

مقایسه استحکام فشاری و کششی قطری دو نوع کامپوزیت نانو و دو نوع کامپوزیت هیبرید

عبدالرحیم داوری*#، علیرضا دانش کاظمی**، سیدمجید موسوی نسب**، سید عبدالحجه علوی***
 * دانشیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
 ** استادیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد
 *** دندانپزشک

تاریخ ارائه مقاله: ۸۹/۱/۲۱ - تاریخ پذیرش: ۸۹/۵/۱۸

Evaluation of the Compressive and Diametric Tensile Strength of Two Type Nano and Two Type Hybrid Composites

Abdollah Davari*#, AliReza DaneshKazemi**, SayedMajid Mousavinasab**,
 SayedAbdolhojeh Alavi***

* Associate Professor, Dept of Operative Dentistry, Dental School, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

** Assistant Professor, Dept of Operative Dentistry, Dental School, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran.

*** Dentist

Received: 10 April 2010; Accepted: 9 August 2010

Introduction: Restorative materials should be able not to strain under pressure during restoration process or mastication, so their mechanical properties are of high importance. The aim of this study was to evaluate the compressive and diametric tensile strength of hybrid and nanofilled composite restorative materials.

Materials & Methods: Two hybrids (Diafil & Spectrum) and two nanofilled composite (nex com & synergy nano) were used in this *in vitro* experimental study. Samples were placed in a special circular mold and were light cured. After removing, the samples were stored in a light proof container under distilled water for 1 week. The specimens were then submitted to compressive and diametric tensile test, using universal compression machine at a crosshead speed of 1 mm/min. Data were analyzed using ANOVA and Duncan tests at significant level of 0.05.

Results: There was not any significant difference between the values of compressive strengths of the composites ($P > 0.05$). Nex comp showed the least diametric tensile strength ($P < 0.05$), but no significant difference was detected between the other three materials.

Conclusion: Compressive strength of various composites was about the same, but diametric tensile strength of Nexcomp nanofilled composites was lower than other nanofilled or hybrid composites.

Key words: Hybrid composite, nano composite, diametric tensile strength (DTS), compressive strength (CS).

Corresponding Author: rdavari2000@yahoo.com

J Mash Dent Sch 2011; 34(4): 281-90.

چکیده

مقدمه: مواد ترمیمی در خلال تعبیه در دهان و نیز هنگام عمل جویدن باید در برابر نیروهای وارده پایداری کنند، به همین سبب خواص مکانیکی این مواد از اهمیت خاصی برخوردار است. هدف از این مطالعه بررسی استحکام کششی و فشاری مواد کامپوزیتی نانو و هیبرید است. **مواد و روش‌ها:** این مطالعه تجربه-آزمایشگاهی بر روی دو گروه کامپوزیت هیبرید (Diafil, Swectrum) و دو گروه کامپوزیت نانوفیلد (Nex comp, Synergy nano) انجام شد. کامپوزیت‌ها در قالب‌های مخصوص قرار گرفته و پس از کیور کردن کامپوزیت‌ها و جدا کردن نمونه‌ها از قالب‌ها در ظرف‌های مجزا و تاریک حاوی آب مقطر به مدت یک هفته نگهداری شدند، در نهایت نمونه‌ها توسط دستگاه یونیورسال با سرعت ۱ mm/min تحت آزمایش استحکام فشاری و کششی قطری قرار گرفتند. داده‌ها توسط آزمون ANOVA و دانکن با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد بررسی قرار گرفتند.

مولف مسؤول، نشانی: یزد، خیابان امام، ابتدای بلوار دهه فجر، صندوق پستی ۸۹۱۹۵/۱۶۵، تلفن: ۰۳۵۱-۶۲۵۶۹۷۵، ۰۹۱۳۱۵۲۳۵۶۷

E-mail: rdavari2000@yahoo.com

یافته ها: نتایج نشان داد که هیچ گونه تفاوت آماری معنی داری از جهت استحکام فشاری بین دو نوع کامپوزیت نانو و دو نوع کامپوزیت هیبرید به طور جداگانه وجود ندارد ($P > 0/05$). کامپوزیت Nex comp حداقل استحکام کششی قطری را نشان داد ($P < 0/05$). اختلاف استحکام کششی قطری بین سه گروه دیگر معنی دار نبود.

