مقایسه‌ی استحکام فشاری سمان‌های گلاس اینومر و زینک فسفات

روشنک بقایی نائینی*، سعید نوکار *، حبیب حاج میرآقا *، سعید حاجی آقایی**

* استادیار گروه آموزشی پروتزهای ثابت و اکلوژن دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران
** دندانپزشک

چکیده

بیان مساله: از میان خواص مکانیکی سمان‌های دندانپزشکی، مقاومت فشاری اثر بسزایی در طول عمر درمان‌ها دارد، که در صورت وجود نداشتن آن به میزان لازم ترک‌هایی در سمان به وجود می‌آید.

هدف: در این بررسی تجربی و علوم پایه مقاومت فشاری دو گونه سمان رایج بررسی و در پایان، این سمان‌ها با یکدیگر مقایسه شدند.

مواد و روش: در این بررسی مقاومت فشاری دو گونه سمان زینک فسفات و گلاس آینومر شرکت آریادنت و دو گونه سمان زینک فسفات و گلاس آینومر شرکت GC (Elite cement 100 و Fuji I) بررسی گردید. از هر سمان شمار ۵ نمونه درون مولد استوانه‌ای شکل مخصوص فراهم شد. در فراهم کردن نمونه‌ها از استاندارد ISO ۹۹۱۷ استفاده گردید. سپس نمونه‌ها، ۲۳±۰/۵ ساعت درون آب مقطر قرار داده شدند. پس از آن، به کمک دستگاه مقاومت فشاری نمونه‌ها اندازه‌گیری گردید. نتایج با آزمون واریانس یک‌سویه و توکی مورد واکاوی آماری قرارگرفت.

یافته‌ها: مقاومت فشاری سمان گلاس آینومر Fuji I و آریادنت به ترتیب ۱۸۷/۳۲±۴۰/۰۶ و ۱۳۹/۶۵±۱۰/۶۹ مگاپاسکال و مقاومت فشاری سمان زینک فسفات آریادنت و Elite cement 100 به ترتیب ۱۲۳/۱۷±۲۱/۷۷ و ۸۳/۷۵±۲۱/۹۵ مگاپاسکال محاسبه شد. نتایج آزمون واریانس یک سویه نشان داد، که استحکام فشاری Fuji I به گونه‌ای معنادار از دیگر سمان‌ها بالاتر بود (p <۰/۰۵). بر پایه‌ی نتایج آزمون توکی سمان گلاس آینومر آریادنت با سمان زینک فسفات این شرکت اختلاف چشمگیری نداشت (p >۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: برپایه‌ی نتایج این بررسی، از میان سمان‌های بررسی شده‌ی سمان گلاس آینومر شرکت GC بیشترین مقاومت فشاری را نشان داد. با این وجود، سمان‌های زینک فسفات و گلاس آینومر آریادنت برپایه‌ی استاندارد ISO ۹۹۱۷ پذیرفتنی است.

واژگان کلیدی: سمان، مقاومت فشاری، سمان زینک فسفات، گلاس آینومر

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۱۰/۴، تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۳/۱۲ *Shiraz Univ Dent J 2009; 10(3): 201-207* **مقاله‌ی پژوهشی اصیل**

نویسنده‌ی مسوول مکاتبات: حبیب حاج میرآقا. دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده دندانپزشکی، بخش پروتز ثابت و اکلوژن تلفن: ۶۶۴۰۲۶۴۰-۰۲۱- داخلی ۲۲۴۷-۲۲۴۸
پست الکترونیک: h.miragha@yahoo.com

درآمد

تنش‌های وارده بر سمان‌های دندانی بیشتر از آن است، که با توجه به میزان نیروهای مضغی انتظار می‌رود [۱-۳]. احتمال شکست آغازین سمان در این نقاط پر تنش وجود دارد. برپایه‌ی بررسی‌های آزمایشگاهی انجام شده، به دنبال شکستگی‌های میکروسکوپی سمان، بیرون آمدن پروتز یا شکستگی دندان رخ می‌دهد [۴-۵]. برپایه‌ی بررسی کامپسیورا (Kamposiora) و همکاران، پیش از شکست‌های بالینی شکستگی‌های میکروسکوپی در سمان ایجاد می‌شود [۶].

برپایه‌ی نتایج یک بررسی درون دهانی (In vivo) موفق نبودن پروتز ناشی از این شکستگی‌های میکروسکوپی بیشتر از موفق نبودن ناشی از حل تدریجی سمان است [۷]. ترک‌های حاصل، موجب ریزنشت و ورود باکتری‌ها و در نتیجه، آلودگی باکتریایی، بیماری پالپ یا پوسیدگی و یا بیرون آمدن پروتز می‌گردد [۸-۹].

