مقایسه مدول الاستیک و استحکام فشاری سه سمان پلی کربوکسیلات آریادنت، هاروارد و گلاس آینومر تغییر یافته با رزین Vitremer

دکتر لیلا احمدیان خوشه مهر*، دکتر رسول اربابی کلاتی*، پروین اربابی کلاتی**

* استادیار گروه پروتز، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی زاهدان، دانشکده دندانپزشکی
** دانشجوی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی زاهدان، دانشکده دندانپزشکی

تاریخ دریافت مقاله : ۸۷/۶/۳
تاریخ پذیرش مقاله : ۸۷/۳/۳۰

چکیده

زمینه و هدف: سمان برای چسباندن رستوریشن های غیر مستقیم در داخل یا بر روی تاج دندان به کار می‌رود. آغاز پوسیدگی و خروج رستوریشن از دندان به دنبال شکستگی های این لایه بوده و در ارتباط مستقیم با خصوصیات مکانیکی و نحوه تغییر شکل سمان قبل از شکست می باشد. هدف این بررسی ارزیابی برخی از خصوصیات مکانیکی دو نوع سمان پلی کربوکسیلات آریادنت (A Poly) و هاروارد (H Poly) و یک نوع سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین (RGI) می باشد.

مواد و روش کار: در این مطالعه آزمایشگاهی که در آزمایشگاه تست های مکانیکی پالایشگاه تهران انجام شد از هر سمان ۱۵ نمونه استوانه ای شکل تهیه گردید. نمونه ها پس از ۲۴ ساعت، تحت نیروی فشاری قرار گرفته و مدول الاستیک و مقاومت فشاری آنها محاسبه شد. تحلیل آماری داده های به دست آمده با کمک آنالیز واریانس تک سویه و تست Tukey صورت گرفت و از نظر آماری سطح معنی داری P<۰/۰۵ درنظر گرفته شد.

یافته ها: میانگین مدول الاستیک واستحکام فشاری سمان A Poly به ترتیب: ۰/۴±۲/۵ گیگاپاسکال(GPa) و ۱۰/۷±۵۶/۵ مگاپاسکال (MPa)، H Poly: ۰/۳±۲/۲ GPa و ۹/۹±۸۷/۷ MPa و RGI: ۰/۲±۰/۸ GPa و ۷/۸±۱۰۵/۶ MPa بود. تفاوت استحکام فشاری و مدول الاستیک RGI با دو سمان دیگر از نظر آماری معنی دار بود(P<۰/۰۵). تفاوت استحکام فشاری دو سمان پلی کربوکسیلات نیز معنی دار بود (P<۰/۰۵)، در حالی‌که تفاوت مدول الاستیک آنها معنی دار نبود.

بحث: یک سمان دندانپزشکی خوب باید دارای بیشترین خصوصیات مثبت مکانیکی باشد. در بین سمان های مورد مطالعه، RGI دارای بیشترین استحکام فشاری و کمترین مدول الاستیک بود و سمان A Poly دارای کمترین استحکام فشاری و بالاترین مدول الاستیک بود. بنابراین هیچ یک از این سمان‌ها حائز چنین شرایطی نبود. **(مجله طبیب شرق، دوره ۱۱، شماره ۳، پاییز ۱۳۸۸، ص ۱۷ تا ۲۴)**

کلیدواژه ها: سمان لوتینگ، استحکام فشاری، مدول الاستیک

مقدمه

سمانها موادی سخت و شکننده می باشند که کاربرد های فراوانی در دندانپزشکی دارند. نوعی از سمانها را که برای چسباندن اینله، انله، روکش و بریج در داخل یا بر روی تاج دندان به کار می رود Lutting Agent می‌گویند.[۱] سمان های لوتینگ علاوه بر تحمل تنش های فانکشنال و پارافانکشنال در محیط گرم و مرطوب دهان باید قادر به حفظ یکپارچگی در مقابل تنش‌های وارده و انتقال تنش ها از روکش به ساختار دندان باشند. تنش، تغییر شکل لایه سمان را در دامنه الاستیک (قابل برگشت) تا پلاستیک (دایمی و شکستگی) به دنبال دارد.[۲،۳]

