپس آزمون Microshear با Microtensile Tester (BISCO, USA) با سرعت بارگذاری یک میلی متر در دقیقه انجام گرفت. این آزمون با روش مطالعاتی Shimada انجام شد. (۸)، استحکام باند ریز برشی به مینا با فرمول $\delta = F/\pi R^2$ محاسبه شد که در این فرمول:

δ : استحکام باند ریز برشی

F: نیرو در هنگام شکست نمونه

R: شعاع سطح مقطع می باشد.

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده ها، از آزمون یک نمونه ای

برای مقایسه میانگین F.S در چهارگروه از One-way ANOVA استفاده گردید و با $P < 0.001$ بین گروهها اختلاف معنی‌دار آماری دیده شد. در نتیجه مقایسه دوبه‌دوی گروهها به روش Tukey HSD انجام گردید که معرف عدم اختلاف معنی‌دار بین گروههای M_2 ، M_3 و همچنین عدم اختلاف معنی‌دار آماری بین گروههای کنترل (H) و M_1 و وجود اختلاف معنی‌دار آماری بین هرکدام از گروههای M_2 و M_3 با هر کدام از گروههای کنترل (H) و M_1 می‌باشد. ($P < 0.05$) لذا می‌توان گفت که دو زیر گروه همگن وجود دارد: زیر گروه اول شامل گروههای M_2 و M_3 و زیر گروه دوم شامل گروههای کنترل (H) و M_1 .

جدول ۱: نتایج آزمایش استحکام خمشی (میانگین و انحراف معیار)

گروهها	میانگین استحکام خمشی (مگاپاسکال)	انحراف معیار
M1	۵۷/۴۲	۱۲/۰۵
M2	۳۸/۰۸	۸/۸۷
M3	۳۱/۸۲	۴/۹۵
H	۴۹/۵۷	۸/۷۳

در آزمون استحکام باند ریز برشی به دندان، با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها در چهار گروه و با توجه به مساوی بودن واریانس‌های متغیر M. S. B. S در چهار گروه، برای مقایسه میانگین M. S. B. S در چهار گروه از One-way ANOVA استفاده گردید و با $P = 0.249$ بین گروهها اختلاف معنی‌دار آماری دیده نشد.

در آزمون استحکام ریز کششی نیز توزیع داده‌ها نرمال بود و واریانس‌های متغیر T. S در چهار گروه، مساوی بودند. برای مقایسه میانگین T. S در چهار گروه از One-way ANOVA استفاده شد و با به دست آمدن $P = 0.637$ بین گروهها اختلاف معنی‌دار آماری دیده نشد.

(One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test K-S)، برای ارزیابی تساوی واریانس‌های متغیرهای وابسته در گروههای مختلف از آزمون Levene، برای مقایسه میانگین گروهها و انجام آزمون فرضهای مورد نظر از تحلیل واریانس یک طرفه (One-way ANOVA) و برای مقایسه‌های دو به دو از روش Tukey HSD استفاده گردید و $p < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

بر اساس نتایج به دست آمده، بیشترین میزان استحکام خمشی مربوط به گروه M_1 معادل ۵۷/۴۲ مگاپاسکال با بیشترین درصد منومر BisGMA و کمترین میزان مربوط به گروه M_3 معادل ۳۱/۸۲ مگاپاسکال با کمترین درصد منومر BisGMA در ترکیب، می‌باشد. نتایج به دست آمده از آزمون استحکام باند ریز برشی به مینا بیانگر این است که گروه M_1 بیشترین استحکام باند ریز برشی به دندان را در بین چهار گروه داشته (۴۷/۸ مگاپاسکال) و نسبت به گروه کنترل نیز استحکام باند بالاتری را نشان داده است، در حالی‌که گروه M_3 کمترین استحکام باند ریز برشی را نشان داده است (۴۱/۵۷ مگاپاسکال)، که البته این اختلافها از لحاظ آماری معنی‌دار تلقی نمی‌شود. در آزمون استحکام کششی، نتایج بیانگر این است که گروههای M_1 و M_2 و M_3 (باندینگ‌های تجربی) استحکام کششی کمتری از گروه کنترل (گروه H با استحکامی برابر ۲۹/۵۴ مگاپاسکال) داشته‌اند، البته مقدار اختلاف بسیار اندک است. از بین گروههای M_1 ، M_2 و M_3 ، بیشترین مقدار استحکام کششی را با ۲۸/۹ مگاپاسکال گروه M_2 داشته است و M_1 کمترین استحکام کششی را با ۲۶/۸۶ مگاپاسکال از خود نشان داده است.

