تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۱۹، شماره ۳، پاییز ۱۳۸۶، ۷۹-۸۶

مقایسه اثر کامپوزیت قابل سیلان و سمان رزینی بر استحکام برشی اتصال ونیر پرسلنی به مینا

دکتر علی اسماعیلی* - دکتر ابوالفضل صبوری** - دکتر امیر قاسمی***

*- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز.

**- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

***- دانشیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

چکیده

زمینه و هدف: *اطلاعات کمی از استحکام برشی اتصال ونیرهای پرسلنی به مینا با استفاده از کامپوزیت قابل سیلان به عنوان مادهٔ Luting وجود دارد. این مطالعه با هدف مقایسه اثر کامپوزیت قابل سیلان و سمان رزینی بر استحکام برشی اتصال ونیر پرسلنی به مینا انجام گردید.*

روش بررسی: *مطالعه به روش تجربی و به صورت کارآزمائی آزمایشگاهی یک سو بی‌خبر انجام گردید. سی عدد دندان قدامی پایین تازه خارج شدهٔ گاوی سالم و بدون نقایص مینائی تهیه و به دو گروه تقسیم شدند. دیسک‌های پرسلنی فلدسپاتی آماده شده با استفاده از دو گروه سمان رزینی Panavia F2 و کامپوزیت قابل سیلان Filtek flow مطابق دستور کارخانه به مینای گاوی متصل گردیدند. نمونه‌ها به مدت سی روز در آب ۳۷ درجه سانتی‌گراد نگهداری شده و تحت پانصد سیکل حرارتی قرار گرفتند. سپس به وسیله Universal testing machine برای تعیین استحکام برشی اتصال مورد آزمایش قرار گرفتند. سطوح شکسته شده با استفاده از Stereomicroscop مورد مشاهده قرار گرفته و الگوی شکست برای هر نمونه مشخص شد. از آزمون t برای مقایسه دو گروه استفاده گردید.*

یافته‌ها: *میانگین استحکام اتصال در گروه Ppanvia F2 برابر ۸/۲±۲۶/٤۲ و در گروه Fitek Flow برابر ۸/۱±۱۷/۲۵ مگاپاسکال بوده است. مقایسه دو گروه با استفاده از آزمون t نشان دهندهٔ تفاوت معنی‌دار آماری بین دو گروه بود (P<۰/۰۰۵) و الگوی شکست در نمونه‌های گروه اول اکثراً ٤٦/۷٪ به صورت Cohesive و در گروه دوم اکثراً ۸٦/۷٪ به صورت Adhesive بوده است.*

نتیجه‌گیری: *در محدودهٔ این مطالعه استحکام برشی حاصل از Dual cure panavia F2 به طور معنی‌داری بیشتر از Light cure Filtek Flow بود.*

کلید واژه‌ها: *استحکام برشی اتصال - ونیر پرسلنی - کامپوزیت قابل سیلان - سمان رزینی - مینای گاوی*

وصول مقاله: ۱۳۸۵/۱۱/۲۸ اصلاح نهایی: ۱۳۸۶/۴/۱۲ پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۶/۱

نویسنده مسئول: گروه آموزشی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی e.mail:A-saboury@yahoo.com

مقدمه

یکی از عوامل مهم موفقیت ونیرهای پرسلنی، اتصال صحیح آنها به وسیله مواد Luting با پایه رزینی است و استحکام این رستوریشن‌ها از طریق توانایی مادهٔ Luting با پایهٔ رزینی همراه با مادهٔ Silane coupling برای ایجاد اتصال بین پرسلن و مینای اچ شده تأمین می‌شود.(۱-٤)، شکستگی و جدا شدن دو عامل اصلی تضعیف کنندهٔ ونیرهای پرسلنی به شمار می‌روند و رابطهٔ نزدیکی با فرایند سمان کردن دارند.(۵)، بنابراین تلاشهای زیادی برای ساخت سیستم اتصالی که باعث تشکیل ترکیب چسبندهٔ قوی پرسلن/ مادهٔ Luting / دندان شود، صورت گرفته است. تحقیقاتی که در این زمینه انجام شده است استحکام برشی بالایی را بین پرسلن و دندان نشان داده‌اند اما در تمامی این تحقیقات مادهٔ Luting مورد استفاده، سمان‌های رزینی Dual-cure یا Self cure بوده است.(۵-۹)، با معرفی کامپوزیت‌های قابل سیلان طبقهٔ جدیدی از کامپوزیت‌ها با ویسکوزیتهٔ پایین به بازار آمده و یکی از موارد استفاده آنها در سیستم اتصال

ونیرهای پرسلنی بوده است.(۱۰)، استفاده از این مواد به عنوان مادۀ Luting برای سمان کردن ونیرهای پرسلنی نسبت به سمان‌های رزینی مزایایی را دارد مثل ثبات رنگ، تسهیل عمل تمیزسازی سمان قبل از پلیمره کردن، زمان انجام کار طولانیتر، جلوگیری از احتباس هوا. هدف از این مطالعه مقایسۀ استحکام باند برشی ونیرهای پرسلنی سمان شده با کامپوزیت قابل سیلان Filtek Flow به مینا و سمان رزینی Panavia F2 بوده است.

