۱۳۵۳۴۲

دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید صدوقی یزد

دانشکده دندانپزشکی

پایان‌نامه

جهت دریافت درجه دکترای دندانپزشکی

موضوع:

بررسی استحکام فشاری و کششی کامپوزیت نانو (Nano) باهیبرید

استاد راهنما:

جناب آقای دکتر عبدالرحیم داوری

اساتید مشاور:

جناب آقای دکتر علیرضا دانش کاظمی

جناب آقای دکتر سید مجید موسوی نسب

نگارش:

سید عبدالحجه علوی

۱۳۸۹/۲/۱۱

زمستان ۱۳۸۸ شمارهٔ پایان نامه: ۴۱۵

۱۳۵۳۴۲

تقدیم به

زیباترین زیبایی

او که باور ندارم لحظه‌ای از من دور باشد

دوست دارم در ابتدا و بیشتر از همه این کار کوچک را به خانواده عزیزم تقدیم کنم. در

حقیقت این نهایت آنچه که می خواهم بدست بیاورم نیست. شما که من را در تمام شرایط

حمایت کردید و همراه من بودید، از خیلی چیزها گذشتید تا که من امروز در این جایگاه قرار

گیرم. این چند جمله ناچیز در مقابل این همه گذشت و مهربانی هیچ نیست، شمایی که من را

بدون هیچ شرطی دوست دارید و به من اعتماد کردید. برای همه این ها و خیلی چیزهای دیگر

دوست دارم که از شما تشکر کنم و امیدوارم که روزی قادر به جبران جزیی از همه آنچه شما

کردید باشم.

همچنین تقدیم به خواهرم (مریم) و برادرم (محمد) که تنها فکر بودن آن‌ها در کنارم من را

سرشار از امید و به ادامه تشویق و در حرکت استوارتر می‌کند.

توجه و عشق شما بود که تمام لحظات تنهایی دوران تحصیل را از یادم می‌برد.

تقدیم به

استاد ارجمندم

آقای دکتر عبدالرحیم داوری

که تمام موفقیت خود را مدیون زحمات ایشان می دانم

و تقدیم به اساتید محترم مشاور:

جناب آقای دکتر علیرضا دانش کاظمی و دکتر سید مجید موسوی نسب

تقدیم به اعضای محترم هیأت علمی دانشکده دندانپزشکی شهید صدوقی یزد

و

اعضای محترم هیئت علمی دانشگاه عجمان امارات

و در نهایت تقدیم به همه دوستانی که به من اعتماد داشتند و من را در رسیدن به هدفم تشویق و کمک کردند.

با تشکر از

خانم‌ها:

مجلسی، استقامت، دهقان، مدیر طاهری، تقی‌نژاد، سردار، غلام‌زاده، درودیاف، زارعی، ایزدی،

مالکی، حسینی، عسگری، نمیرانیان، غلامرضایی، دوربیدی، تیموریان، عباس‌نژاد، حقجویان، آقابزرگی،

مرادی، کهدویی، گندمکار، دهقانی، تفتی، لبافی، حکیمیان، عزیزیان، خضری، تاجیک

و آقایان:

عسگری، پاد، رنجبر، مقصودی، حیدری، کفیری، شیرازی، مؤمنی

بسم الله الرحمن الرحیم

دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی
شهید صدوقی یزد
دانشکده دندانپزشکی

