

بررسی استحکام فشاری کامپوزیت‌های هیبرید و نانو کامپوزیت‌ها

دکتر مریم معزی زاده*

چکیده

سابقه و هدف: امروزه ترمیم‌های کامپوزیتی به علت ظاهر زیبا، سرعت عمل حین کار و هزینه کم، بسیار مورد استفاده قرار می‌گیرند. کامپوزیت‌های مختلفی در بازار موجود هستند و شناخت بهترین آنها که کارایی بهتر و دراز مدت‌تری داشته باشند ضروری است. هدف از مطالعه حاضر بررسی استحکام فشاری مواد ترمیمی کامپوزیت‌های هیبرید و نانو کامپوزیت‌ها بود.

مواد و روشها: در مطالعه تجربی حاضر از چهار نوع مختلف کامپوزیت رزین به شرح زیر استفاده شد: گروه ۱- Filtek Z 250 (3M) (کامپوزیت هیبرید)، گروه ۲- Filtek Superme (3M)، گروه ۳- Gradia Direct X (GC) و گروه ۴- Herculite XRV Ultra (Kerr Hawe). برای هر کامپوزیت ۱۲ نمونه در یک مولد فلزی به ابعاد ۴ میلی متر قطر و ۶ میلی متر ارتفاع ساخته شد. نمونه‌ها پس از پولیمریزاسیون در داخل مولد با استفاده از دستگاه لایت کیور LED Radiplus (SDI)، به مدت ۴۸ ساعت در آب مقطر با درجه حرارت ۳۷ درجه سانتی گراد نگهداری شدند. سپس با استفاده از دستگاه Mechanical Testing Machine با سرعت ۰/۵ میلی متر در دقیقه تحت تست استحکام فشاری قرار گرفتند. برای بررسی و آنالیز آماری نمونه‌ها از آزمون‌های آماری Tukey's Post hoc و one-way ANOVA استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌های مطالعه حاضر نشان دادند که استحکام فشاری گروه ۱ (Filtek Z ۲۵۰) بیشتر از سه گروه دیگر بود که از نظر آماری معنی دار بود ($P < 0/05$). میان گروه‌های ۲، ۳ و ۴ از نظر آماری تفاوت معنی داری وجود نداشت.

نتیجه‌گیری: کامپوزیت هیبرید استحکام فشاری بیشتری به نسبت نانو کامپوزیت‌ها از خود نشان داد.

کلید واژگان: کامپوزیت هیبرید، نانو کامپوزیت، استحکام فشاری

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۱/۲۱ تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۰/۶/۵ تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۹۰/۷/۱۱

مجله دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، دوره ۳۰، شماره ۱، بهار ۱۳۹۱، ۲۸-۳۳

مقدمه

کارایی تکنیکی عالی و خواص بسیار خوبی از خود نشان می‌دهند (۱).

مستندات بسیاری در مورد مواد دندانی وجود دارند که نشان می‌دهند میان خواص فیزیکی و خواص مکانیکی مواد مانند استحکام فشاری، کششی یا شکست رابطه مستقیم وجود دارد. با توجه به اینکه رفتار کامپوزیت‌های دندانی به مورد استفاده از آنها بستگی دارد، بهتر است توجه بیشتری به پارامترهای کلیدی چون میزان فیلر، اندازه فیلر، نوع فیلر و ماتریکس معطوف گردد (۲).

در طول پروسه جویدن، دندان‌ها به طور مداوم در معرض سیکل‌های مکانیکی و حرارتی قرار می‌گیرند و مواد ترمیمی دچار خستگی شده، در نهایت می‌شکنند (۳). بنابراین ترمیم دندان با ماده ترمیمی که بتواند این نوع فشارها را تحمل نماید بسیار ضروری و مهم است. کامپوزیت‌های هیبرید

به دلیل زیبایی ترمیم‌های هم‌رنگ دندان، استفاده از این ترمیم‌ها در چند دهه اخیر بسیار افزایش یافته است. کارایی طولانی مدت این نوع مواد ترمیمی بسیار مهم است چرا که این ترمیم‌ها بطور مداوم تحت تاثیر نیروهای جونده در داخل دهان قرار دارند و این نیروها می‌توانند باعث افزایش شکست این نوع ترمیم‌ها گردند، به همین دلیل بهبودهای زیادی در خواص این نوع مواد ایجاد شده است.