آدرس نویسنده مسئول: زاهدان، دانشکده دندانپزشکی
Email: rasoularbabi@yahoo.com

www.SID.ir

مدلهای بازسازی شده نشانگر تجمع تنش های وسیعی در لایه سمان به خصوص در ناحیه لبه روکش که دارای اهمیت بیولوژیکی بیشتری است، می باشد. این نواحی اغلب محل آغاز شکست در لایه سمان می باشند.[۶-۴] مطالعات در زمینه خستگی سمان نشان داده است که شکستگی میکروسکوپی سمان، نقطه شروع شکست لایه سمان بوده و به دنبال آن رستوریشن از روی دندان خارج شده یا دندان دچار شکستگی می گردد.[۸،۷] مطالعه Kamposiora و همکاران نشان داد که شکست میکروسکوپی سمان همواره قبل از شکست کلی آن ایجاد می‌گردد.[۹] تست‌های ریز نشت نشان داد که شکستگی های میکروسکوپی این لایه، نفوذ باکتری‌ها را تسهیل نموده و به دنبال آن بیماری‌های باکتریایی یا جابجایی رستوریشن رخ می‌دهد.[۱۰] مراحل اولیه نفوذ باکتری‌ها غیر قابل تشخیص بوده و اغلب منجر به بیماری های پالپ و پوسیدگی می گردد که مخربتر از جابجایی رستوریشن می باشند، زیرا اغلب رستوریشن چنین دندانی باید خارج شده و پس از انجام درمان ریشه و قراردهی پست، تجدید گردد.[۱۲،۱۱] همچنین بررسی‌ها نشان داده‌اند که پوسیدگی و خارج شدن روکش از روی دندان شایع‌ترین دلیل شکست روکش ها و بریج ها می باشد.[۱۵-۱۳]

تمامی این معضلات در ارتباط مستقیم با خصوصیات مکانیکی سمان بوده و با یک سمان ایده آل احتمال ایجاد چنین عوارضی کاهش می یابد. خصوصیات مکانیکی سمان ایده آل را می توان از جهات مختلفی مورد بررسی قرار داد. به عنوان مثال مدول الاستیک سمان باید در محدوده مدول الاستیک رستوریشن و ساختار دندان باشد، تا نواحی تجمع تنش کاهش یابد.[۱۶] لایه سمان باید در برابر تغییر شکل پلاستیک مقاوم باشد، تا مانع ایجاد حفره مارجینال و جابجایی رستوریشن گردد.[۱] از سوی دیگر استحکام لایه سمان ارتباط نزدیکی با ایجاد شکستگی واضح در لایه سمان و جابجایی رستوریشن دارد.[۱۷] از آنجایی که مطالعات اندکی در زمینه مقایسه سمان های ایرانی با سمان های خارجی صورت گرفته است، هدف این مطالعه آزمایشگاهی بررسی و مقایسه مدول الاستیک و نحوه تغییر شکل و استحکام فشاری دو نوع سمان پلی کربوکسیلات (آریادنت و هاروارد) و یک نوع سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین (3M Vitremer) می باشد که امروزه کاربرد فراوانی در دندانپزشکی دارند.

روش کار

در این مطالعه آزمایشگاهی ، روش و مراحل آزمایش مطابق دستورالعمل ISO 9917 که مخصوص سمان های دندانپزشکی می باشد، در آزمایشگاه تست‌های مکانیکی پالایشگاه تهران انجام گرفت. سمان های انتخابی در این مطالعه عبارت بود از سمان پلی کربوکسیلات آریادنت(A Poly) (ساخت آسیا شیمی طب- ایران)، سمان پلی کربوکسیلات هاروارد (H Poly) (ساخت هاروارد- آلمان) و سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین 3M Vitremer (RGl)(ساخت3M- آمریکا). پودر و مایع سمانهای پلی کربوکسیلات حاوی اکسید روی و منیزیم و اسید پلی آکریلیک و سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین 3M Vitremer حاوی گلاس فلورو آلومینوسیلیکات و اسید پلی آکریلیک همراه با HEMA[1] بود.