نتیجه گیری: استحکام فشاری گروه های کامپوزیتی مشابه همدیگر بودند اما میزان استحکام کششی قطری Nex comp (از کامپوزیت های نانو) پایین تر از دیگر کامپوزیت های نانو و هیبرید بود.

واژه های کلیدی: کامپوزیت هیبرید، کامپوزیت نانو، استحکام کششی، استحکام فشاری.

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۹ دوره ۳۴ / شماره ۴ : ۹۰-۲۸۱.

مقدمه

محقق گردیده است. از جمله این ذرات می توان به زیر

کونیم و سیلیکا و یا ذرات نانو سیلیکا اشاره کرد.

این تراکم توسط ذرات سیلان ایجاد می شود که در نهایت به ماتریکس رزینی باند می شوند. پراکندگی فیلرها در ماتریکس موجب افزایش فشار تا ۷۹/۵ درصد می شود.^(۴)

هرچه اندازه و سایز ذرات کوچک تر باشد، رزینی که حاوی این نوع ذرات است قابلیت پرداخت بهتری دارد و نه تنها مقدار سایش در این نوع ترمیم ها با گذشت زمان افزایش نمی یابد بلکه سطح صاف و صیقلی در آنها باقی می ماند. این تکنولوژی همچنین موجب بهبود خواص مکانیکی این مواد شده است تا بتوانند در دندان های قدامی و خلفی مورد استفاده قرار گیرند.^(۵)

تنها اشکال موجود این است که به خاطر کوچک بودن بیش از اندازه ی ذرات، آنها قادر به منعکس کردن نور نیستند، بنابراین به ناچار آنها را با ذراتی با سایز بزرگ تر ترکیب می کنند، که میانگین قطر این ذرات در حدود طول موج نور مرئی (حدوداً ۱ میکرومتر) است، که این امر موجب بهبود هر چه بیشتر رفتارهای نوری آنها می شود.

کامپوزیت های نانوفیل و نانو هیبرید اخیراً به صنعت معرفی شده اند. کامپوزیت های نانو هیبرید دارای میانگین

کامپوزیت های دندان رزینی که با نور مرئی فعال می شوند به طور گسترده ای به عنوان مواد ترمیمی در دندان های قدامی و خلفی مورد استفاده قرار می گیرند.

مقدار نرمی مواد ترمیمی، سایش بیش از حد، از دست دادن حالت سازگاری حیاتی مواد ترمیمی، تغییر رنگ مواد، شکستگی و از دست دادن گیر مواد همه و همه به ناکافی بودن مقدار پلی مریزاسیون مواد مرتبط است.^(۱) خصوصیات مکانیکی از قبیل سختی و مقاومت در برابر سایش از جمله مواردی هستند که به مقدار تغییرات مونومرهای موجود در کامپوزیت ها بستگی دارد.^(۲)

در کامپوزیت های نانو به طور قابل توجهی انقباض بعد از پلی مریزاسیون کاهش یافته و دارای خصوصیات فوق العاده ای از جهت زیبایی نسبت به دیگر کامپوزیت ها (Hybrid, Packable) می باشند. استفاده از نانو کامپوزیت ها هیچ محدودیتی در ترمیم دندان ها ندارد به این معنی که می توانند برای ترمیم دندان های قدامی و خلفی مورد استفاده قرار گیرند.^(۳)

تکنولوژی نانو موجب پیشرفت در ساختار کامپوزیت های رزینی شده است که با وجود ذرات نانو به اندازه ای حدود ۲۵ نانومتر و تراکمی حدود ۷۵ نانومتر (منظور تعداد ذرات در واحد حجم می باشد) این امر

Ultrablue و DMC) بود.