نتایج به دست آمده از آزمونهای استحکام خمشی، کششی و استحکام باند ریز برشی به مینا، در جداول ۱-۳ آمده است. در آزمون استحکام خمشی، با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها در این چهار گروه و نظر به تساوی واریانس‌ها،

جدول ۲: نتایج آزمایش استحکام باند ریزبرشی
(میانگین و انحراف معیار)

گروهها	میانگین استحکام باند ریز برشی (مگاپاسکال)	انحراف معیار
M1	۴۷/۸	۶/۵۳
M2	۴۲/۹۴	۶/۵۸
M3	۴۱/۵۷	۷/۴۹
H	۴۵/۶۴	۸/۵۹

جدول ۳: نتایج آزمایش استحکام ریزکشی
(میانگین و انحراف معیار)

گروهها	میانگین استحکام ریزکشی (مگاپاسکال)	انحراف معیار
M1	۲۶/۸۶	۳/۲۴
M2	۲۸/۹۰	۵/۴۲
M3	۲۸/۰۷	۴/۳۶
H	۲۹/۵۴	۵/۸۹

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که افزایش درصد وزنی منومر BisGMA بر استحکام خمشی عامل باندینگ اثر مثبت داشته اما در استحکام کششی و استحکام باند ریز برشی به مینا تأثیر معنی‌داری نداشته است. نتایج حاصل از تحقیق Erik Asmussen در سال ۱۹۹۸ نیز مؤید این مطلب است که افزایش درصد منومر BisGMA در ترکیب رزین‌های دندان، سبب افزایش استحکام خمشی می‌شود. چرا که ذاتاً BisGMA بسیار سخت‌تر و صلب‌تر از TEGDMA می‌باشد. (۴)، همچنین Ferracane و Greener در سال ۱۹۸۶ به نتیجه افزایش استحکام خمشی بر اثر کاهش محتوای TEGDMA رسیده بودند. (۳)، هر دو مطالعه نتیجه مشابهی با مطالعه حاضر دارد. حلقه‌های آروماتیک حجیم در BisGMA و پیوندهای هیدروژنی که بین مولکول‌ها ایجاد می‌شود، تحرک منومرها و زنجیره‌های پلیمر را سخت‌تر می‌کند و استحکام مکانیکی را بالا می‌برد. به همین دلیل در این مطالعه افزایش مقدار BisGMA استحکام خمشی رزین را بهبود بخشید. Takahashi در سال ۲۰۰۲ در تحقیق خود بیان کرده است

که خواص مکانیکی بر استحکام باند به دندان مؤثر می‌باشد. چرا که رابطه مستقیمی بین استحکام ریز کششی نهایی نمونه‌ها با استحکام ریز کششی باند آنها به دندان دیده شد. (۹)، در بررسی حاضر نیز به نظر می‌رسد استحکام خمشی و استحکام باند برشی به دندان روند نسبتاً مشابهی را با افزودن میزان BisGMA داشته‌اند اما میزان افزایش BisGMA در حدی نبوده است که تأثیر چشمگیری بر استحکام باند بگذارد. نکته مثبتی که در اینجا قابل ذکر است برابری استحکام باند برشی چسبهای تجربی ساخته شده با نمونه کنترل مثبت (H) می‌باشد.