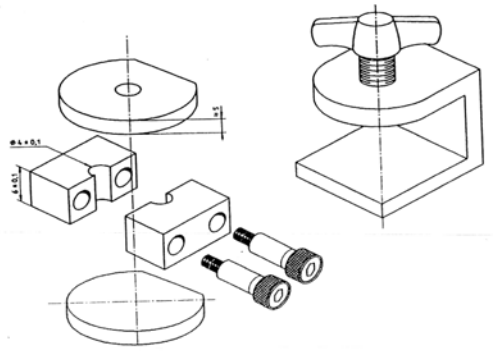
پوسیدگی و بیرون آمدن روکش‌ها شایع‌ترین علل موفق نبودن درمان‌های پروتزی است [۱۰-۱۲]. مقاله‌های معدودی در مورد داده‌های بالینی و مقایسه‌ای سمان‌های دندانی انتشار یافته است. برپایه‌ی بررسی پریرا (Pereira) و همکاران، مقاومت فشاری سمان‌های گلاس آینومر در دامنه‌ای میان ۹۰/۲۷ و ۱۷۰/۷۳ مگاپاسکال قرار دارد [۱۳]. در بررسی دیگری مقاومت فشاری گلاس آینومر Ketac Cem ۶/۶ ±۵/۸ مگاپاسکال محاسبه شد، در حالی که سمان گلاس آینومر تقویت شده (Ketac Silver) مقاومت ۱۰/۲±۱۴۴/۳ مگاپاسکال را نشان داد [۱۴]. سالوی (Silvey) و مایرس (Myers)، سمان‌های زینک فسفات (ZPH) و پلی‌کربوکسیلات و زینک اکساید اوژنول را از نظر میزان لق شدن پروتزها و پوسیدگی لبه‌ها مقایسه کردند [۱۵-۱۷]. زینک فسفات بهترین کارکرد و زینک اکساید اوژنول بدترین کارکرد را نشان داد. این درجه‌بندی با درجه‌بندی که برپایه‌ی خصوصیات مکانیکی انجام شده بود همخوانی داشت[۱۵-۱۷].

تغییر شکل پلاستیک در شکست سمان‌های دندانی مؤثر است [۱۸-۲۳]. تغییر شکل می‌تواند موجب ریزنشت، پوسیدگی ثانویه و یا بیرون آمدن روکش گردد. این تغییر شکل‌ها به ندرت مورد بررسی قرار گرفته و بررسی‌های پیشین تنها به توصیف موارد کمی از گونه‌های سمان‌ها پرداخته‌اند [۲۴-۲۷]. شناخت خواص مکانیکی سمان‌های دندانی به ویژه مواد ساخت ایران از ضروریات است و ما را در برگزیدن مواد مناسب و بهبود کیفیت درمان یاری می رساند. در این پژوهش مقاومت فشاری ۴ گونه سمان دندانی اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه شد.

مواد و روش

چهار گونه سمان دندانی شامل گلاس آینومر گونه‌ی ۱ آریادنت (شرکت آسیاشیمی طب- تحت لیسانس سانکین ژاپن BN: GI ۰۲۰)، سمان زینک فسفات آریادنت (شرکت آسیاشیمی طب- تحت لیسانس شرکت Dorident اتریش BN:ZF ۰۱۰)، سمان گلاس آینومر (GI) شرکت GC ژاپن (Fuji I BN:۰۰۰۱۲۳) و سمان ZPH شرکت GC ژاپن (Elite cement۱۰۰ (BN:۰۰۰۰۳۳)، برگزیده شدند. استاندارد به کار رفته در این بررسی ISO ۹۹۱۷ بود. برای فراهم کردن نمونه‌های GI میزان مایع و پودر بر پایه‌ی دستور کارخانه و به وسیله‌ی ترازوی دیجیتال و با دقت ۰/۰۰۰۱ گرم تعیین گردید. سپس، پودر به دو قسمت مساوی بخش شد. قسمت اول به گونه‌ی کامل با مایع مخلوط گردید. سپس، قسمت دوم به مخلوط اضافه شد. فرآیند مخلوط کردن تا جایی ادامه یافت، که به طور چشمی به نظر می‌رسید، که مخلوط کاملاً همگنی در مدت ۶۰ ثانیه فراهم شود.