قالبی که در این مطالعه جهت آماده سازی نمونه ها مورد استفاده قرار گرفت، از جنس استیل ۳۱۶ و متشکل از ۵ قطعه مجزا بود. این ماده در برابر خاصیت خورندگی اسید موجود در مایع سمان مقاوم می باشد. نمونه های حاصل از این قالب استوانه هایی به ارتفاع۶±۰/۱ mm و قطر۴± ۰/۱ mm بود.

جهت تهیه نمونه ها ابتدا پودر و مایع طبق نسبت وزنی پیشنهادی کارخانه سازنده و تحت شرایط و زمان توصیه شده برای هرسمان مخلوط گردید. جهت تعیین وزن پودر و مایع از ترازویی با دقت ۰/۰۰۰۱gr (ساخت شرکت A&D ژاپن) استفاده شد. سپس مخلوط حاصل به داخل قالب انتقال یافت. به منظور جلوگیری از چسبیدن صفحات فوقانی و تحتانی به صفحه

1- Hydroxy Ethyl Methacrylate

www.SID.ir

میانی از ورقه های استات سلولز استفاده شد. سپس قالب به انکوباتوری (ساخت شرکت CEAST) با دمای ۱°c ±۲۳ و رطوبت ۵۰درصد منتقل گردید. پس از ۲۰ دقیقه نمونه از قالب جدا شده و با ذره بینی با بزرگنمایی x۱۰ مورد بررسی قرار گرفت تا در صورت وجود هرگونه حباب و پریدگی از مطالعه خارج گردد. نمونه قابل قبول بلافاصله در داخل آب دیونیزه درجه سه قرار داده شد و دوباره به انکوباتور منتقل گردید. نمونه به مدت ۰/۵ ± ۲۳ ساعت در محیطی با دمای °c ۱±۳۷ و رطوبت ۱۰۰درصد نگهداری شد. طبق توصیه استاندارد از هر سمان ۱۵ نمونه قابل قبول آماده گردید.

در مرحله بعد طول و قطر نمونه ها با کولیس دیجیتال (دقت ۰/۱ mm) در چند ناحیه اندازه گیری شد. پس از محاسبه میانگین طول و قطر، نمونه به دستگاه تست کننده استحکام فشاری (اینسترون مدل N ، ساخت انگلستان) منتقل گردید. نیروی فشاری با سرعت ۱ mm/min ، در راستای محور طولی به نمونه اعمال گردید. سپس با استفاده از نمودار تنش / کرنش برای هر نمونه اطلاعات مورد نظر استخراج شد.

با استفاده از منحنی های رسم شده حداکثر نیرو، حد تناسب و تغییر طول (ΔL) هر نمونه تعیین شد. با کمک فرمول های موجود استحکام فشاری و مدول الاستیک آن محاسبه گردید.

جهت بررسی رفتار الاستیک- پلاستیک سمانها نیز نوع شکست هر نمونه و سطح زیر منحنی آن تعیین گردید. آنالیز آماری توسط نرم افزار SPSS در سطح خطای ۰/۰۵درصد و آنالیز واریانس تک عاملی و تست Tukey انجام گردید.