اکنون که با عنایت و الطاف بیکران الهی دوره دکتری دندانپزشکی را با موفقیت به پایان رسانده ام و مسئولیت خدمت به خلق را بر عهده گرفته ام در پیشگاه قرآن کریم به خداوند قادر متعال که دانای آشکار و نهان است و نامش آرامش دلهای خردمندان و یاد او شفای آلام دردمندان، سوگند یاد میکنم که: همواره حدود الهی و احکام مقدس دینی را محترم شمارم از تضییع حقوق بیماران سر باز زنم و سلامت و بهبود آنان را بر منافع مادی و امیال نفسانی خود مقدم دارم، در معاینه و معالجه حریم عفاف را رعایت کنم و اسرار بیماران خود را جز به ضرورت شرعی و قانونی، فاش نسازم. خود را نسبت به حفظ قداست حرفه پزشکی و حرمت همکاران متعهد بدانم و از آلودگی به اموری که با پرهیزگاری و شرافت و اخلاق پزشکی منافات دارد اجتناب ورزم. همواره برای ارتقاء دانش پزشکی خویش تلاش کنم و از دخالت در اموری که آگاهی و مهارت لازم را در آن ندارم خودداری نمایم. در امر بهداشت، اشاعه فرهنگ و آگاهیهای عمومی تلاش نمایم و تا میتوانم حفظ و ارتقاء سلامت جامعه را مسئولیت اساسی خویش بدانم.

«متن سوگندنامه فارغ التحصیلان دندانپزشکی در جمهوری اسلامی ایران»

چکیده:

کامپوزیتهای رزینی دندانی که با نور مرئی فعال می‌شوند به طور گسترده‌ای به عنوان مواد ترمیمی در دندانهای قدامی و خلفی مورد استفاده قرار می‌گیرند. خصوصیات مکانیکی از قبیل سختی و ایستادگی در برابر سایش از جمله مواردی هستند که به مقدار تغییرات مونومرهای موجود در کامپوزیتها بستگی دارد که با گذشت زمان تغییرات زیادی در فرمولهای ساختاری کامپوزیت‌ها داده شده است و آخرین تغییرات در عصر حاضر بر پایه‌ی تکنولوژی نانو می‌باشد. در نتیجه مواد ترمیمی در خلال تعبیه در دهان و نیز هنگام عمل جویدن باید در برابر نیروهای وارده پایداری کنند بهمین سبب خواص مکانیکی این مواد از اهمیت خاصی برخوردار است. بدین لحاظ ما بر آن شدیم تا ویژگیهای مکانیکی استحکام فشاری و کششی کامپوزیتهای جدید را در این تحقیق مورد بررسی قرار دهیم. هدف از این مطالعه بررسی استحکام کششی و فشاری ۲ کامپوزیت نانو و هیبرید است.

هدف:

هدف از این مطالعه بررسی استحکام کششی و فشاری ۲ کامپوزیت نانو و هیبرید است.

مواد و روش‌ها:

روش مطالعه تجربی (Experimental) از نوع آزمایشگاهی (invitro) است. این مطالعه بر روی ۴ گروه کامپوزیت (دایافیل، اسپکترام، سینرجی نانو، نکس کامپ نانو) انجام شد که کامپوزیت‌ها در در قالب‌های مخصوص جهت تست استحکام کششی و فشاری قرار داده شدند و پس از کیورکردن کامپوزیت‌ها و جدا کردن نمونه‌ها از قالب‌ها در ظرف‌های مجزا حاوی آب مقطر به مدت یک هفته نگهداری شدند، نهایتاً نمونه‌ها توسط دستگاه یونیورسال با سرعت mm/min ۱ تحت نیرو قرار گرفتند.

نتایج:

داده‌ها توسط آزمون آماری T مستقل بررسی شدند و نتایج نشان داد که هیچ‌گونه تفاوت آماری معناداری بین دو نوع کامپوزیت نانو و دو نوع کامپوزیت هیبریدی و همچنین کامپوزیت نانو و هیبرید مورد مطالعه وجود ندارد. ($P > 0.05$)

در استحکام کششی تفاوت معنی‌داری بین دو نوع کامپوزیت هیبریدی وجود نداشت ولی بین دو نوع کامپوزیت نانو و همچنین بین دو کامپوزیت نانو و هیبرید تفاوت معنی‌داری وجود داشت ($P<0.05$)

بحث:

می‌توان این‌چنین نتیجه گرفت که مقدار استحکام فشاری کامپوزیت‌های نانوهیبرید نسبت مستقیمی با مقدار فیلر موجود در آن‌ها دارد و مقدار استحکام کششی کامپوزیت‌ها نسبت عکس با مقدار فیلر موجود در آن‌ها دارد و همچنین محتویات مونومری موجود در کامپوزیت‌ها نقش بسزایی در استحکام کششی کامپوزیت‌ها دارد. که در این مطالعه کامپوزیت نکس کامپ دارای DTS کمتری نسبت به کامپوزیت‌های هیبریدی مورد مطالعه است.

کلید واژه‌ها:

کامپوزیت هیبریدی، کامپوزیت نانو، استحکام کششی (DTS)، استحکام فشاری (CS).

فهرست مطالب

عنوان | صفحه

فصل اول: کلیات ۱

بیان مسئله و اهمیت موضوع ۲

مقدمه ۲

۱-۱- کامپوزیتهای رزینی ۳

۱-۱-۱- تاریخچه کامپوزیتهای رزینی ۳

۱-۱-۲- ترکیبات و مشخصات کامپوزیتهای امروزی ۴

۱-۱-۲-۱- ماتریکس ارگانیکی یا فاز ارگانیکی ۵

۱-۱-۲-۲- ماتریکس غیر ارگانیکی، فاز فیلری ۶

۱-۱-۳- طبقه بندی کامپوزیتهای رزینی ۸

۱-۱-۳-۱- کامپوزیتهای رزینی ماکروفیلد و یا نوع کانو نشنال ۹

۱-۱-۳-۲- رزین کامپوزیتهای میکروفیلد ۱۰

۱-۱-۳-۳- کامپوزیتهای میکروهیبرید ۱۱

۱-۱-۳-۴- کامپوزیتهای هیبریدی مدرن ۱۲

۱-۱-۳-۵- کامپوزیتهای فلوابل ۱۲

۱-۱-۳-۶- کامپوزیتهای کاند نسبل ۱۳

۱-۱-۳-۷- کامپوزیتهای نانو فیل و نانو هیبرید ۱۴

۱-۱-۴- فعال‌سازی کامپوزیت‌های رزینی ۱۶

۱-۱-۴-۱- پلیمریزاسیون کامپوزیتهای فعال شده توسط نور مرئی ۱۷

۱-۲- دستگاه‌های لایت کیور ۱۹

۱-۲-۱- دستگاه‌های لایت کیور با منبع نوری هالوژنی تنگستن کوارتزی (QTH)..... ۲۰
۱-۲-۲- دستگاه‌های لایت کیور با منبع نوری پلاسما و یا نئونی (PAC)..... ۲۱
۱-۲-۳- دستگاه‌های لایت کیور با منبع نوری آرگون لیزر..... ۲۱
۱-۲-۴- دستگاه لایت کیور داید با نور آبی رنگ (LED)..... ۲۲
۱-۳- خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌های نوری..... ۲۴
مروری بر مطالعات مشابه..... ۲۵
اهداف، فرضیات و سوالات پژوهشی..... ۳۲
فصل دوم: مواد و روش‌ها..... ۳۳
نوع و روش تحقیق..... ۳۴
روش نمونه گیری وتعیین حجم نمونه..... ۳۴
روش جمع آوری داده‌ها بصورت دقیق..... ۳۴
روش تجزیه و تحلیل داده ها..... ۳۴
متغیرها..... ۳۵
روش انجام کار..... ۳۶
۲-۱- مواد لازم و تجهیزات..... ۳۶
۲-۲- روش کار..... ۳۶
فصل سوم: نتایج..... ۴۶
بررسی نتایج استحکام کششی و فشاری دو نوع کامپوزیت نانو و هیبرید..... ۴۷
فصل چهارم: بحث و نتیجه‌گیری..... ۵۳
بحث..... ۵۴
نتیجه‌گیری و پیشنهادات..... ۵۸