بسیاری از کارخانجات سازنده مواد ترمیمی دندانپزشکی همیشه در حال بهبود خواص مکانیکی و فیزیکی این مواد می‌باشند. برای بهبود کارایی و خواص مواد کامپوزیتی جهت ترمیم‌های خلفی، سازندگان این مواد سعی بر افزایش میزان فیلر و کاهش اندازه آن دارند تا استحکام مناسب و مقاومت به ساییش در مقابل نیروهای جونده افزایش یابد. این مواد کامپوزیتی دارای میزان فیلر بالایی می‌باشند و

* نویسنده مسئول: استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

مواد کامپوزیتی متنوع و متفاوتی در بازار موجود می‌باشند. طی سالیان اخیر مواد نانوکامپوزیتی زیاد وارد بازار دندانپزشکی شده‌اند که شناسایی و انتخاب بهترین آنها از نظر کارآیی درازمدت ترمیم بسیار مهم و ضروری است. هدف مطالعه حاضر بررسی و مقایسه استحکام فشاری کامپوزیت هیبرید و نانوکامپوزیت‌های موجود در بازار بود.

مواد و روشها:

مطالعه تجربی حاضر بصورت in-vitro انجام گرفت. در این مطالعه از چهار نوع مختلف کامپوزیت رزین استفاده شد. مشخصات این کامپوزیت‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده‌اند.

برای هر گروه از کامپوزیت‌ها ۱۲ نمونه سیلندری در یک مولد فلزی با ابعاد ۴ میلی‌متر قطر و ۶ میلی‌متر ارتفاع ساخته شد. کامپوزیت‌ها به صورت لایه لایه داخل مولد پک شدند و هر لایه توسط دستگاه لایت کیور (LED (Radi Plus, SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia) 3153, Australia) به مدت ۴۰ ثانیه کیور گردید. نمونه‌ها پس از برداشتن از مولد دوباره به مدت ۶۰ ثانیه کیور شدند. پس از کامل شدن پولیمریزاسیون، نمونه‌ها به مدت ۴۸ ساعت در آب مقطر ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شده، سپس با استفاده از دستگاه (Zwick/Roell - Z020, Zwick Mechanical GmbH & CO.KG, Germany) با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه در معرض تست استحکام فشاری قرار گرفتند. از آزمون‌های ANOVA و Tukey's post-hoc برای بررسی و آنالیز آماری نتایج استفاده گردید. میزان معنی‌دار بودن $P < 0/05$ در نظر گرفته شد.

خواص مکانیکی و فیزیکی بسیار خوبی نشان داده‌اند اما با پیشرفت‌های بوچود آمده در زمینه نانو تکنولوژی، نوع جدیدی از کامپوزیت بنام نانوکامپوزیت وارد بازار مواد دندانپزشکی گردیده است.

نانوکامپوزیت‌ها ترکیبی از مزایای مواد کامپوزیتی هیبرید و میکروفیلد را دارا هستند. بنظر می‌رسد نانوکامپوزیت‌ها دارای خواص زیبایی خوبی باشند به همین دلیل برای ترمیم‌های قدامی بسیار مناسب بوده، در عین حال خواص مکانیکی مناسبی نیز دارند که باعث می‌شود بتوانند به عنوان مواد ترمیمی در دندان‌های خلفی نیز مورد استفاده قرار گیرند (۴).

سیستم‌های کامپوزیت‌های ترمیمی که از نانو تکنولوژی استفاده می‌کنند دارای ترانسلو سنی بالا، قدرت پولیش و نگه داشتن سطح پولیش شده خوب مشابه کامپوزیت‌های میکروفیلد می‌باشند و در عین حال خواص فیزیکی و مقاومت به سایش آنها نیز با کامپوزیت‌های هیبرید برابری می‌کند (۵).