نتایج بیانگر این واقعیت بود که هیچ گونه تفاوت آماری قابل توجهی در مقدار^۲ (DTS) یک گروه کامپوزیت کیور شده با دو منبع نوری متفاوت دیده نشد. هر چند گروه‌های کامپوزیتی مختلف مقادیر DTS متفاوتی را نشان دادند.^(۹)

در مطالعات Aguiar و همکارانش در سال ۲۰۰۵ مقدار سختی و استحکام کششی رزین کامپوزیت هیبریدی (Z250, 3MESPE) که با چهار روش نوردهی متفاوت بررسی شد. آنها بیان کردند که مدیای مورد استفاده جهت نگهداری نمونه‌ها این قابلیت را دارد که موجب تغییر در خصوصیات فیزیکی کامپوزیت‌ها با ساختارهای پلیمری متفاوت شود.^(۱۰)

طی مطالعات Bona و همکارانش در سال ۲۰۰۸ رابطه مقدار استحکام انعطاف‌پذیری (σ_f) و استحکام کششی (σ_t) ۴ نوع کامپوزیت رزینی (Filtek Z250, AM-Amelogen, VE-Vitol-escence و EX-Esthet-X) مورد ارزیابی قرار گرفته است. این مقادیر برای EX و Z250 در هر دو تست σ_t و σ_f بیشترین بود. این نتایج تئوری ارتباط σ_t و σ_f را اثبات کرد.^(۱۱)

طی مطالعات Ilie N و همکارانش در سال ۲۰۰۹ تعداد ۷۲ کامپوزیت هیبرید، نانوهیبرید، میکروفیلد Packable، ارموسر و Flowable از جهت رفتارهای مکانیکی مورد مقایسه قرار گرفتند. در این مطالعه مقدار استحکام انعطاف‌پذیری^۳ (FS) ضریب انعطاف‌پذیری^۴ (FM) استحکام کششی (DTS) و استحکام فشاری^۵ (CS) مورد

سایز ذرات^۱ (APS) پایین‌تری نسبت به کامپوزیت‌های میکروفیلاند و با این حال بسیار محکم هستند.

این ترکیب که حاوی APS کاهش‌یافته با استحکام بالا است با قرارگیری دقیق و منظم ذرات فیلر در ماتریکس و با بهره‌گیری از صنعت نانو تکنولوژی امکان‌پذیر شده است.^(۶)

این نوع از کامپوزیت‌ها جلاپذیری بالایی دارند، زیبایی بسیار خوبی ایجاد می‌کنند و همچنین خصوصیات مکانیکی ایده‌آلی دارند.

اساس و ماهیت تکنولوژی نانو در ایجاد و فراهم ساختن مواد و وسایلی در حد اتم، مولکول و ساختارهای مافوق ذره و بهره برداری از خصوصیات منحصر به فرد ذراتی با سایز بین ۰/۱ تا ۱۰۰ نانومتر می‌باشد.^(۷)

رزین کامپوزیت‌های نانو فیلد خصوصیات مکانیکی در حد کامپوزیت‌های هیبرید دارند و از این رو امکان استفاده در همان مواردی را دارند که کامپوزیت‌های هیبرید مورد استفاده قرار می‌گیرند و همچنین در ترمیم‌های زیبایی دندان‌های قدامی نیز بسیار مورد توجه می‌باشند.^(۸)

Tolosa و همکارانش در سال ۲۰۰۵ طی مطالعاتی مقدار استحکام کششی سه نمونه کامپوزیت نوری را با دو منبع نوری مختلف مورد ارزیابی قرار دادند. سه نمونه کامپوزیت نوری مورد استفاده در این مطالعه شامل میکروفیلد A110 (3MESPE)، P60 (3MESPE) که برای ترمیم‌های خلفی بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند و میکروهیبرید کاریسما (Heraeus-Kulzer) بود و دو نوع منبع نوری مختلف یکی نور هالوژن HAL (Degussa و Degulux) و دیگری نور دایدی LED