یافته ها

میانگین مدول الاستیک واستحکام فشاری و نحوه تغییر شکل سمانهای مورد بررسی در جدول ۱ آمده است. در بین سمان های مورد مطالعه، RGl دارای بیشترین استحکام فشاری(۱۰۵/۶±۷/۸ MPa) و کمترین مدول الاستیک (GPa ۰/۸ ±۰/۲) بود. سمان A Poly دارای کمترین استحکام فشاری (۵۶/۵±۱۰/۷MPa) و بالاترین مدول الاستیک (۲/۵±۰/۴GPa) بود. آنالیز های آماری نشان داد که اختلاف بین استحکام فشاری سه سمان از نظر آماری معنی دار است (P<۰/۰۵). در حالی که تفاوت مدول الاستیک دو سمان پلی کربوکسیلات معنی دار نبود(P<۰/۰۸۲). در عین حال اختلاف مدول الاستیک سمان های پلی کربوکسیلات با سمان RGlاز نظر آماری معنی دار بود. (P<۰/۰۵)

بررسی رفتار الاستیک – پلاستیک سمان ها نیز نشان داد که به ترتیب ۸۳ و ۸۵ درصد نمونه های تهیه شده از هر دو سمان پلی کربوکسیلات بدون ایجاد تغییر شکل پلاستیک دچار شکست(Brittle Fracture) شدند، در حالی که ۹۱ درصد نمونه های RGl قبل از شکست دچار تغییرات پلاستیک قابل ملاحظه(Plastic Fracture) شدند.(شکل ۱)

شکل شماره ۱- سمت راست، نمونه پلی کربوکسیلات بعد از تست استحکام فشاری. سمت چپ، نمونه گلاس آینومر تغییر یافته با رزین بعد از انجام تست.

جدول ۱- میانگین مدول الاستیک واستحکام فشاری و نمود تغییر شکل سمانهای مورد بررسی

نوع سمان	مقاومت فشاری (MPa)	مدول الاستیک (GPa)	شایع‌ترین نوع شکست (درصد)
پلی کربوکسیلات آریادنت	۵۶/۵±۱۰/۷	۲/۵±۰/۴	Brittle Fracture, ٪۸۳
پلی کربوکسیلات هاروارد	۸۷/۷±۹/۹	۲/۲±۰/۳	Brittle Fracture, ٪۸۵
گلاس آینومر تغییر یافته با رزین	۱۰۵/۶±۷/۸	۰/۸±۰/۲	Plastic Fracture, ٪۹۱