کامپوزیت‌های هیبرید و میکروهیبرید دارای اندازه ذرات متفاوتی می‌باشند. تنوع در اندازه ذرات می‌تواند باعث افزایش تعداد ذرات فیلر داخل ماتریکس کامپوزیت شود که در نتیجه باعث افزایش استحکام آن می‌گردد. چرا که بین افزایش استحکام فشاری کامپوزیت‌های دندان‌ی و افزایش میزان ذرات فیلر رابطه مستقیمی وجود دارد (۶). جدا از میزان و نوع فیلر، عوامل دیگری (مانند ماتریکس، زمان کیورینگ و شرایط محیطی دهان) نیز بر استحکام مکانیکی مواد کامپوزیتی تأثیرگذارند. بعنوان نمونه وجود مواد شیمیایی یا آب و بزاق موجود در حفره دهانی باعث کاهش خواص مکانیکی کامپوزیت‌ها در درازمدت می‌گردد (۷).

جدول ۱- مشخصات مواد استفاده شده

شماره Lot	کارخانه سازنده	نوع کامپوزیت	نام کامپوزیت
8 GL	3M Dental Products, St.Paul, MN,USA	هیبرید	Filtek Z 250
8 AT	3M Dental Products, St.Paul, MN,USA	نانوکامپوزیت	Filtek Supreme
1003101	GC Dental Products Corp, Toriimatsu, Kasugai, Japan	نانوکامپوزیت	Gradia Direct X
3082288	Kerr Hawe, Bioggio, Switzerland	نانوکامپوزیت	Herculite XRV Ultra

یافته‌ها:

آزمون One-way ANOVA که برای مقایسه چهار گروه مورد استفاده قرار گرفته بود تفاوت معنی‌داری را نشان داد ($P < 0.05$). از آزمون Tukey برای مقایسه میان گروه‌های مختلف استفاده شد. نتایج نشان دادند که از نظر آماری تفاوت معنی‌داری بین گروه ۱ و سه گروه دیگر وجود دارد ولی تفاوت معنی‌داری بین گروه‌های ۲، ۳ و ۴ مشاهده نشد (جدول ۳).

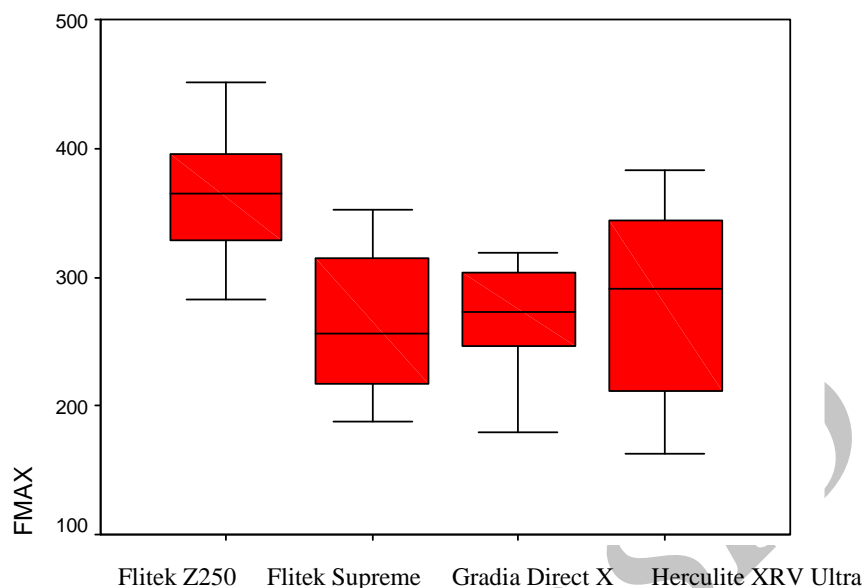
نتایج مطالعه حاضر در جداول شماره ۲ و ۳ و نمودار شماره ۱ نشان داده شده‌اند. همانگونه که مشخص است استحکام فشاری گروه (Filtek Z 250) بیشتر از ۳ گروه دیگر بود و از نظر آماری تفاوت معنی‌داری با آنها داشت ($P < 0.05$).