2. DTS: Diametral Tensile Strength
3. FS: Flexibility strength
4. FM: Flexibility modulus
5. CS: Compressive strength

1. APS: Average particle size

قبل توسط یک لوبریکنت غیرقابل واکنش با کامپوزیت (وازلین) پوشانده شد که این امر جهت سهولت در جدا کردن نمونه از قالب بعد از کیور کردن آنها بود. قبل از قرار دادن کامپوزیت، قالب به همراه یک نوار سلولوئیدی بر روی لام آزمایشگاهی قرار داده شد. کامپوزیت‌ها توسط اسپاتول پلاستیکی به صورت لایه‌هایی با ضخامت ۲ mm داخل قالب گذاشته و به مدت ۴۰ ثانیه با دستگاه لایت کیور هالوژنی (Dent America ساخت کشور آمریکا) و با شدت ثابت 550 mW/cm^2 کیور شدند. در نهایت بر روی آخرین لایه کامپوزیت نوار سلولوئیدی قرار داده و با یک لام آزمایشگاهی دیگر بر روی نوار، کامپوزیت در داخل قالب به طور دقیق جای داده و به مدت ۴۰ ثانیه دیگر کیور شد. نوک دستگاه لایت کیور در تماس با لام آزمایشگاهی قرار گرفت. نمونه‌های کامپوزیتی کاملاً کیور شده از قالب جدا شده و در ظرف حاوی آب مقطر با دمای 37°C به مدت ۱ هفته دور از نور نگهداری شدند.

تست استحکام فشاری توسط ماشین یونیورسال (SANTAM Co. STM-400 serial No:818408) با سرعت ۱ mm/min صورت پذیرفت. نمونه‌ها به صورت عمودی بر روی پایه‌ی دستگاه قرار گرفتند و تا زمان ایجاد شکست تحت نیروی فشاری قرار گرفتند.

مقدار استحکام فشاری (CS) بر طبق فرمول $CS = F/\pi r^2$ محاسبه شد (تصویر ۱).

بررسی قرار گرفت. پایین‌ترین مقدار خصوصیات مکانیکی مربوط به کامپوزیت‌های میکروهیبرید بود. کامپوزیت‌های Flowable تفاوت آماری قابل توجهی از لحاظ خصوصیات مکانیکی نسبت به میکروهیبریدها نداشتند و تنها تفاوت آن‌ها در بالا بودن DTS نسبت به کامپوزیت‌های میکروهیبرید بود. لذا نتیجه‌گیری شد که مقدار فیلر تأثیر بسیار زیادی در افزایش خصوصیات کامپوزیت‌ها از جمله FS و FM تا حد ۶۰٪ دارند، در حالی که در مقدار DTS و CS نداشتند، از طرف دیگر نوع مواد بر روی خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌ها تأثیر دارد و بیشترین تأثیر آن‌ها بر روی CS می‌باشد.^(۱۲)

بنابراین مواد ترمیمی در خلال تعبیه در دهان و نیز هنگام عمل جویدن باید در برابر نیروهای وارده پایداری کنند به همین سبب خواص مکانیکی این مواد از اهمیت خاصی برخوردار است. بدین لحاظ بر آن شدیم تا ویژگی‌های مکانیکی استحکام فشاری و کششی کامپوزیت‌های جدید را در این تحقیق مورد بررسی قرار دهیم.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه گروه‌های ده تایی از چهار نوع کامپوزیت نوری شامل دو نوع کامپوزیت هبرید (Diafill و Spectrum) و دو نوع کامپوزیت نانو (Nex comp و Synergy Nano) و با رنگ یکسان A₂ انتخاب شدند (جدول ۱).

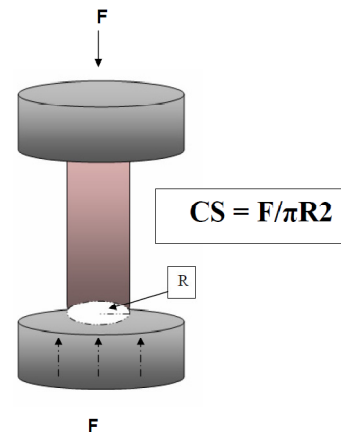
جهت آزمایش استحکام فشاری، قالبی از نیکل-کروم به ارتفاع ۶ mm و قطر ۳ mm ساخته شد تا به وسیله آن نمونه‌های استوانه‌ای شکل از قرار دادن کامپوزیت‌های متفاوت در داخل قالب تهیه شود. دیواره داخلی قالب از