روش بررسی

این مطالعه به روش تجربی و به صورت کارآزمائی آزمایشگاهی یک سو بی‌خبر با نمونه‌گیری تصادفی ساده انجام شد است. نمونه‌ها به دو گروه الف و ب تقسیم شده و جمع‌آوری دادها از طریق مشاهده و تکمیل پرسشنامه انجام گرفته است. سی عدد دیسک پرسلنی از جنس پرسلن فلدسپات VITAVM$_7$ (VITA Zahn Fabrik, D- 79104 Bad Sackingen Germany) با رنگ A به قطر پنج میلی‌متر و ضخامت دو میلی‌متر مطابق با روش زیر ساخته شد:

ابتدا صفحه‌ای از جنس آلومینیم با ضخامت دو میلی‌متر تهیه شده و سوراخهایی به قطر پنج میلی‌متر در آن تعبیه شد. سپس قالبی از این صفحۀ سوراخدار به وسیله خمیر غلیظ ماده قالب‌گیری از نوع سیلیکون تراکمی (Heavy-bodied putty) تهیه شده و به وسیله گچ دیرگداز (VITA VM$_7$) ریخته شد. سپس طبق دستور کارخانه در کوره پخت پرسلن (VITA Zahn Fabrik, D- 79104 Bad Sackingen Germany, Bad Sackingen) پخته شد.

بعد از جدا کردن دیسک‌های پرسلن از کست دیرگداز، باقیمانده گچ بر روی دیسک‌های پرسلنی به وسیله دستگاه Microsandblaster Europa 9 (Lonigo vicenza Italy) با ذرات آلومینای پنجاه میکرون تحت فشار هوای شصت پوند بر اینچ مربع از فاصله ده سانتی‌متری برداشته شد. سپس دیسک‌های پرسلنی در حمام استون به وسیلۀ دستگاه التراسونیک Vector 55 (Jelenko San Digo USA) تمیز و به وسیله ژل اسید هیدروفلوریک ۱۰٪ (Dentsply Int York, PA, USA) به مدت دو دقیقه اچ شدند و سپس به وسیله آب مقطر شسته شده و با جریان هوای فاقد روغن خشک شدند. سی عدد دندان گاو تازه خارج شده فاقد پوسیدگی و نقایص مینائی و عاجی تهیه و زیر جریان آب کاملاً تمیز شدند سپس در داخل آب مقطر ۳۷ درجه سانتی‌گراد تا زمان استفاده ذخیره شدند. دندانهای آماده شده طوری در داخل رزین آکریلی خود پلیمریزه شونده قرار داده شدند که فقط سطح فشیال آن ظاهر شد. سطح فشیال دندانها به وسیله کاغذ سیلیکون- کارباید دویست، چهارصد و ششصد به طور دستی ساییده شدند تا سطوح مینائی مسطح و پایش شده‌ای به قطر حداقل پنج میلی‌متر به دست آمد (شکل ۱). برای محدود کردن سطح مینای آماده شده قطعه‌ای از نوار چسب که درآن سوراخ گردی به قطر پنج میلی‌متر تعبیه شده بود استفاده گردید. سپس دندانها به صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شدند.

شکل ۱: ایجاد سطح مینائی مسطح و پالیش شده به قطر حداقل پنج میلی‌متر

گروه اول- سمان رزینی (گروه کنترل): آماده‌سازی سطوح چسبنده مینا و پرسلن و نحوۀ سمان کردن طبق دستور کارخانه مطابق مراحل زیر انجام شد:

آماده سازی سطح مینا:

۱- به کار بردن ژل K ETCHANT (Kuraray, Osaka, Japan) (اسید فسفریک ٤٠٪) به مدت ده ثانیه بر سطح مینایی و سپس شستشو و خشک کردن سطح

۲- مخلوط کردن مقدار مساوی از ED PRIMERII A&B و به کار بردن آن بر روی سطح مینائی.
۳- خشک کردن آهستهٔ ED Primer II بعد از سی ثانیه