جدول ۲- میانگین و انحراف معیار گروه‌های مورد مطالعه One-way ANOVA

مواد	تعداد	میانگین	انحراف معیار	مینیم	ماکزیم
Filtek Z 250	۱۲	۲۶۲/۵۱	۴۸/۷۲۵۲۶	۲۸۲/۱۶	۴۵۱/۸۵
Filtek Supreme	۱۲	۲۶۶/۷۰	۵۷/۱۷۷۴۰	۱۸۸/۳۴	۳۵۲/۶۵
Gradia Direct X	۱۲	۲۶۸/۷۲	۴۰/۶۰۳۹۱	۱۷۹/۰۵	۳۱۹/۱۲
Herculite XRV Ultra	۱۲	۲۷۵/۷۵	۷۶/۹۹۴۹۹	۱۶۳/۲۰	۳۸۲/۶۷
Total	۴۸	۲۹۲/۸۷	۶۸/۶۶۳۳۱	۱۶۳/۲۰	۴۵۱/۸۵

جدول ۳- مقایسه چندگانه گروه‌های مورد مطالعه آزمون‌های Post Hoc

سطح معنی‌داری	خطای استاندارد	میانگین اختلاف (I-J)	کامپوزیت (J)	کامپوزیت (I)	
۰/۰۰۱	۲۲/۰۱۱۵۷	۹۵/۸۱۰۰(*)	Filtek Supreme	Filtek Z 250	Tukey HSD
۰/۰۰۱	۲۲/۴۶۷۲۹	۹۳/۷۸۲۵(*)	Gradia Direct X		
۰/۰۰۳	۲۲/۴۶۷۲۹	۸۶/۷۵۷۵(*)	Herculite XRV Ultra		
۰/۰۰۱	۲۲/۰۱۱۵۷	-۹۵/۸۱۰۰(*)	Filtek Z 250	Filtek Supreme	
۱/۰۰۰	۲۲/۰۱۱۵۷	-۲/۰۲۷۵	Gradia Direct X		
۰/۹۷۹	۲۲/۰۱۱۵۷	-۹/۰۵۲۵	Herculite XRV Ultra		
۰/۰۰۱	۲۲/۴۶۷۲۹	-۹۳/۷۸۲۵(*)	Filtek Z 250	Gradia Direct X	
۱/۰۰۰	۲۲/۰۱۱۵۷	۲/۰۲۷۵	Filtek Supreme		
۰/۹۹۱	۲۲/۴۶۷۲۹	-۷/۰۲۵۰	Herculite XRV Ultra		
۰/۰۰۳	۲۲/۴۶۷۲۹	-۸۶/۷۵۷۵(*)	Filtek Z 250	Herculite XRV Ultra	
۰/۹۷۹	۲۲/۰۱۱۵۷	۹/۰۵۲۵	Filtek Supreme		
۰/۹۹۱	۲۲/۴۶۷۲۹	۷/۰۲۵۰	Gradia Direct X		
۰/۰۰۰	۲۲/۰۱۱۵۷	-۹۵/۸۱۰۰(*)	Filtek Z 250	Filtek Supreme	Dunnet (2-sided)(a)
۰/۰۰۱	۲۲/۴۶۷۲۹	-۹۳/۷۸۲۵(*)	Filtek Z 250	Gradia Direct X	
۰/۰۰۲	۲۲/۴۶۷۲۹	-۸۶/۷۵۷۵(*)	Filtek Z 250	Herculite XRV Ultra	



نمودار ۱- استحکام فشاری گروه‌های مورد مطالعه

بحث:

نانوکامپوزیت‌ها خواص زیبایی که جهت ترمیم‌های قدامی لازم است را دارا می‌باشند و در عین حال خواص مکانیکی مناسب برای ترمیم‌های خلفی که بتوانند نیروهای جونده را تحمل کنند را نیز دارند.