در مورد سمان‌های ZPH پس از قراردادن پودر و مایع به نسبت پیشنهاد شده توسط کارخانه و اندازه‌گیری با ترازوی دیجیتال، پودر به ۶ قسمت مساوی بخش شد. سپس، هر قسمت به نوبت با همه‌ی مایع مخلوط شد. در مورد سمان‌های ZPH زمان مخلوط کردن نباید از ۶۰ ثانیه بیشتر گردد. برای ساخت نمونه‌هایی با اندازه‌های یکسان از یک مولد که در شکل ۱ نشان داده شده است، استفاده شد.



شکل ۱: *مولد به کار رفته برای ساخت نمونه‌ها*

مولد از جنس استینلس استیل بوده و نمونه‌های استوانه‌ای شکل به ارتفاع ۰/۱±۶ و قطر ۰/۱±۴ میلی‌متر فراهم شدند. پس از مخلوط کردن، سمان درون مولد فشرده گردید. برای جلوگیری از گیر افتادن حباب مقداری سمان اضافی نیز، درون مولد قرار داده شد، که این مقدار بعداً از مولد بیرون می‌زد و پیش از قراردادن صفحه‌ی بالایی پاک می‌شد. سپس، صفحه‌ی بالایی مولد در جای خود قرار داده شد و کل مجموعه به گیره منتقل گردید. کمتر از ۱۲۰ ثانیه پس از مخلوط کردن، کل مجموعه‌ی یاد شده به مدت یک ساعت در درون انکوباتور قرار می‌گرفت. درجه‌ی حرارت درون انکوباتور ۱±۳۷ درجه‌ی سانتی گراد و میزان رطوبت حداقل ۳۰ درصد بود. به این ترتیب ۵ نمونه از هر سمان فراهم گردید. سپس مجموعه‌ی یاد شده از انکوباتور بیرون آورده شد. ابتدا صفحات بالایی و زیرین مولد جدا گردید. سپس، سطح بالایی و زیرین نمونه پیش از بازکردن پیچ‌ها صاف شد. این سطوح باید دقیقاً عمود بر محور طولی نمونه و به وسیله‌ی کاغذ سمباده‌ی نرم صاف گردید، تا هیچ‌گونه خش یا ناصافی برجا نماند و از سویی اندازه‌ی نمونه، مطابق استاندارد ISO ۹۹۱۷ یاد شده، باشد. هرگونه خش یا ناصافی یا عمود نبودن سطوح بالایی و زیرین بر محور طولی نمونه، موجب اشکال در تعیین مقاومت فشاری نمونه به وسیله‌ی Universal testing machine (MTS 858; MTS Systems Corp, Edent Prairie, Minn) می‌گردد. سپس، پیچ‌های مولد باز و نمونه‌ها از مولد بیرون آورده شد. هر نمونه با چشم بررسی گردید، تا حباب هوا یا پریدگی لبه‌های نمونه وجود نداشته باشد. اگر نمونه‌ای دارای حباب هوا یا پریدگی لبه‌ها بود، از بررسی کنار گذاشته می‌شد. سپس، نمونه‌ها به مدت ۰/۵±۲۳ ساعت در آب مقطر ۱±۳۷ درجه‌ی سانتی گراد قرار گرفت. پس از طی مدت یاد شده نمونه‌ها از انکوباتور بیرون آورده و با دستمال کاغذی نرم خشک گردید. سپس، نمونه‌ها در جای مخصوص خود در دستگاه یونیورسال قرار گرفت. نیرو در راستای محور طولی نمونه وارد شد. سرعت نیروی وارده برپایه‌ی استاندارد ISO ۹۹۱۷ ۰/۷۵ میلی‌متر/ دقیقه تعیین شده بود.

نمودار مربوط به نیروی وارده به هر نمونه به وسیله‌ی رایانه‌ی متصل به دستگاه ثبت گردید. زمانی‌که نمونه دچار شکست شد، یعنی نمودار افت شدید و ناگهانی داشت، دستگاه نیروی وارده را قطع کرده و حداکثر نیروی وارده پیش از شکسته شدن را ثبت کرد. سپس، با استفاده از فرمول $C=\frac{۴P}{\pi d^۲}$، میزان مقاومت فشاری هر نمونه برپایه‌ی مگاپاسکال تعیین گردید. در این فرمول P حداکثر فشار اعمال شده و d قطر نمونه برپایه‌ی میلی‌متر است (جدول ۱).