Abstract ۵۹

منابع و مآخذ: ۶۰

فهرست جدول‌ها

عنوان **صفحه**

جدول (۱-۱): طبقه بندی کامپوزیتها (ویلیام و همکاران ۱۹۹۲) ۸

جدول (۱-۲): سایز فیلرها و مواد تشکیل دهنده در کامپوزیتهای دندانی ۹

جدول (۱-۳): محتویات کامپوزیتهای رزینی ترمیمی مورد استفاده در این مطالعه ۹

جدول (۱-۴): عوامل مؤثر در پلیمریزاسیون کامپوزیت های رزینی ۱۸

جدول (۳-۱): نتایج حاصل از آزمون آماری T مستقل (بر حسب مگاپاسکال Mpa) ۴۷

جدول (۳-۲): نتایج حاصل از آزمون آماری T مستقل (بر حسب مگاپاسکال Mpa) ۴۸

جدول (۳-۳): نتایج حاصل از آزمون آماری T مستقل (بر حسب مگاپاسکال Mpa) ۴۹

جدول (۳-۴): نتایج حاصل از آزمون آماری T مستقل (بر حسب مگاپاسکال Mpa) ۵۰

جدول (۳-۵): نتایج حاصل از آزمون آماری T مستقل (بر حسب مگاپاسکال Mpa) ۵۱

جدول (۳-۶): نتایج حاصل از آزمون آماری one way ANOVA (بر حسب مگاپاسکال Mpa) ۵۲

فهرست شکل ها

عنوان | صفحه

شکل (۱-۱): مزایای دستگاه لایت کیور LED نسبت به دستگاه لایت کیور QTH ۲۳

شکل (۲-۱) : چهار کامپوزیت نوری مورد استفاده در این مطالعه ۳۷

شکل (۲-۲): دستگاه لایت کیور LED با نور آبی C5 ..... ۳۷

شکل (۲-۳): قالب نیکل کروم به ارتفاع ۶ mm و قطر ۳ mm جهت تست استحکام فشاری ۳۹

شکل (۲-۴): قلم مخصوص کامپوزیت جهت انتقال موادکامپوزیت به داخل قالب ۳۹

شکل (۲-۵): نحوه کیور کردن (نوردهی) نمونه‌ها برای انجام تست فشاری ۴۰

شکل (۲-۶): نمایی از دستگاه یونیورسال ۴۰

شکل (۲-۷): الف) نحوه قرارگیری نمونه‌ی تست استحکام فشاری بر روی دستگاه / ب) وضعیت اعمال نیرو و شکست نمونه ۴۱

شکل (۲-۸): نمایی از تست استحکام فشاری ۴۲

شکل (۲-۹): قالب نیکل کروم به ارتفاع ۳ mm و قطر ۶ mm جهت تست استحکام کششی ۴۲

شکل (۲-۱۰): نحوه کیور کردن (نوردهی) نمونه‌ها برای انجام تست کششی ۴۳

شکل (۲-۱۱): الف) نحوه قرارگیری نمونه‌ی تست استحکام کششی بر روی دستگاه / ب) وضعیت اعمال نیرو و شکست نمونه ۴۴

شکل (۲-۱۲): نمایی از تست استحکام کششی ۴۵

فصل اول: کلیات

بیان مسئله و اهمیت موضوع

مقدمه

کامپوزیتهای رزینی دندانی که با نور مرئی فعال می‌شوند به طور گسترده‌ای به عنوان مواد ترمیمی در دندانهای قدامی و خلفی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

این مواد قابلیت ست شدن خود را با تاباندن اشعه‌ی لایت کیور به دست می‌آورند و به صورت سینگل پست (تک خمیری) موجود می‌باشند که نیازمند هیچ گونه میکس کردن نمی‌باشند، در نهایت خلل و فرج کمی را در ماده‌ی ترمیمی ایجاد می‌کنند.