مطالعات انجام شده نشان داده‌اند که رزین‌های نانوفیلد دارای کیفیت سطحی بالا (۱۲) و قدرت نگه‌داری پولیش خوب (۵ و ۱۳)، میزان سایش پایین (۱۴) انقباض پایین و استحکام بالا (۱۵) می‌باشند. کامپوزیت‌های نانوفیلد همچنین خواص مکانیکی خوبی نیز دارند (۵).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که کامپوزیت هیبرید استحکام فشاری بیشتری نسبت به کامپوزیت‌های نانوفیلد دارد. در کامپوزیت هیبرید به دلیل افزایش میزان فیلر و مدلوس الاستیسیته بالا، تحت تأثیر نیروهای جونده دفرمیتی اندکی رخ می‌دهد، بنابراین استرین و ترک ایجاد شده پس از آن به آسانی اتفاق نمی‌افتد (۱۶). اندازه بزرگتر و تعداد بیشتر فیلرهای موجود در کامپوزیت‌های هیبرید (در مقایسه با کامپوزیت‌های میکروفیلد) باعث بهبود مکانیسم crack pinning و crack deflection شده، در نتیجه باعث افزایش سختی شکست آن می‌گردد (۱۷).

طی سالیان متمادی تلاش‌های بسیاری جهت معرفی مواد ترمیمی کامپوزیتی مشابه ساختمان دندان طبیعی صورت گرفته‌اند. پیشرفت‌های بدست آمده در زمینه مواد کامپوزیتی ترمیمی بیشتر بر بهبود خواص مکانیکی، افزایش مقاومت به سایش و سازگاری محیطی متمرکز گردیده‌اند (۸).

خصوصیاتی مانند مواد تشکیل دهنده شیمیایی، میزان فیلر، اندازه و شکل فیلرها روش و زمان کیور کردن از جمله مواردی هستند که می‌توانند بر کارایی ماده کامپوزیتی تاثیرگذار باشند (۹ و ۱۰).

آزمون استحکام فشاری آزمونی است که برای بررسی خواص مکانیکی مواد ترمیمی مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آنجا که بیشتر نیروهای جویدنی بصورت فشاری هستند بررسی کارایی مواد ترمیمی در چنین شرایطی از اهمیت بسیاری برخوردار است (۶).

پیشرفت‌های صورت گرفته در زمینه نانوتکنولوژی تاثیر بسیاری بر مواد ترمیمی کامپوزیتی گذاشته‌اند (۱۱). کامپوزیت‌های متنوع زیادی براساس تکنولوژی نانو معرفی شده‌اند که هدف اصلی آنها ترکیب مزایای مواد ترمیمی هیبرید و میکروفیلد می‌باشد.

می‌باشند. پولیش کردن آنها راحت است و ظاهر زیبایی دارند و زیبایی آنها مشابه زیبایی دندان طبیعی است. آنها مقاومت به سایش خوبی داشته، باعث سایش مینای دندان مقابل نمی‌شوند. تنش ناشی از پولیمریزاسیون شیرینکج خیلی کمی دارند و حساسیت پس از ترمیم وجود ندارد. ذرات فیلر موجود در نانوکامپوزیت‌ها باعث افزایش استحکام ماتریکس و در نتیجه افزایش سختی شکست می‌شوند (۱۵-۱۲ و ۵).

کامپوزیت‌های مورد استفاده در مطالعه حاضر، مواد جدیدی هستند که هنوز مطالعات کلینیکی و تکنیکی چندانی بر روی آنها انجام نگرفته‌اند. بنابراین پیشنهاد می‌شود که مطالعات بیشتری بر روی خواص مختلف نانوکامپوزیت‌ها صورت پذیرد. علیرغم اینکه زیبایی این نوع کامپوزیت‌ها و استفاده از آنها به دلیل اندازه ذرات و امکان پولیش عالی و نگه داشتن این پولیش برای طولانی مدت در نواحی موثر در زیبایی دهان (دندان‌های قدامی) به اثبات رسیده است اما هنوز به انجام مطالعات بیشتری نیاز است (۵).

نتیجه‌گیری:

بررسی حاضر نشان داد که استحکام فشاری کامپوزیت هیبرید در مقایسه با نانوکامپوزیت بالاتر بوده، این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار بود. همچنین بین کامپوزیت نانو تفاوت معنی‌داری وجود نداشت.

بطور کلی، افزایش استحکام فشاری کامپوزیت هیبرید در مقایسه با نانوکامپوزیت‌ها می‌تواند به خاطر تفاوت در مواد تشکیل دهنده آن باشد (۱۸).