همگنی واریانس داده‌ها ارزیابی گردید. سپس، از آزمون واریانس یک سویه برای مقایسه‌ی نمونه‌ها استفاده شد و از آزمون توکی برای مقایسه‌ی دو به دوی نمونه‌ها استفاده گردید (جدول ۲). همچنین، داده‌ها با استاندارد ISO ۹۹۱۷ مقایسه، تا مقبولیت این سمان‌ها ارزیابی شود.

یافته‌ها

پس از انجام محاسبات آماری نتایج قطعی در مورد مقایسه‌ی مقاومت فشاری سمان‌های مورد بررسی به این شرح است:

۱- مقاومت فشاری سمان گلاس آینومر GC (۱۸۷/۳۲±۴۰/۰۶) به گونه‌ای معنادار (گلاس آینومر آریادنت ZPH, $p=۰/۰۴۵$ شرکت CG ZPH , $p=۰/۰۰۱$ آریادنت $p=۰/۰۰۶$) بیشتر از سه گونه‌ی سمان دیگر بود.

۲- مقاومت فشاری سمان گلاس آینومر آریادنت (۱۳۹/۶۵±۱۰/۶۹) به گونه‌ای معنادار بیشتر از سمان ZPH شرکت GC (۸۳/۷۵±۲۱/۹۵) بود. در حالی که اختلاف آماری معنادار میان سمان GI شرکت آریادنت و سمانZPH (۱۲۳/۱۷±۲۱/۷۷) این شرکت مشاهده نشد ($p=۰/۷۴۷$).

۳- سمان ZPH شرکت آریادنت تنها با سمان گلاس آینومر GC اختلاف آماری معنادار دارد ($p=۰/۰۰۶$).

جدول ۱: *اطلاعات آماری هر دسته از سمان‌ها*

گروه	شماره نمونه	میانگین و انحراف معیار	خطای استاندارد	حداقل (مگاپاسکال)	حداکثر (مگاپاسکال)
GI.GC	۵	۱۸۷/۳۲ (۴۰/۰۶)	۱۷/۹۱	۱۱۶/۶۸	۲۱۲/۶۳
GI.Ir	۵	۱۳۹/۶۵ (۱۰/۶۹)	۴/۷۸	۱۲۶/۰۲	۱۵۳/۲۶
ZPh.GC	۵	۸۳/۷۵ (۲۱/۹۵)	۹/۸۱	۶۵/۹۵	۱۰۹/۴۵
ZPh.Ir	۵	۱۲۳/۱۷ (۲۱/۷۷)	۹/۷۳	۹۹/۷۴	۱۵۲/۴۳

Ir : سمان‌های تولیدی شرکت آریادنت، GC : سمان‌های تولیدی شرکتGC

جدول ۲: *جدول حاصل از آزمون توکی برای مقایسه دو به دو سمان‌ها*

گروه	گروه	میانگین اختلاف	ارزش p
GI.Ir	ZPh.GC	۱۰۳/۵۶(*) (۱۶/۳۵)	۰/۰۰۱
	ZPh.Ir	۶۴/۱۵(*) (۱۶/۳۵)	۰/۰۰۶
	GI.GC	-۴۷/۶۶(*) (۱۶/۳۵)	۰/۰۴۵
ZPh. GC	ZPh.GC	۵۵/۸۹(*) (۱۶/۳۵)	۰/۰۱۷
	ZPh.Ir	۱۶/۴۸(*) (۱۶/۳۵)	۰/۷۴۷
	GI.GC	-۱۰۵/۵۶(*) (۱۶/۳۵)	۰/۰۰۱
ZPh.Ir	GI.Ir	-۵۵/۸۹(*) (۱۶/۳۵)	۰/۰۱۷
	ZPh.Ir	-۳۹/۴۱ (۱۶/۳۵)	۰/۱۱۵
	GI.GC	-۶۴/۱۵(*) (۱۶/۳۵)	۰/۰۰۶
ZPh.GC	GI.Ir	-۱۶/۴۸ (۱۶/۳۵)	۰/۷۴۷
	ZPh.GC	۳۹/۴۱ (۱۶/۳۵)	۰/۱۱۵

Ir :سمان‌های تولیدی شرکت آریادنت، GC : سمان‌های تولیدی شرکتGC ، (*) : نشان‌دهنده‌ی وجود اختلاف آماری معنادار

بحث

در مورد سمان‌های GI هر ۵ نمونه گلاس آینومر Fuji I دارای مقاومت فشاری بیشتر از ۷۰ مگاپاسکال بودند. بنابراین، با ۹۵ درصد اطمینان می‌توان گفت هر نمونه‌ای که از میان این سمان‌ها فراهم گردد، مقاومت فشاری بالای ۷۰ مگاپاسکال خواهد داشت. همچنین، با توجه به استاندارد ISO ۹۹۱۷ هرگاه حداقل ۴ نمونه از ۵ نمونه آزمایش شده دارای مقاومت فشاری حداقل ۷۰ مگاپاسکال باشند، این سمان از نظر مقاومت فشاری پذیرفتنی است. در مورد سمان GI شرکت آریادنت نیز، هر ۵ نمونه دارای مقاومت فشاری بالای ۷۰ مگاپاسکال بودند. بنابراین، این سمان نیز از نظر استاندارد ISO ۹۹۱۷ دارای حداقل مقاومت فشاری لازم است.