در تحقیقی که Asmussen بر روی سختی و استحکام کششی رزین‌ها انجام داد به این نتیجه رسید که سختی و استحکام کششی رزین‌ها به شدت وابسته به تعداد باندهای دوگانه باقیمانده در ساختار پلی‌مر می‌باشد. لذا استحکام کششی ارتباط مستقیمی با درجه تبدیل دارد. (۱۰)

BisGMA منومری با صلیبیت، سفتی و ویسکوزیته بسیار بالاست و TEGDMA منومری است بسیار انعطاف پذیرتر. درجه تبدیل منومرهای متاکریلاتی بستگی به طبیعت منومرهای پلی‌مریزه شده دارد بدین‌گونه که منومرهای انعطاف پذیرتر باعث افزایش درجه تبدیل می‌شوند، لذا هرچه TEGDMA جایگزین BisGMA گردد، به درجه تبدیل بالاتری می‌توان رسید و به همین علت استحکام کششی افزایش می‌یابد. (۱۱-۱۲)

در مقاله‌ای نیز بیان شده که منومر TEGDMA به عنوان منومر رقیق کننده به BisGMA اضافه می‌شود و انعطاف پذیری بالاتر منومر TEGDMA، صلیبیت BisGMA را جبران می‌کند و مخلوط حاصل به استحکام کششی بالاتر و استحکام خمشی پایینتری می‌رسد. (۱۳)، در مطالعه‌ای در سال ۱۹۸۰، Asmussen و Zidan به این نتیجه رسیدند که آزمون کششی پیچیده‌تر از آزمون استحکام خمشی است و موادی که مدول الاستیک کمتری دارند استحکام کششی بالاتری از خود نشان می‌دهند. (۱۴)

Sideridou و همکارانش در ۲۰۰۴، با بررسی میزان منومرهای قابل شوی (Elution) در محلول آب و اتانول،

صلبیت BisGMA استحکام مکانیکی را بالا می‌برد، ولی ویسکوزیته رزین را هم افزایش می‌دهد و T_g افزایش می‌یابد که باعث کند شدن نفوذ قسمت‌های واکنش‌پذیر و کاهش DC می‌شود. برای داشتن خواص مناسب به درجه تبدیل بالا نیاز است تا میزان منومرهای واکنش نکرده که زیست سازگاری را هم به خطر می‌اندازند به حداقل برسد. از طرف دیگر بیشترین تبدیل با استفاده از مقادیر زیاد رقیق کننده‌ها حاصل می‌شود که سبب کاهش خواص و افزایش انقباض پلی‌مریزاسیون می‌شود لذا مناسبترین خواص در ویسکوزیته‌های متوسط خواهد بود. (۶)

در مطالعه حاضر با افزایش منومر TEGDMA روند افزایشی در آزمون کششی مشاهده نشد اما خواص مکانیکی، کاهش هم پیدا نکرد، این بیانگر تأثیر میزان TEGDMA بر درجه تبدیل پلی‌مر بوده است که تا حد زیادی از افت خواص به هنگام کاهش میزان BisGMA، ممانعت کرده است.

نتیجه‌گیری

از نتایج این مطالعه آزمایشگاهی و تجربی می‌توان نتیجه‌گیری کرد که میزان منومرهای BisGMA و TEGDMA بسته به ماهیت و خواص منومر، بر خواص مکانیکی باندینگ‌ها تأثیرگذار است و منومر BisGMA تأثیر مستقیم در افزایش استحکام خمشی باندینگ مینایی دارد اما تأثیر چشمگیری بر استحکام کششی و استحکام باند به مینا ندارد.