بنظر می‌رسد علاوه بر افزایش اندازه ذرات فیلر در کامپوزیت Z250، وجود فیلر زیرکونیا نیز باعث افزایش استحکام آن شده است. وجود حلقه‌های آروماتیک در مونومرهای چون Bis-GMA و Bis-EMA در Z ۲۵۰ باعث کاهش cyclization و افزایش کراس لینک در پولیمر شده، بنابراین خواص مکانیکی و به تبع آن استحکام آن در مقایسه با نانوکامپوزیت‌ها افزایش می‌یابد. اما در موتومرهای TEGDMA و به خصوص UDMA، به خاطر افزایش flexibility مولکول، احتمال cyclization داخل مولکولی بیشتر است، بنابراین می‌توان گفت که stiffness و یا سختی Bis GMA و Bis EMA عامل مهمی برای افزایش استحکام فشاری Z۲۵۰ باشد (۱۹). نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه‌ای که توسط Mitra در سال ۲۰۰۳ انجام شده است همخوانی دارد (۵).

البته نتایج مطالعه حاضر با مطالعه انجام شده توسط Hegde (۲۰۱۱) که استحکام فشاری کامپوزیت‌های هیبرید و نانو را باهم مقایسه کرده بود همخوانی ندارد که علت این تفاوت ممکن است استفاده از کامپوزیت‌های متفاوت در مقایسه با کامپوزیت‌های مورد استفاده در مطالعه حاضر باشد (۲۰).

سازندگان نانوکامپوزیت معتقدند که نانوکامپوزیت‌ها دارای خواص زیبایی بالا، کاربرد آسان و خواص مکانیکی عالی

References

1. Brosh T, Gaynor Y, Belov I: Analysis of strength properties of light- cured resin composites. Dent Mater 1999;15:174-179.
2. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB: Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater 2000;16:41-47.
3. Papadogiannis Y, Lakes R.S, Palaghias G, Helvatjoglu M : Fatigue of packable dental composites. Dent Mater 2007;23:235-42.
4. Jung M, Eichelberger K, Klimek J : Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. Oper Dent 2007;32:347-355.
5. Mitra SB, Homes BN: An application of nanotechnology is advanced dental material. J Am Dent Assoc 2003;134:1382-1389.
6. Mohandesi JA, Rafiee MA, Barzegaran V: Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. Dent Mater J 2007;26:827-837.

7. Drummond JL, Botsis J, Zhao D: Fracture properties of aged and post-processed dental composites. *Europ J Oral Sci* 1998;106:661–666.
8. Xiao R, Wei Li X, Sun Y: Mechanical properties of dental nanocomposites reinforced with Polyhedral Oligomeric Silsesquioxane(POSS). *Advanced Mat Res* 2009;79:345-348.
9. Lutz F, Krejci I: Resin composites in the post-amalgam age. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20:1138-1148.
10. Riza Alpöz A, Erturul F, Dilsah C: Effects of light curing method and exposure time on mechanical properties of resin based dental materials. *Eur J Dent* 2008;2:37–42.
11. Ure D, Harris J: Nanotechnology in dentistry: Reduction to practice. *Dentistry Update* 2003;30:10–15.
12. Yap A: Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent* 2004;29:100–104.
13. Silikas, N, Kavvadia K: Surface characterization of modern resin composites: A multi technique approach. *Am J of Dent* 2005;18:95–100.
14. Yap AU, Tan CH, Chung SM: Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent* 2004;29:269–274.
15. Chen MH, Sun SP, Su WF: Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater* 2006;22:138–145.
16. Lambrechts P, Braem MJA, Vanherle G: Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesive. *Oper Dent* 1987;12: 53-78.
17. Kim KH, Kim YB, Okuno O: Microfracture mechanisms of composite resins containing prepolymerized particle fillers. *Dent Mater J* 2000;19:22-33.
18. Zhao D, Botsis J, Drummond JL: Fracture studies of selected dental restorative composites. *Dent Mater* 1997;13:198-207.
19. Elliot JE, Lovell LG, Bowman CN: Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dent Mater* 2002;17:221-229.