بزرگترین حسن کامپوزیتهای رزینی که با نور مرئی فعال می‌شوند این است که مدت زمان انجام کار افزایش می‌یابد که این امر به طور مستقیم توسط پزشک قابل کنترل می‌باشد. موفقیت و طول عمر مواد ترمیمی کامپوزیتهای دندانی به حصول مطلوب ترین خصوصیات مکانیکی آنها بستگی دارد.

مقدار نرمی مواد ترمیمی، سایش بیش از حد، از دست دادن حالت بیوکامپتیبل مواد ترمیمی، تغییر رنگ مواد، شکستگی و از دست‌دادن ریتنشن مواد همه وهمه به ناکافی بودن مقدار پلی مریزاسیون مواد مرتبط است.[۱]

خصوصیات مکانیکی از قبیل سختی و ایستادگی در برابر سایش از جمله مواردی هستند که به مقدار تغییرات مونومرهای موجود در کامپوزیتها بستگی دارد.[۲]

با گذشت زمان تغییرات بسیاری در فرمولهای ساختاری آنها، جهت تولید کامپوزیتهایی با مقدار موفقیت کلینیکی بیشتر صورت گرفت. آخرین ابداع در عصر حاضر توسعه کامپوزیتهای دندانی است که بر پایه‌ی تکنولوژی نانو تولید شده‌اند.

مواد نانو موجود در عصر حاضر، از قبیل نانو فیلدها و نانو هیبریدها کامپوزیتهای دندانی را قادر می‌سازند که از هر نظر کیفیت بالاتری را نسبت به انواع معمولی خود داشته باشند. [۳]

در کامپوزیتهای نانو به طور قابل توجهی شرینکج بعد از پلی‌مریزاسیون کاهش یافته و دارای خصوصیات فوق‌العاده ای از جهت زیبایی نسبت به دیگر کامپوزیتها (هیبرید و پک ابل) می‌باشند. به طورکلی خصوصیات فیزیکی و مکانیکی نانو کامپوزیتها در مقایسه با کامپوزیتهای معمولی به طور قابل توجهی بهبود یافته است. استفاده از نانو کامپوزیتها هیچ محدودیتی در ترمیم دندانها ندارد به این معنی که می‌توانند برای ترمیم دندانهای قدامی و خلفی مورد استفاده قرار گیرند. [۴]

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

۱-۱- کامپوزیتهای رزینی

۱-۱-۱- تاریخچه کامپوزیتهای رزینی

به صورت تعریفی، کامپوزیت نوعی مواد ترمیمی دندانی است که شامل حداقل دو فاز کاملاً جداگانه می‌باشند. کامپوزیتهای رزینی در اواخر سال ۱۹۴۰ به علم دندانپزشکی معرفی شدند. زمان زیادی نگذشت که نتیجه ی کلینیکی این مواد مشخص شد، شرینکج بعد از پلیمریزاسیون ۲۵-۲۰٪ تغییر رنگ آنها، ضعیف بودن سختی و استحکام آنها و همچنین ضعیف بودن چسبندگی این مواد با ساختارهای دندانی از مشکلات این مواد عنوان شد. در سال ۱۹۵۱ ناک و گلن نوع جدیدی از کامپوزیتهای ترمیمی را ابداع کردند، که مشکل شرینکج بعد از پلیمریزاسیون را حل می‌کرد که این مشکل با اضافه کردن ذرات غیر ارگانیک فیلرها به رزین کاهش یافت.[۵] اولین نوع از این کامپوزیتها دارای تغییر رنگ و سایش زیاد بودند، که این امر به خاطر عدم وجود مواد کاپلینگ بین ذرات فیلر و ماتریکس رزینی بود. در اوایل سال ۱۹۵۰، جرکستن و یاگر در طی انتشار مقاله ای، نقش ترکیبات کاپلینگ را در رزین کامپوزیتی بیان کردند، که موجب باند شدن سطوح سرامیکی با سطح رزینی می‌گردند.[۶]