Archive of SID
www.SID.ir

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که هر سه سمان مورد بررسی دارای مدول الاستیکی بسیار کمتر از عاج می‌باشند و کمترین مدل الاستیک مربوط به سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین و بیشترین متعلق به سمان پلی کربوکسیلات آریادنت بود. همچنین بیشترین استحکام فشاری مربوط به RGI بود. یک سمان ایده آل باید دارای بیشترین استحکام فشاری و بیشترین مدول الاستیک باشد. لایه سمان بین عاج با مدول الاستیک حدود GPa ۱۵-۱۴ و روکشی با درجه سختی بیشتر قرار دارد.[۱۸،۱۹] مدول الاستیک آلیاژهای مورد استفاده جهت ساخت پروتز های ثابت در محدوده Gpa۲۲۰-۸۸ می‌باشد.[۱۸] مدول الاستیک مواد کور (هسته) رستوریشن های تمام سرامیکی نیز در محدوده GPa۲۳۶-۵۵ قرار دارد.[۲۰] بنابراین می توان چنین نتیجه گیری نمود که مدول الاستیک سمان لوتینگ باید در محدوده مدول الاستیک این دو ماده باشد.[۱۶] از سوی دیگر باید خاطر نشان گردد که حدفاصل سمان /دندان ضعیف تر از حدفاصل حدفاصل سمان / رستوریشن است ولی از اهمیت بیولوژیکی بیشتری برخوردار می‌باشد. بنابراین نزدیکی مدول الاستیک سمان لوتینگ به عاج دندان باید بیش از رستوریشن باشد. بدین ترتیب تجمع تنش در حدفاصل سمان / دندان به حداقل رسیده انتقال استرس از سمان به ساختار دندان تسهیل می گردد.[۶]مقادیر مدول الاستیک به دست آمده در این مطالعه کمتر از مقادیر گزارش شده توسط Li و همکاران بود.[۲۱] البته باید در مقایسه با نتایج سایر مطالعات به روش اندازه گیری نیز توجه گردد. زیرا Li و همکارانش از شیوه دینامیک جهت تعیین مدول الاستیک بهره گرفته اند، در حالی که در این مطالعه مدول الاستیک سمان ها با روش استاتیک تعیین شد. همواره نتایج حاصل از روش استاتیک کمتر از روش دینامیک می باشد. روش استاتیک در عین دقت از سهولت بیشتری برخوردار است و در اغلب مطالعات از این روش جهت تعیین مدول الاستیک استفاده می‌شود. نتایج این مطالعه در زمینه سمان پلی کربوکسیلات هماهنگ با نتایج سایر مطالعات است. در مطالعه Branco و همکاران مدول الاستیک سمان پلی کربوکسیلات GPa ۳ به دست آمد.[۲۲] نکته دیگری که باید در مقایسه داده های حاصل از مطالعات مختلف مورد توجه قرار گیرد این است که اختلاف موجود بین نتایج علاوه بر اختلاف در تکنیک می تواند ناشی از محصولات تجاری مختلف به کار گرفته شده در این مطالعات و نیز بهبود فرمولاسیون سمان های مختلف توسط کارخانه های سازنده باشد. با در نظر گرفتن این محدودیت ها مدول الاستیک به دست آمده برای سمان پلی کربوکسیلات که در سایر مطالعات در محدوده GPa۵-۲ بوده هماهنگ با نتایج این بررسی است. در مورد سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین به نظر می‌رسد تنها یک بررسی صورت گرفته است[۲۰] که به دلیل اختلاف در تست به کار رفته امکان مقایسه نتایج نبود. با توجه به نتایج به دست آمده می توان چنین نتیجه گیری نمود که هیچ یک ازسمان های مورد بررسی از این لحاظ سمان ایده آلی نمی باشند. از آنجایی که سمان ها موادی شکننده می باشند، احتمال ایجاد ترک‌های سطحی و عمقی در طی تهیه نمونه‌های آزمایشگاهی اجتناب ناپذیر است. به همین دلیل انجام تست‌های فشاری بر روی این مواد بهتر از تست های کششی می باشد، زیرا با دور شدن دو سر ترک تحت نیروی کششی، این نواحی به عنوان ناحیه تمرکز تنش و نقطه آغاز شکست عمل می نمایند. در حالی که یک نیروی فشاری تمایل به نزدیک کردن دو سوی ترک دارد، بدین ترتیب نیرو به صورت یکنواخت وبه همه نواحی نمونه وارد می گردد.[۱] Douglas و Lin با توجه به این واقعیت، یاد آوری نمودند که استحکام فشاری بهترین فاکتور کنترل کیفی است که کارخانه های سازنده می توانند برای تولید سمان مرغوب تر مد نظر قرار دهند.[۱۷] استحکام فشاری به دست آمده در این مطالعه برای سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین بالاتر از سمان های پلی کربوکسیلات بود.

Archive of SID

www.SID.ir

این نتایج نیز قابل مقایسه با نتایج سایر مطالعات است. استحکام فشاری در مطالعه Negm و همکاران MPa ۸۰ به دست آمد.[۲۳] در مورد سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین Aratani و همکاران به استحکام فشاری MPa ۱۳۰ دست یافتند، در حالی که در مطالعه دیگری Li و همکاران مقاومت فشاری این سمان را MPa ۱۰۵ به دست آوردند[۲۱]، که هماهنگ با نتایج مطالعه حاضر می‌باشد. بنابراین می‌توان چنین نتیجه‌گیری نمود که سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین در برابر فشار دارای مقاومت بیشتری است. به همین دلیل در مواردی که انتظار ورود نیروهایی با شدت بیش از حد طبیعی به روکش وجود دارد، استفاده از این سمان جهت اتصال روکش به دندان انتخاب صحیح تری به نظر می رسد.