جدول ۱: ترکیب مواد کامپوزیتی مورد استفاده در مطالعه

Composite	Organic/inorganic Matrix	Inorganic Filler	Filler size	% Filler
Diafill	Bis-GMA TEGDEMA	Boro-Silicate, Aluminum silica particles	۱μm	٪۸۰*
Specterum	Bis-GMA Bis-EMA TEGDEMA	Boro-Silicate, Aluminum silicon dioxide	۱/۵μm	٪۷۷*
Nex Comp Nano	Bis-GMA	Barium glass and silicon Particles	۰/۴μm	٪۷۵*
Synergy Nano	Bis-GMA TEGDEMA	silicon Particles Barium glass Strontium Particles	۰/۶μm	٪۷۴*

* Manufacturer's information

تهیه نمونه‌های سیلندری شکل (براساس دستورالعمل ADA، بند ۵) ساخته شد. قالب بر روی یک لام آزمایشگاهی همراه با یک نوار سلولوئیدی قرار گرفت. وسیله مخصوصی مواد کامپوزیتی توسط وسیله مخصوصی با ضخامت‌هایی حدود ۱/۵ تا ۲ میلی متری به صورت لایه لایه داخل قالب قرار داده شدند و به مدت ۴۰ ثانیه مورد نوردهی قرار گرفتند. لایه آخر کامپوزیت به وسیله نوار سلولوئیدی دیگری پوشانده شد و لام آزمایشگاهی دیگری بر روی قالب و نوار قرار داده شد و مجدداً به مدت ۴۰ ثانیه کیور شد. (نوک دستگاه لایت کیور در تماس مستقیم با لام آزمایشگاهی قرار گرفت). نمونه‌های کامپوزیتی کاملاً کیور شده از قالب جدا شد و در ظروف حاوی آب مقطر با دمای °C ۳۷ به مدت ۱ هفته دور از نور نگهداری شدند.



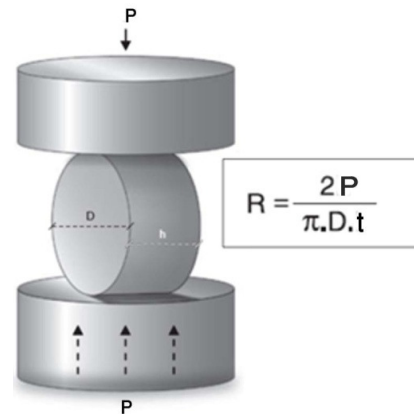
تصویر ۱: نمایی از تست استحکام فشاری

میانگین مقادیر استحکام فشاری بر حسب MPa گزارش شد. برای تست مقدار استحکام کششی، قالبی از جنس نیکل-کروم با ارتفاع ۳ mm و قطر ۶ mm جهت

مقایسه میانگین استحکام کششی قطری در چهار کامپوزیت مورد بررسی طی جدول ۳ آورده شده است. نتایج به دست آمده از جدول ۳ با توجه به آزمون آنالیز واریانس، اختلاف آماری معنی‌داری بین میانگین استحکام کششی چهار نوع کامپوزیت مورد مطالعه نشان می‌دهد ($P=0/038$).

با توجه به جدول ۴ و مقایسه دوبه‌دو اختلاف معنی‌داری بین Hybrid Diafil و Synergy Nano با Nex comp مشاهده گردید ($P<0/05$). ولی بین سایر گروه‌ها تفاوت معنی‌داری مشاهده نگردید.

مقدار استحکام کششی (DTS) بر اساس فرمول $DTS=2p/\pi Dt$ محاسبه شد. که L مقدار نیروی ثبت شده توسط ماشین، D قطر و t ارتفاع نمونه می‌باشد (تصویر ۲).



تصویر ۲: نمایی از تست استحکام کششی قطری

جدول ۲: مقایسه میانگین و انحراف معیار استحکام فشاری در

گروه‌های مورد مطالعه (برحسب MPA)

انحراف معیار	میانگین	نوع کامپوزیت
۵۸/۹۵	۲۳۶/۲۸	Hybrid Diafil
۴۳/۸۸	۲۴۹/۸۶	Hybrid Spectrum
۵۱/۸۶	۲۶۶/۷۷	Nex comp nano
۳۳/۴۷	۲۳۸/۸۸	Synergy nano

P-value=0/050

تست استحکام کششی قطری توسط ماشین یونیورسال SANTAM Co. STM-400 Serial No: 818408 با سرعت ۱mm/min صورت پذیرفت. جهت آنالیز داده‌ها از آزمون‌های ANOVA و دانکن استفاده شد. در آزمون‌ها سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مدنظر قرار گرفت.