رزین های حاوی BisGMA به نام رزینهای بوون معروفاند و کامپوزیتهای رزینی حاوی BisGMA در سال ۱۹۶۲ معرفی شدند. رزینهای بوون در سال ۱۹۵۶ که حاوی مونومر بیس فنول گلیسیدیل متا اکریلت (BisGMA) هستند توسعه یافتند، که با اضافه‌کردن گروههای متیل متا کریلت به مونومرهای اپکسی حاصل می‌شوند. در سال ۱۹۶۵ بوون ترکیب رزین BisGMA و ذرات سیلانی کوارتز را معرفی کرد، که در عصر امروز پایه بیشتر کامپوزیتهای رزینی است.[۷]

۱-۱-۲- ترکیبات و مشخصات کامپوزیتهای امروزی

رزین کامپوزیتهای دندانی شامل دو ترکیب اولیه و چندین ترکیب ثانویه است. ترکیبات اولیه همان فاز ماتریکسی و فاز فیلری است. که به شدت شبیه اضافه کردن شن و سنگ به ماتریکس آب و سیمان است که موجب شکل گرفتن سیمان محکمی می‌شود که همان مواد لازم برای ساختن یک ساختمان است و جهت شکل گیری کامپوزیتهای رزینی دندانی به همین نحو ذرات ریز فیلر به ماتریکس رزینی اضافه می‌شوند.

اساساً، کامپوزیت‌های دندانی حاوی دو نوع مواد شیمیایی مختلف‌اند:

ماتریکس ارگانیکی یا فاز ارگانیکی

ماتریکس غیر ارگانیکی یا فاز فیلری

ترکیبات ثانویه کامپوزیتهای رزینی شامل آغازکننده‌های پلی مریزاسیون، ذرات رنگ‌دهنده و مواد کاپلینگ هستند. مواد کاپلینگ مواد مولکولی هستند که گروه سیلان در یک سر آنها (باندهای یونی SiO_2) و گروه متا اکریلت در سر دیگر آنها (باندهای کووالانت رزین) وجود دارد و از این طریق شکل می‌گیرد. [۸]

ترکیبات ثانویه در همه‌ی مواد کامپوزیتی دندانی نیازند ولی فازهای ماتریکسی و فیلری هستند که خصوصیات مواد دندانی را تعیین می‌کنند.

۱-۱-۲-۱- ماتریکس ارگانیکی یا فاز ارگانیکی

ماتریکس ارگانیکی کامپوزیتهای رزینی از مونومرهای مونو- دی یا تری سیستمی شکل گرفته است. با وجود اینکه در فاز ماتریکسی و فاز فیلری هر شرکت تولیدکننده‌ی کامپوزیت رزینی از لحاظ محتویات و مقدار آنها با یکدیگر متفاوتند ولی همه کامپوزیتهای تولید شده دارای بیس فنول گلیسیدیل متا اکریلت (BisGMA) و یا ارتان دی متا کریلت (UDMA) اند. در نهایت این ماتریکس‌های ارگانیکی‌اند که مسئول واکنشهای پلی مریزاسیون کامپوزیتها می‌شوند و سختی و استحکام لازم را برای کامپوزیتها به ارمغان می‌آورند.

این مواد به عنوان پایه و داربست سیستم‌های کامپوزیتی رزینی به حساب می‌آیند.

Bis-GMA از جمله مونومرهایی که در حال حاضر بیشترین استفاده در ساختار کامپوزیتهای دندانی دارد و چه به صورت تنها و چه در ترکیب با اورتان دی متا کریلت به کار برده شود، تا جایی که حدود ۲۰٪ حجم استاندارد کامپوزیتهای رزینی را در بر می‌گیرد.

به عنوان یک قانون هر چه میانگین وزن مولکولی مونومر ویا ترکیبات مونومری کمتر باشد مقدار درصد بیشتری شرینکج در مواد دندانی اتفاق می‌افتد.