در مورد سمان ZPH تنها دو نمونه از ۵ نمونه‌ی مورد آزمایش (Elite cement 100) دارای مقاومت فشاری بالای ۷۰ مگاپاسکال بود. برپایه‌ی استاندارد ISO ۹۹۱۷ هرگاه از ۵ نمونه‌ی آزمایش شده ۴ نمونه مقاومت فشاری زیر ۷۰ مگاپاسکال داشته باشند، این سمان از نظر خصوصیت مقاومت فشاری مردود می‌گردد. ولی اگر شمار نمونه‌هایی که مقاومت فشاری بالای ۷۰ مگاپاسکال دارند از ۱ بیشتر و از ۴ کمتر باشد، در این صورت از این سمان ۱۵ نمونه فراهم می‌گردد و در مورد این ۱۵ نمونه آزمایش مقاومت فشاری انجام می‌گیرد. چنانچه حداقل ۱۲ نمونه‌ی آزمایش شده بتوانند مقاومت فشاری بالای ۷۰ مگاپاسکال داشته باشند، این سمان پذیرفته می‌شود. در غیر این صورت این سمان مورد قبول نیست. چون در مورد سمان ZPH خارجی شمار نمونه‌های مقبول دو عدد بود، بنابراین، این سمان مشمول قانون یاد شده می‌گردد. به بیان دیگر، مقبولیت این سمان مورد سوال است، ولی در بررسی کنونی امکان آزمون ۱۵ نمونه فراهم نشد.

در مورد سمان ZPH شرکت آردیانت از ۵ نمونه‌ی مورد آزمایش، هر ۵ نمونه دارای حداقل مقاومت فشاری لازم بود. بنابراین، این سمان نیز از نظر استاندارد ISO ۹۹۱۷ مورد پذیرش واقع شده است. بالا بودن انحراف معیار برخی از سمان‌ها گویای تأثیر عواملی به جز ترکیب شیمیایی در مقاومت فشاری آنهاست. دمای مخلوط کردن، نسبت پودر به مایع، چگونگی مخلوط کردن و شرایط نگهداری نمونه‌ها از جمله این عوامل است. در این بررسی تلاش شد، تا عوامل یاد شده در مورد سمان‌های گوناگون یکسان باشند.

برای یکسان‌سازی ابزار اندازه‌گیری در همه‌ی نمونه‌ها در این بررسی از ترازوی دیجیتال استفاده شد. به این ترتیب که به جای استفاده از واحد شمار قطره‌ها از واحد وزنی آنها استفاده شد. برای نمونه، زمانی‌که برپایه‌ی دستور کارخانه دو قطره باید با حجم خاصی از پودر مخلوط می‌شد، قطره‌چکان به صورت کاملاً عمودی قرار داده شد. سپس، یک قطره‌ی سالم و بی‌حباب هوا چکانده شد. وزن این قطره به وسیله‌ی ترازوی دیجیتال محاسبه گردید. بنابراین، هم مطابق دستور کارخانه عمل گردید و هم حجم و وزن مایع به کار رفته در مورد همه‌ی نمونه‌های یک سمان یکسان بود.

بر پایه‌ی مقاله‌ها و بررسی‌های پیشین نیز، وزن مایع بیرون آورده شده از قطره چکان توسط افراد گوناگون یکسان نیست و عواملی همچون چگونگی بیرون آوردن قطره، میزان فشار وارده بر قطره‌چکان و میزان تنش فرد عمل‌کننده و ...، بر روی وزن قطره‌ی بیرون آورده شده از قطره‌چکان مؤثر است [۲۸-۲۹]. در ضمن، در مورد سمان‌های شرکت آریادنت قطره چکان‌ها معمولاً همراه مایع، حباب هوا خارج می‌کردند، که این امر می‌تواند موجب ناهنجاری در نتایج به دست آمده گردد. برای برداشت مقدار