بعد از اتمام کیورینگ، میزان منومرهای واکنش نکرده را در رزین‌های دندان‌ی شامل BisGMA و TEGDMA بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که ساختار شیمیایی منومرهای به کار رفته در رزین، تعیین کننده ساختار شیمیایی و فیزیکی رزین است و تأثیر مستقیم بر میزان منومرهای وارد شده در محلول شویش و نیز زمان مورد نیاز برای شویش دارد. بالا بودن ویسکوزیته و دمای T_g (دمای شیشه‌ای شدن)، باعث کاهش درجه تبدیل باندهای دوگانه می‌شود. کاهش درجه تبدیل (DC) و افزایش ویسکوزیته بر اثر افزایش مقدار BisGMA، در مطالعات بسیاری به اثبات رسیده است. (۱۵)، در مطالعه دیگری که در سال ۲۰۰۱ توسط Lovell و همکارانش بر روی رزین‌های دندان‌ی با ترکیب $(\text{BisGMA}:\text{TEGDMA}=75:25)$ انجام شد، تأثیر سرعت کیورینگ بر خواص مکانیکی رزین بررسی شد و نتیجه حاکی از این بود که در سیستم‌های دی متاکریلاتی با اتصالات عرضی فراوان، مثل سیستم‌های BisGMA/TEGDMA، ساختار شبکه و خواص، تحت تأثیر تبدیل باندهای دوگانه می‌باشد و به سرعت کیورینگ بستگی ندارد، لذا خواص مکانیکی رزین‌ها وابسته به تبدیل باندهای دوگانه می‌باشد. (۱۶)

هر چه ویسکوزیته کمتر باشد نفوذ قسمت‌های واکنش پذیرتر راحت‌تر می‌شود و T_g ماده به دمای کیورینگ نزدیکتر می‌شود و DC بالا رفته و پلی‌مریزاسیون بهتری انجام می‌گیرد، اما به هر حال DC بالا لزوماً باعث خواص بهتر نمی‌شود. دو اثر متضاد در مورد BisGMA وجود دارد:

REFERENCES

1. Kim J, Hoon Cho B, Lee I, Um C, Lim B, Oh M, et al. 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. 2005 Feb; 72B (2):284-291.
2. Atai M, Watts D, Atai Z. Shrinkage strain-rates of dental resin- monomer and composite systems. Bio Mat. 2005 Aug; 26(24):5015-5020.
3. Ferracane JL, Greener E.H. The effect of resin formulation on degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. J Biomed Mater. 1986 Jan; 20(1):121-131.

4. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998Jan; 14(1):51-56.
5. Tarumi H, Imazato S, Ehara A, Kato S, Ebi N, Ebisu S. Post-irradiation polymerization of composites containing bisGMA and TEGDMA. *Dent Mater.* 1999Jul; 15(4):238-242.
6. Musanje L, Ferracane J. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Bio Mat.* 2004Aug; 25(18):4065-4071.
7. International Standard ISO 4049, Dentistry-polymer-based filling, restorative and luting materials. 3rd ed. 2000: p: 7-15.
8. Shimada Y, Sattabanasuk V, Sadr A, Yuan Y, He Z, Tagami J. Shear bond strength of tooth- colored indirect restoration bonded to mid-coronal and cervical dentin. *J Dent Mater.* 2006Mar; 25(1):7-12.
9. Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira P. N, Sano H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. *Dent Mater.* 2002May; 18(3):263-268.
10. Asmussen E. Restorative resins: Hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *Scand J Dent Res.* 1982Dec; 90(6):484-489.
11. Ruyter IE, Svendsen SA: Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontol Scand.* 1978; 36(2):75-82.
12. Ruyter IE, Øysæd H. Composites for use in posterior teeth: Composition and conversion. *J Biomed Mater.* 1987Jan; 21(1):11-23.
13. Kirsten L, Landuyt V, Snauwaert J, Munck J, Peumans M, Yoshida Y, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Bio Mat.* 2007Sep; 28(26):3757-3785.
14. Zidan O, Asmussen E, Jørgensen KD. Tensile strength of restorative resins. *Eur J Oral Sci.* 1980Jun; 88(3):285-290.
15. Sideridou I.D, Achilias DS. Elution study of unreacted BisGMA, TEGDMA, UDMA and BisEMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Oper Dent.* 2004Jul-Aug; 29(4):448-453.
16. Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman Ch N. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater.* 2001Nov; 17(6):504-511.