پلیمریزاسیون کامپوزیت همیشه با مقداری شرینکج همراه است و این مقدار شرینکج به ماتریکس ارگانیکی آنها بستگی دارد. متعاقبا برای کاهش این اثر منفی در صنعت دندانپزشکی تعداد متنوعی از مونومرها مورد آزمایش قرار گرفتند، از جمله‌ی آنها اسپیرو اورتوکربنت (socs)، که موجب افزایش حجم می‌شود،[۹] ترکیبات اپکسی پلیول، که مقدار شرینکج در آنها ۵۰-۴۰٪ کمتر از نوع معمولی آنها بود، سیلوکسان-اکسیران موجود در کامپوزیتهای تولید شده توسط 3M [۱۰] و یا استفاده از مونومرهایی با وزن مولکولی بالا مانند مولتی‌اتیلن گلیکل دی متا اکریلت و کو پلیمرها ارموسرها (کامپوزیتهای اصلاح شده که حاوی فیلرهای ارگانیکی و غیر ارگانیکی‌اند) نیز دارای این قابلیت اند که مقدار شرینکج پس از ست شدن را نسبت به انواع معمول به نحو قابل توجهی کاهش می‌دهند. [۱۱]

معمولترین مونومرها در کامپوزیتهای رزینی مدرن امروزی BIS GMA و ارتان دی متا اکریلت (UDMA) هستند.

مقدار بسیار کمی از بازدارنده‌ها که معمولا حدود ۰/۱ درصد و یا حتی کمتر از این مقدار است را به رزین کامپوزیت اضافه می‌کنند تا از پلیمریزاسیون خود به خودی آن جلوگیری کند. سیستمهای آغازکننده نیز به کامپوزیت‌ها اضافه می‌شوند حال چه به صورت شیمیایی ست شوند و چه به صورت نوری.

وجود شرینکج بعد از پلیمریزاسیون زنجیره‌ی پلی مری موجود در ماتریکس عملا امری اجتناب‌ناپذیر است فاز ماتریکسی کامپوزیت به تنهایی مسئوول شرینکج بعد از پلیمریزاسیون است.

مقدار و سایز ذرات فیلر موجود در ماتریکس دیکته‌کننده خصوصیات مکانیکی از قبیل استحکام در برابر نیروها و الاستیسیتی آنها می باشد و به همین نحو تعیین‌کننده‌ی خصوصیات فیزیکی آنها از قبیل قابلیت پالیش شدن و غیره می‌باشد.

۱-۱-۲-۲- ماتریکس غیر ارگانیکی، فاز فیلری

این فاز کامپوزیتهای رزینی از فیلرهای غیر ارگانیکی تشکیل شده است که تعیین‌کننده‌ی خصوصیات فیزیکی و مکانیکی کامپوزیت می‌باشد.

فیلرها موجب کاهش ضریب انبساط حرارتی و همچنین کاهش مقدار شرینکج می‌شوند، موجب ایجاد خاصیت رادیو اپسیته در مواد می‌شوند، موجب بهبود در نتیجه‌ی زیبایی کار نیز می‌شوند.[۱۲] بنابراین شرکت دادن مقدار درصد بیشتری از این فیلرها هدف اصلی این راستا می‌باشد.

ذرات فیلری در محتویات شیمیایی، شکل ، ظاهر و اندازه بسیار متنوعند. اصلی‌ترین فیلر دی اکسید سیلیکن است، سیلیکات برم و سیلیکات لیتیم آلومینیوم نیز از معمولترین انواع فیلرها هستند.

در بسیاری از کامپوزیتها، کوارتز به طور جزئی با ذرات سنگین فلزی از قبیل باریم، استرونتیوم، روی، آلومینیوم و زیر کونیم جایگزین شده است که این گونه مواد موجب خاصیت رادیو اپسیته می‌شوند.