نحوه تغییر شکل سمان قبل از شکست، معیار دیگری است که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت. هر دو سمان پلی کربوکسیلات مورد بررسی در این مطالعه بدون هیچ‌گونه تغییر شکل دایمی قابل اندازه گیری دچار شکستگی شدند. این حالت در علم مواد Brittle Fracture نامیده می شود.[۱۶] به عبارت دیگر حد تناسب و استحکام فشاری این دو سمان در نمودار تنش - کرنش برهم منطبق بود. در حالی که سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین بعد از حد تناسب و قبل از شکستگی دچار تغییر شکل دایمی شد. از آنجایی که وجود تغییر شکل پلاستیک قبل از شکست از خصوصیات منفی سمان است، می توان به این واقعیت اشاره نمود که سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین از این نظر سمان ایده آلی نمی باشد، زیرا امکان ایجاد حفره مارجینال و جابجایی رستوریشن بالاست. البته بالا بودن استحکام فشاری این سمان احتمال ایجاد این مشکل را کاهش می دهد.

باید به این نکته توجه داشت که مطالعه حاضر یک بررسی آزمایشگاهی است و رفتار این سمان ها باید به صورت بالینی نیز مورد ارزیابی قرار گیرد. همچنین این مطالعه بر روی تعداد محدودی از سمان ها انجام شده و باید سایر سمان های مورد استفاده در بالین نیز مورد ارزیابی قرار گیرند. با توجه نتایج به دست آمده از این مطالعه می توان چنین نتیجه گیری نمود که هیچ‌یک از سمانها دارای تمامی خصوصیات یک سمان ایده‌آل نمی‌باشند و در هر مورد باید با توجه به شرایط بالینی، سمان خاصی را جهت اتصال رستوریشن به دندان انتخاب نمود. باید سمانی جهت استفاده انتخاب گردد که دارای بیشترین خصوصیات مثبت مکانیکی می باشد. بر اساس نتایج این بررسی استفاده از سمان گلاس آینومر تغییر یافته با رزین در مواردی که انتظار نیروهای بیش از حد طبیعی بر روی دندان و رستوریشن وجود دارد توصیه می شود.

سپاسگزاری

این مطالعه با حمایت مالی دانشکده دندانپزشکی همدان و هدایت و راهنمایی های ارزشمند استاد فقید جناب آقای دکتر زواریان انجام گرفته است.

References

1. Chiayi Shen. Dental Cement. In: Kenneth J, editor. Anusavice Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. Saunders; 2003: 443-93.
2. Nicholls JI. Crown retention. II. The effect of convergence angle variation on the computed stresses in the luting agent. J Prosthet Dent. 1974;31: 651-7.

Archive of SID
www.SID.ir

3. Nicholls JI. Crown retention. I. Stress analysis of symmetric restorations. J Prosthet Dent. 1974;31:179-84.

4. Chai JY, Steege JW. Effects of labial margin design on stress distribution of a porcelain-fused-to-metal crown. J Prosthodont .1992;1:18-23.

5. Goldstein GR, Wesson A, Schweitzer K, Cutler B. Flexion characteristics of four-unit fixed partial denture frameworks using holographic interferometry. J Prosthet Dent. 1992;67:609-13.

6. Kamposiora P, Papavasilious G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. J Prosthet Dent.1994;71:435-41.

7. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. Int J Prosthodont. 1995;8:155-61.

8. Fan P, Nicholls JI, Kois JC. Load fatigue of five restoration modalities in structurally compromised premolars. Int J Prosthodont. 1995;8:213-20.

9. Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA, Papavasiliou G. In vivo identification of cement microfracture channels for microleakage. Poster presentation. Reno (NV): ACP Meeting, 1991.

10. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. J Prosthet Dent. 1994;71:333-8.