یافته‌ها

میانگین استحکام فشاری در چهار کامپوزیت مورد بررسی طی جدول ۲ آورده شده است.

نتایج به دست آمده از جدول ۲ با توجه به آزمون ANOVA نشان می‌دهد که اختلاف معنی‌داری در میانگین استحکام فشاری در چهار نوع کامپوزیت مورد مطالعه وجود ندارد ($P=0/050$).

جدول ۳: مقایسه میانگین و انحراف معیار استحکام کششی قطری

در گروه‌های مورد مطالعه (برحسب MPa)

انحراف معیار	میانگین	نوع کامپوزیت
۷/۱۳	۲۹/۵۶	Hybrid Diafil
۳/۵۱	۳۲/۷۴	Hybrid Spectrum
۴/۷۵	۲۶/۲۳	Nex Comp Nano
۴/۸۲	۳۱/۹۱	Synergy Nano

P-value=0/038

جدول ۴: نتایج مربوط به مقایسه های دو به دو

نوع کامپوزیت	تعداد	Subset	
		۱	۲
Nex Comp Nano	۱۰	۲۶/۲۳	
Hybrid Spectrum	۱۰	۲۹/۵۶	۲۹/۵۶
Synergy Nano	۱۰		۳۱/۹۱
Hybrid Diafil	۱۰		۳۲/۷۴
		۰/۱۶۲	۰/۲۰۷

شواهد بیانگر این واقعیت است که پروسه پلیمریزاسیون به طور مستقیم در ارتباط با اندازه ذرات فیلری، حجم آنها بر حسب درصد، فیلرهای غیر ارگانیک و ماتریکس ارگانیک کامپوزیت های دندانانی است.^(۱۷)

در مطالعه حاضر از گروه کامپوزیت هیبرید، Diafill و از گروه کامپوزیت نانو، Nexcomp بالاترین میزان استحکام فشاری را از خود نشان دادند که احتمالاً به دلیل بالا بودن درصد حجم فیلرهای غیر ارگانیک آنها نسبت به انواع مشابه خود است (جدول ۱).

این مطالعه با نتایج Li و همکارانش که بیان کردند با افزایش مقدار فیلر، مقدار سختی و استحکام فشاری کامپوزیت ها نیز افزایش می یابد مطابقت دارد.^(۱۸)

استحکام کششی از خصوصیات مکانیکی است که جهت درک بهتر شکنندگی مواد در برابر نیروی کششی مورد بحث قرار می گیرند، که معمولاً در مورد ترمیم های قدامی مطرح می شود. DTS از قابل قبول ترین و معمول ترین تست ها برای کامپوزیت های دندانانی است.^(۱۹-۲۱) مقدار میانگین آن در کامپوزیت های مورد آزمایش در مطالعات مختلف بین اعداد (MPa) ۳۰-۵۰ بود که نشان دهنده مقادیر نرمال می باشد.^(۲۰)

در مطالعه حاضر مقدار میانگین DTS کامپوزیت ها بین (۳۳-۲۵) بود که کمی پایین تر از حد نرمال برای کامپوزیت هاست.

نتایج حاصله از این مطالعه در رابطه با ارزیابی مقدار DTS حاکی از این است که بین دو کامپوزیت هیبریدی هیچ تفاوت آماری معنی داری وجود ندارد. ولی مقدار میانگین DTS بین دو کامپوزیت نانو و همچنین مقدار میانگین DTS بین دو نوع کامپوزیت نانو و هیبرید دارای