مناسب پودر معمولاً از قاشقک مخصوصی که توسط کارخانه‌ی سازنده سمان ارایه شده، استفاده می‌گردد. میزان پودر بیرون آورده شده از یک قاشقک، طی دفعات گوناگون استفاده از آن و حتی هنگامی‌که یک نفر از آن استفاده می‌کند یکسان نیست. حتی اگر اضافه‌ی پودر از سر قاشقک به وسیله‌ی اسپاتول و برپایه‌ی دستور کارخانه برداشته شود، باز هم وزن پودر بیرون آورده شده در دفعات گوناگون به وسیله‌ی یک قاشقک یکسان نخواهد بود. مقاله‌های ارایه شده در این مورد، این موضوع را تایید نموده و علت را در چگونگی پرکردن قاشقک می‌دانند. برای پرکردن قاشقک معمولاً پودر میان قاشقک و دیواره‌ی شیشه‌ای یا حجم زیاد پودر فشرده می‌شود و به بیان دیگر، میزان فشردگی پودر درون قاشقک طی دفعات گوناگون استفاده از قاشقک متفاوت است و این تغییر موجب قرار گرفتن مقادیر متفاوت پودر از نظر وزنی طی دفعات گوناگون استفاده از قاشقک می‌گردد [۳۰].

در این بررسی برای حل این مشکل نیز، از ترازوی دیجیتال استفاده گردید. به این ترتیب که مقدار پودر به کار برده شده برای ساخت هر نمونه در مورد یک سمان مشخص، تعیین وزن شد و وزن مقدار پودر در مورد همه‌ی نمونه‌های یک گونه سمان، مشخص و برپایه‌ی دستور کارخانه تعیین گردید.

نسبت پودر به مایع با وجود به کار بردن قطره‌چکان و قاشقک در دفعات گوناگون و آماده‌سازی یک نمونه یکسان نیست و در بسیاری از مواقع این نسبت با نسبت ارایه شده توسط کارخانه همخوانی ندارد [۳۱ و ۳۲].

روش مخلوط کردن مطابق با آنچه در مقاله‌ها و منابع علمی معتبر یاد شده انتخاب شد. برای جلوگیری از وارد شدن سلیقه‌های گوناگون در تعیین هموژنیسیته‌ی مخلوط به صورت چشمی، نمونه‌ها توسط یک نفر فراهم شدند. اما به نظر می‌رسد، که هموژنیسیته‌ی مخلوط به دست آمده از پودر و مایع متغییر بوده باشد. به بیان دیگر، زمانی که موادی با مقاومت فشاری بالا مورد آزمایش مقاومت فشاری قرار می‌گیرند، تغییر میزان همگنی که حتی با چشم نیز قابل دیدن نیست، می‌تواند مقاومت فشاری را در زیر اثر قرار دهد. در این بررسی در مورد همه‌ی نمونه‌های فراهم شده مخلوط کردن پودر و مایع به صورت دستی انجام می‌گرفت و تعیین همگنی مخلوط به دست آمده به وسیله‌ی چشم غیرمسلح انجام می‌شد. بنابراین، امکان تغییر میزان همگنی نمونه‌های گوناگون حتی به میزان بسیار کم به گونه‌ای که با چشم قابل مشاهده نباشد، وجود داشت. حتی این احتمال را می‌توان در نظر گرفت، که در مورد یک نمونه نیز میزان پودر موجود در نواحی گوناگون کاملاً یکسان نبوده و در پایان خط شکست نمونه از نواحی با مقاومت کمتر بگذرد. گر چه همان‌گونه که گفته شد، میزان اختلاف‌ها بسیار کم خواهد بود، ولی وجود چنین اختلاف‌هایی حتی کم در مورد موادی با مقاومت فشاری بالا می‌تواند روی نتایج حاصله اثر بسزایی بگذارد.

بر پایه‌ی پژوهشی که در سال ۱۹۹۹ بر تأثیر فرد عمل‌کننده در مقاومت فشاری سمان ZPH انجام شد، هر فرد در دفعات گوناگون از نسبت پودر به مایع یکسانی استفاده می‌کند، ولی این نسبت میان افراد گوناگون متفاوت است. نسبت پودر به مایع در افراد گوناگون میان ۱/۷ تا ۳/۲ گرم/ میلی لیتر متفاوت بود. برای افرادی که این نسبت در مورد آنها ۱/۷ گرم/ میلی‌لیتر بود، مقاومت فشاری به طور متوسط ۳/۲±۳۳/۵ مگاپاسکال و برای افرادی که این نسبت در مورد آنها ۳/۲ گرم/ میلی‌لیتر بود مقاومت فشاری به طور متوسط ۱۰/۰±۴۲/۵ به دست آمد [۳۳]. البته در آن بررسی سرعت اعمال نیرو ۱ میلی‌متر در دقیقه بود و نمونه‌ها دو دقیقه پس از پایان زمان مخلوط کردن به مدت یک ساعت در حمام آب و رطوبت ۱۰۰ درصد نگهداری می‌شدند. درحالی‌که در مورد نمونه‌های بررسی کنونی سرعت اعمال نیرو ۰/۷۵ میلی‌متر/ دقیقه بود و نمونه‌ها دو دقیقه پس از مخلوط کردن در رطوبت حداقل ۳۰ درصد نگهداری شدند.