11. Brannstrom M, Nyborg H. Bacterial growth and pulpal changes under inlays cemented with zinc phosphate cement and Epoxylite CBA 9080. J Prosthet Dent. 1974;31:556-65.

12. Mejare B, Mejare I, Edwardsson S. Bacteria beneath composite restorations—a culturing and histolobacteriological study. Acta Odontol Scand. 1979;37:267-75.

13. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. J Am Dent Assoc. 1970;81:1395-401.

Archive of SID

www.SID.ir

14. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. Br Dent J. 1970;128:117-24.

15. Glantz PO, Ryge G, Jendresen MD, Nilner K. Quality of extensive fixed prosthodontics after five years. J Prosthet Dent. 1984;52:475-9.

16. Anusavice KJ, Hojjatie B. Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids. Int J Prosthodont. 1992;5:351-8.

17. Douglas WH, Lin C. Strength of the new systems in Glass-Ionomers, The Next Generation. In: Hunt P, editor. International Symposia in Dentistry. Philadelphia; 1998: 209-216.

18. O'Brien WJ. Dental materials: properties and selection. 2nd ed. Chicago: Quintessence; 1997.

19. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res. 1994; 73:1205-11.

20. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. Den mater. 2004; 20(2): 207-212.

21. Zhen Chun Li, Shane N White. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent. 1999;81:597-609.

22. Branco R, Hegdahl T. Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements. Acta Odontol Scand. 1983;41(6):349-53.

23. Negm MM, Beech DR, Grant AA. An evaluation of mechanical and adhesive properties of polycarboxylate and glass ionomer cements. J Oral Rehabil.1982; 9 (2): 61-167.

Archive of SID

www.SID.ir

Comparison of Elastic Modulus and Compressive Strength of Ariadent and Harvard Polycarboxylate Cement and Vitremer Resin Modified Glass Ionomer

Ahmadian Khoshemehr Leila, MD*; Arbabi Kalati Rasoul, MD*; Arbabi Kalati Parvin **

Received: 24/Aug /2008
Accepted: 20/Jun /2009

Background: *Luting agents are used to attach indirect restoration into or on the tooth. Poor mechanical properties of cement may be a cause of fracture of this layer and lead to caries and restoration removal. The purpose of this study was to compare the elastic modulus and compressive strength of Ariadent (A Poly) and Harvard polycarboxylate (H Poly) cements and Vitremer resin modified glass ionomer (RGl).*

Materials & Methods: *In this experimental study 15 specimens were prepared form each experimental cement in Laboratory of Tehran Oil Refining Company. The cylindrical specimens were compressed in Instron machine after 24 hours. Elastic modulus and compressive strength were calculated from stress/strain curve of each specimen. One way ANOVA and Tukey tests were used for statistical analysis and P values<0.05 were considered to be statistically significant.*

Results: *The mean elastic modulus and mean compressive strength were 2.2 GPa and 87.8MPa in H poly, 2.4 GPa and 56.5 MPa in A Poly, and 0.8GPa and 105.6 MPa in RGI, respectively. Statistical analysis showed that compressive strength and elastic modulus of both polycarboxylate cements were significantly different from hybrid ionomer (P<0.05), but the difference between elastic modulus of two types of polycarboxilate cements was not statistically significant. Compressive strength of two polycarboxilate cements were significantly different (P<0.05).*

Conclusion: *An ideal lutting agent must have the best mechanical properties. Between the tested luttins RGl cement had the lowest elastic modulus and the highest compressive strength, but the A poly cement had the highest elastic modulus and the lowest compressive strength. Therefore none of them was the best.*

KEYWORDS*: Lutting agent, compressive strength, elastic modulus.*

***Assistant Prof, Dept of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Zahedan University of Medical Science, Zahedan, Iran**

****Student of Dentistry, Faculty of Dentistry, Zahedan University of Medical Science, Zahedan, Iran**

Archive of SID

www.SID.ir