بحث

جهت دستیابی به مواد ترمیمی مناسب که توانایی مقاومت در برابر نیروهای حاصل از جویدن را داشته باشند، لازم است که مقدار استحکام فشاری مواد ترمیمی مشابه دندان باشد. از این رو استحکام فشاری کامپوزیت ها از نقطه نظر علمی و کلینیکی بسیار مورد توجه قرار گرفته است. با وجود اینکه مطالعات بسیاری بر روی خصوصیات مکانیکی کامپوزیت ها صورت گرفته ولی نتایج متفاوتی گزارش شده است.^(۱۳) لذا هیچ گونه راهنمای مشخصی جهت تشخیص حد اعلاي خصوصیات مکانیکی کامپوزیت ها در دسترس نیست. اساساً کامپوزیت های نوری ترکیبی از ماتریکس رزینی، فیلرهای غیر ارگانیکی و مواد چسباننده می باشند. بنابراین، مواد موجود در کامپوزیت ها تأثیر بسزایی در خصوصیات مکانیکی آنها ایفا می کنند. کامپوزیت های ترمیمی از جهت ماتریکس و فیلر تشکیل دهنده آنها دارای تفاوت های قابل ملاحظه ای می باشند، که این امر موجب تفاوت در خصوصیات این مواد می شود.^(۱۴-۱۶)

تفاوت آماری معنی داری می باشد.

Bis-GMA، به همراه TEGDMA باعث بهبود و افزایش مقدار DTS می شود. این مسئله می تواند یک علت افزایش DTS در کامپوزیت های دایافل و سینرجی نانو باشد (جدول ۳). در حالی که وجود Bis-EMA در کامپوزیت اسپکتراکام نه تنها باعث افزایش در مقدار DTS نشده بلکه مقدار آن را نیز کاهش داده است.

نتایج حاصله از این مطالعه نشان دهنده این واقعیت است که در مورد کامپوزیت های نانو رابطه معکوسی بین مقدار وزن فیلر و مقدار استحکام کششی دیده می شود که این نتیجه با مطالعه Chung و همکارانش مطابقت ندارد. طی مطالعات آنها اینگونه بیان شد که با افزایش مقدار فیلر در ماتریکس رزینی خصوصیات مکانیکی کامپوزیت های دندان از جمله استحکام فشاری و کششی آنها نیز افزایش می یابد. (۲۲)

از طرف دیگر نتایج به دست آمده از این مطالعه با یافته های Dauvillier و همکارانش مطابقت دارد که کامپوزیتی انقباض با مقدار فیلر بیشتر دارای مقدار سختی بیشتری است که متعاقباً باعث مقاومت در برابر افزایش نیروی ناشی از انقباض می شود. (۲۳) انقباض ناشی از پلی مریزاسیون باعث ایجاد استرس بر روی دندان ترمیم شده می شود که ممکن است موجب ضعیف شدن در قسمت مارجین ترمیم شده و در نهایت طول عمر ترمیم در محیط دهان کاهش یابد. (۲۴ و ۲۵)

یکی دیگر از فاکتورهایی که مقدار DTS را تحت تأثیر قرار می دهد اندازه ذرات فیلری است که موجب پخش نور در کامپوزیت ها می شوند (جدول ۱). که هر چه اندازه ذرات فیلری بزرگ تر باشد مقدار DTS نیز افزایش

می یابد پخش نور توسط فیلرها باعث کاهش مقدار نور عبوری از کامپوزیت می شود. (۲۵)

بنابراین کامپوزیت های هیبریدی دایافل و اسپکتراکام کامپوزیت نانو سینرجی مقدار پلی مریزاسیون بیشتری را نشان می دهند (مقدار DTS بیشتر) به علت اینکه آنها نور کمتری را پخش و منعکس می سازند. (۲۶)

با این وجود در این مطالعه نتایج متفاوت است که به علت بزرگ بودن اندازه ذرات فیلری موجود در اسپکتراکام مقدار DTS کمتری را در مقایسه با کامپوزیت هیبرید دایافل داشت. این دو عامل می توانند از نفوذ کامل نور به داخل ماده کامپوزیتی در زمان پلی مریزاسیون جلوگیری کنند و در نتیجه تبدیل مواد مونومری به پلی مری به صورت کامل و تمام صورت نمی گیرد که در نهایت این عامل خود را در مقدار DTS نشان می دهد و آن را به شدت کاهش می دهد.