در سال ۲۰۰۲ نیز، بررسی بر روی دو گونه سمان ZPH انجام گرفت. سمان‌های به کار برده شده شامل دو گونه کپسوله و غیر کپسوله بود. مقاومت فشاری گونه‌ی کپسولی ۰/۸±۴۲ مگاپاسکال و گونه‌ی غیرکپسولی ۰/۱۱±۷۱ مگاپاسکال محاسبه گردید [۳۴].

همچنین، در بررسی دیگری که بر روی ویژگی‌های گوناگون سمان‌های دندانپزشکی انجام گرفت، تفاوت‌هایی در روش آزمایش‌ها با بررسی کنونی وجود داشت. نمونه‌های فراهم شده از هر سمان دارای ۱۲ میلی‌متر ارتفاع و ۶ میلی متر قطر بودند. در حالی‌که در بررسی کنونی هر نمونه ۶ میلی‌متر ارتفاع و ۴ میلی‌متر قطر داشت. در این بررسی نمونه‌ها پس از قرارگیری در مولد به مدت یک ساعت در حرارت ۳۷ درجه سانتی‌گراد و رطوبت ۱۰۰ درصد قرار گرفتند. ولی، در بررسی کنونی رطوبت بالای ۳۰ درصد وارد شد. سرعت لود سل (Load cell) در این بررسی ۰/۵ و یا ۵ میلی‌متر در دقیقه بود. در حالی‌که در بررسی کنونی

سرعت به ۰/۷۵ میلی‌متر در دقیقه رسید. بنابر نتایج به دست آمده در این بررسی مقاومت فشاری برای ZPH وقتی سرعت لود سل ۰/۵ میلی‌متر/ دقیقه ۶۹ مگاپاسکال و وقتی ۵ میلی‌متر/ دقیقه بود برابر ۴۸ مگاپاسکال به دست آمد. ولی در بررسی کنونی، زینک فسفات آریادنت مقاومت فشاری معادل ۱۲۳/۱۷ مگاپاسکال و زینک‌فسفات GC مقاومتی معادل ۸۳/۷۵ مگاپاسکال داشته است. در مورد سمان گلاس آینومر معمولی، در این بررسی مقاومت فشاری به دست آمده برابر ۱۱۲ مگاپاسکال با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه و ۱۰۵ مگاپاسکال با سرعت ۵ میلی‌متر در دقیقه محاسبه شد. در حالی‌که در مورد سمان‌های گلاس آینومر به کار رفته در بررسی کنونی، متوسط مقاومت فشاری برای گونه‌ی خارجی ۱۸۷/۳۲ مگاپاسکال و برای گونه‌ی خارجی ۱۳۹/۶۵ مگاپاسکال تعیین شد [۳۵].

نتیجه‌گیری

۱- از میان سمان‌های بررسی شده، سمان GI شرکت GC دارای بیشترین مقاومت فشاری بود.

۲- سمان‌های تولیدی شرکت آریادنت برپایه‌ی استاندارد ISO ۹۹۱۷ قابل قبول ارزیابی شدند. هر چند که مقبولیت سمان ZPH شرکت GC از نظر این استاندارد مورد سوال است.

۳- با توجه به واریانس بالای نتایج به دست آمده و یکسان بودن ترکیب شیمیایی نمونه‌ها بر اهمیت عواملی چون رعایت نسبت‌های پیشنهاد شده توسط کارخانه‌ها، چگونگی مخلوط کردن سمان‌ها و به دست آوردن یک مخلوط همگن تاکید بیشتری می‌شود.