نتیجه گیری

در نهایت با توجه به محدودیت های این مطالعه می توان اینگونه نتیجه گرفت که:

۱- مقدار استحکام فشاری کامپوزیت های نوری نانو و هیبرید در این مطالعه تفاوت چندانی با یکدیگر نشان ندادند.

۲- در مورد کامپوزیت های نانو مورد استفاده در این مطالعه رابطه معکوسی بین اندازه فیلر و حجم فیلر موجود در کامپوزیت های نوری و مقدار استحکام کششی آنها وجود داشت.

۳- با توجه به نتایج متفاوت بدست آمده پیشنهاد می گردد تحقیقات و مطالعات بیشتری در مورد خواص مکانیکی کامپوزیت های نانو صورت پذیرد.

تشکر و قدردانی

بزد که در این تحقیق ما را یاری نمودند تقدیر و تشکر

بعمل می آید.

بدینوسیله از اعضای محترم شورای پژوهشی دانشکده

و حوزه معاونت محترم پژوهشی دانشگاه شهید صدوقی

منابع

1. Coffey O, Ray NJ, Lynch CD, Burke FM, Hannigan A. In vitro study of surface micro hardness of a resin composite exposed to a quartz-halogen lamp. *Quintessence Int* 2004; 35(10): 795-800.
2. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(10): 1382-90.
3. Ho CK. Composite artistry using the Premise-the new breed of nanofiller. *Dental Practice* 2004; 5(2): 138-42.
4. Nup C, Boylan R, Bhagat R, Ippolito G, Ahn SH, Erakin C, et al. An evaluation of resin-ionomers to prevent coronal microleakage in endodontically treated teeth. *J Clin Dent* 2000; 11(1): 16-9.
5. Ernst CP, Meyer GR, Klöcker K, Willershausen B. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. *Dent Mater* 2004; 20(4): 313-21.
6. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: Reduction to practice. *Dent Update* 2003; 30(1): 10-5.
7. Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Pintado MR, Randall RC, et al. The frictional coefficients and associated wear resistance of novel low-shrink resin-based composites. *Dent Mater* 2005; 21(12): 1111-8.
8. Zhang Y, Lim CT, Ramakrishna S, Huang ZM. Recent development of polymer nanofibers for biomedical and biotechnological applications. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16(10): 933-46.
9. Tolosa MC, Paulillo LA, Giannini M, Santos AJ, Dias CT. Influence of composite restorative materials and light-curing units on diametrical tensile strength. *Braz Oral Res* 2005; 19(2): 123-6.
10. Aguiar FH, Braceiro AT, Ambrosano GM, Lovadino JR. Hardness and diametral tensile strength of a hybrid composite resin polymerized with different modes and immersed in ethanol or distilled water media. *Dent Mater* 2005; 21(12): 1098-103.
11. Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res* 2008; 22(1): 84-9.
12. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 2009; 13(4): 427-38.
13. Yap AU, Chew CL, Ong LF, Teoh SH. Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *J Oral Rehabil* 2002; 29(1): 87-97.
14. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14(1): 51-6.
15. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: The monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2): 97-116.
16. Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 1989; 5(1): 41-4.
17. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1985; 1(1): 11-4.
18. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 1985; 64(12): 1396-401.
19. Zandinejad AA, Atai M, Pahlevan A. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. *Dent Mater* 2006; 22(4): 382-7.
20. New American Dental Association Specification no 27 for direct filling resins. Council on Dental Materials And Devices. *J Am Dent Assoc* 1977; 94(6): 1191-4.
21. Soares CJ, Celiberto L, Dechichi P, Fonseca RB, Martins LRM. Marginal integrity and microleakage of direct and indirect composite inlays: SEM and stereomicroscopic evaluation. *Braz Oral Res* 2005; 19(4): 295-301.

22. Chung KH, Greener EH. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 1990; 17(5): 487-94.
23. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthete Dent* 2000; 12(6): 291-9.
24. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* 2001; 132 (5): 639-45.
25. Correr Sobrinho L, Lima AA, Consani S, Sinhoreti MAC, Knowles JC. Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Braze Dent J* 2000; 11(1): 11-7.
26. DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987; 66(3): 727-30.