******

References

1. 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.
2. 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: 609-613.
3. Kamposiora P, Papavasilious G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. J Prosthet Dent 1994; 71: 435-441.
4. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. Int J Prosthodont 1995; 8: 155-161.
5. Fan P, Nicholls JI, Kois JC. Load fatigue of five restoration modalities in structurally compromised premolars. Int J Prosthodont 1995; 8: 213-220.
6. Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA, Papavasiliou G. In vivo identification of cement microfracture channels for microleakage. Poster presentation. ACP Meeting; 1991. Reno (NV)
7. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. J Prosthet Dent 1994; 71: 333-338.
8. Brännström M, Nyborg H. Bacterial growth and pulpal changes under inlays cemented with zinc phosphate cement and Epoxylite CBA 9080. J Prosthet Dent 1974; 31: 556-565.
9. Mejàre B, Mejàre I, Edwardsson S. Bacteria beneath composite restorations--a culturing and histobacteriological study. Acta Odontol Scand 1979; 37: 267-275.
10. 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: 1395-1401.
11. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prostheses. An analysis of 2,000 retainers. Br Dent J 1970; 128: 117-124.
12. Glantz PO, Ryge G, Jendresen MD, Nilner K. Quality of extensive fixed prosthodontics after five years. J Prosthet Dent 1984; 52: 475-9.

13. Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. J Adhes Dent 2002; 4: 73-80.
14. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC. Laboratory strength of glass ionomer and zinc phosphate cements. J Prosthodont 2001; 10: 140-147.
15. Silvey RG, Myers GE. Clinical studies of dental cements: V. Recall evaluation and a zinc phosphate cement. J Dent Res 1976; 55: 289-291.
16. Silvey RG, Myers GE. Clinical study of dental cements. VI. A study of zinc phosphate, EBA-reinforced zinc oxide eugenol and polyacrylic acid cements as luting agents in fixed prostheses. J Dent Res 1977; 56: 1215-1218.
17. Silvey RG, Myers GE. Clinical study of dental cements. VII. A study of bridge retainers luted with three different dental cements. J Dent Res 1978; 57: 703-707.
18. Paddon JM, Wilson AD. Stress relaxation studies on dental materials. 1. Dental cements. J Dent 1976; 4: 183-189.
19. Oilo G, Espevik S. Compressive strength and deformation of dental cements. Nor Tannlaegeforen Tid 1978; 88: 500-503.
20. Oilo G, Espevik S. Stress/strain behavior of some dental luting cements. Acta Odontol Scand 1978; 36: 45-49.
21. Wilson AD, Lewis BG. The flow properties of dental cements. J Biomed Mater Res 1980; 14: 383-391.
22. Oilo G, Ruyter IE. The influence of various admixes on the physical properties of a polycarboxylate cement. J Dent Res 1983; 62: 937-939.
23. Branco R, Hegdahl T. Physical properties of some zinc phosphate and polycarboxylate cements. Acta Odontol Scand 1983; 41: 349-353.
24. Hall DR, Nakayama WT, Grenoble DE, Katz JL. Elastic properties of dental resin restorative materials. J Dent Res 1974; 53: 1121- 6.
25. Craig RG, Farah JW, Powers JM. Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. J Am Dent Assoc 1976; 92: UNKNOWN.
26. Wilson AD, Paddon JM, Crisp S. The hydration of dental cements. J Dent Res 1979; 58: 1065-1071.
27. McComb D, Sirisko R, Brown J. Comparison of physical properties of commercial glass ionomer luting cements. J Can Dent Assoc 1984; 50: 699-701.
28. Mount GJ. An Atlas of Glass Ionomer cements. A clinician's Guide. Description of glass ionomer cements. 1sted. London: Martin Dunitz; 1990. p.184.
29. Wilson AD, Mclean JW. Glass Ionomer cement. 13th ed. Chicago: Quintessence; 1988. p.135.
30. Billington RW, Williams JA, Pearson GJ. Variation in powder/liquid ratio of a restorative glass-ionomer cement used in dental practice. Br Dent J 1990; 169: 164-167.
31. Mccabe JF. Applied Dental Materials. Cements based on phosphoric acid. 7th ed. Oxford: Black well scientific publications; 1990. p.227.
32. Craig RG. Cements restorative Dental Materials. 9th ed. USA. Missouri: Mosby; 1997. p.173-175.
33. Fleming GJ, Marquis PM, Shortall AC. The influence of clinically induced variability on the distribution of compressive fracture strengths of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. Dent Mater 1999; 15: 87-97.
34. Fleming GJ, Landini G, Marquis PM. Properties of encapsulated and hand-mixed zinc phosphate dental cement. Am J Dent 2002; 15: 91-96.
35. Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC. Laboratory strength of glass ionomer and zinc phosphate cements. J Prosthodont 2001; 10: 140-147.