آماده سازی سطح پرسلن:
مرحله ۱) به کار بردن ژل K ETCHANT (اسید فسفریک ٤٠٪) به مدت ده ثانیه برای تمیز کردن سطح پرسلن
مرحله ۲) مخلوط کردن مقدار مساوی از CLEARFIL SE BOND PRIMER با porcelain bond activator (Silane) و سپس کاربرد آن به سطح پرسلن و در نهایت خشک کردن آن

سمان کردن:
مرحلهٔ ۱- مخلوط کردن مقدار مساوی از خمیرهای A&B در مدت حداقل بیست ثانیه
مرحلهٔ ۲- به کار بردن مخلوط خمیرها مستقیماً بر روی سطح Silane زده شده پرسلن
مرحلهٔ ۳- نشاندن ونیر بر روی دندان و برداشتن سمان اضافی (برای تسهیل برداشتن سمان اضافی، سمان اضافی به مدت ۲-۳ ثانیه به وسیله نور Conventional halogen ، لایت کیور شده و سپس اضافات سمان برداشته شد).
در این مرحله برای نشاندن دیسک‌های پرسلنی بر روی سطح مینایی از وزنه ۷۵ گرمی استفاده گردید.
مرحله ٤- لایت کیور کردن سمان رزینی از چهار جهت انسیزال- سرویکال- مزیال و دیستال، هر کدام به مدت ۱۵ ثانیه به وسیله دستگاه لایت کیور Coltolux 2.5 (Contten Njo 7430 USA) (در کل شصت ثانیه).

گروه دوم- کامپوزیت قابل سیلان: آماده‌سازی سطوح اتصالی مینا و پرسلن و نحوه سمان کردن طبق دستور کارخانه مطابق زیر انجام شد:

آماده‌سازی سطح مینایی:
۱) به کار بردن ژل (EPSE, Seefeld, 3M, USA) Scotchbond™ etchant به مدت سی ثانیه، سپس شستشو با آب مقطر و خشک کردن به وسیله جریان هوای فاقد روغن
۲) به کار بردن لایهٔ نازکی از Single bond adhesive بر روی سطح و استفاده از جریان هوای فاقد روغن برای پخش کردن آن و در نهایت لایت کیور کردن آن به مدت ده ثانیه

آماده‌سازی سطح پرسلن
مرحلهٔ ۱) به کار بردن ژل Scotchbond™ etchant به مدت ۱۵ ثانیه برای تمیز کردن سطح و سپس شستشو و خشک کردن سطح
مرحلهٔ ۲) به کار بردن Rely^x ceramic Primer برای آماده‌سازی سطح و سپس خشک کردن آن
مرحلهٔ ۳) به کار بردن Single bond adhesive بر روی سطح و لایت کیور کردن آن به مدت ده ثانیه

سمان کردن: مقدار کافی از کامپوزیت قابل سیلان Filtek flow از طریق تزریق بر روی سطح اتصالی پرسلن گذاشته شده و سپس مشابه گروه اول دیسک پرسلنی تحت نیروی ثابت ۷۵ گرمی بر روی سطح مینا نشانده شد.
اضافات سمان بدون پلیمزه کردن نسبی اولیه، برداشته شد. برای لایت کیور کردن کامپوزیت، مشابه با گروه اول نور از چهار جهت انسیزال، سرویکال، مزیال و دیستال، به مدت ۱۵ ثانیه در هر جهت، تابانده شد. سپس مجدداً به مدت شصت ثانیه دیگر نور از ورای پرسلن برای لایت کیور کردن کامپوزیت زیرین تابانده شد. پس از تهیه نمونه‌ها، آنها به مدت سی روز در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در آب مقطر نگهداری شدند. سپس پانصد بار تحت سیکل حرارتی در درجه پنج و ۵۵ درجهٔ سانتی‌گراد با Dwell Time، ۲۸ ثانیه‌ای در هر حمام قرار گرفتند. قبل از انجام تست استحکام باند برشی (SBS)، با توجه به امکان وجود اختلافات جزئی در قطر دیسک‌ها و در نتیجه مساحت سطحی آنها قطر دیسک پرسلنی هر نمونه اندازه‌گیری شد. سپس هر نمونه در ماشین تست Zwick (ساخت کشور آلمان) مورد تست SBS قرار گرفت. نیروی برشی وارده به صورت موازی با سطح صاف شده مینائی و نزدیک به منطقه اتصال برای هر نمونه به طور مجزا تنظیم شد. مقدار نیروی برشی حاصله در نقطه شکست هر نمونه بر مساحت دیسک پرسلنی مربوطه تقسیم شده تا SBS در مقیاس مگاپاسکال برای هر نمونه بدست آید. سپس نمونه‌ها زیر، Stereo microscope (Olympus USA) با بزرگنمائی ۵۰X

مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و الگوی شکست برای هر نمونه به صورت ادهزیو، کوهزیو یا Mixed تعیین شد.
داده‌های مربوط به استحکام باند دو گروه ابتدا وارد برنامه آماری SPSS نسخه ۱۲ گردیده و با استفاده از آزمون One Sample Kolmogorov – Smirnov تبعیت داده‌ها از توزیع نرمال بررسی شد. با توجه به مقایسه دو گروه با توزیع نرمال از آزمون t استفاده گردید و P. v < ۰/۰۵ سطح معنی‌دار آماری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

۱۵ نمونه مربوط به گروه Filtek Flow و ۱۵ نمونه Panavia F2 در این مطالعه بررسی و با یکدیگر مقایسه شدند. براساس نتایج مربوطه که در جدول و نمودار ۱ نشان داده شده است میانگین استحکام باند در گروه Filtek Flow برابر ۱۷/۲۵ و در گروه Panavia F2 برابر ۲۶/۴۲ مگاپاسکال بوده است. (جدول ۱).
مقایسه دو گروه که با استفاده از آزمون t انجام شد نشان دهندهٔ تفاوت معنی‌دار آماری بین دو گروه بود. به عبارت دیگر دو سمان Filtek Flow و Panavia F2 استحکام باند متفاوتی از یکدیگر ایجاد کرده بودند (P<۰/۰۰۵).

جدول ۱: شاخصهای توصیفی استحکام باند در دو گروه Filtek Flow و Panavia F2 در مقیاس مگاپاسکال

گروه	تعداد	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
Panavia F2	۱۵	۲۶/۴۲	۸/۲	۱۰/۵	۴۰/۵
Filtek Flow	۱۵	۱۷/۲۵	۸/۱۸	۱/۹	۳۶/۰

در بررسی نوع شکست در نمونه‌های دو گروه براساس آنچه که در جدول ۲ ارائه شده است در گروه Filtek flow، ۱۳ نمونه برابر ۸۶/۷٪ دارای شکستگی ادهزیو (همگی در محل اتصال کامپوزیت – پرسلن)، یک نمونه معادل ۶/۷٪ دارای شکستگی Mix و یک نمونه برابر ۶/۷٪ نیز دارای شکستگی کوهزیو در پرسلن بوده است. همچنین در گروه Panavia F2، دو نمونه برابر ۱۳/۳٪ دارای شکستگی ادهزیو (یک نمونه در محل اتصال کامپوزیت – پرسلن و یک نمونه در محل اتصال کامپوزیت – انامل)، شش نمونه برابر ۴۰٪ دارای شکستگی Mix و هفت نمونه برابر ۴۶/۷٪ دارای شکستگی کوهزیو (همگی در پرسلن) بودند که این نتایج در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲: نوع شکستگی در دو گروه Filtek Flow و Panavia F2

گروه	Adhesive	Mix	Cohesive	کل
Filtek Flow	۱۳ (٪۸۶/۷)	۱ (٪۶/۷)	۱ (٪۶/۷)	۱۵ (٪۱۰۰)
Panavia F2	۲ (٪۱۳/۳)	۶ (٪۴۰)	۷ (٪۴۶/۷)	۱۵ (٪۱۰۰)
کل	۱۵ (٪۵۰)	۷ (٪۲۳/۳)	۸ (٪۲۶/۷)	۳۰ (٪۱۰۰)

بحث

مقدار زیادی از مواد Luting با پایه رزینی برای نشاندن رستوریشن‌های سرامیکی استفاده می‌شود. قدر مسلم اتصال پایدار و قوی بین دندان و رستوریشن‌های سرامیکی برای افزایش طول عمر دندان و رستوریشن ضروری است. (۹)، برای اتصال ونیر پرسلنی معمولاً از کامپوزیت‌های Dual-Cure استفاده می‌شود اما سمان رزینی لایت کیور نیز جهت ایجاد اتصال استفاده شده است. در این مطالعه SBS ونیرهای پرسلنی متصل شده به مینا توسط کامپوزیت قابل سیلان Filtek flow با SBS سمان رزینی Panavia F2 مقایسه شده است. سمان رزینی Panavia F2 به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد زیرا براساس مطالعات متعدد قبلی SBS مناسبی بین پرسلن / سمان رزینی / دندان مشاهده شده است.(۵-۹)، برای انجام آزمونهای آزمایشگاهی استفاده از دندانهای انسانی ارجحیت دارد اما دسترسی به دندانهای انسانی جهت آزمونهای لازم محدود است. مطالعات مختلف نشان داده است که دندانهای گاوی جایگزین مناسبی برای دندانهای انسانی است. براساس مطالعات آزمایشگاهی مشخص شده که SBS حاصل از دندانهای انسانی و گاوی مشابه یکدیگر است.(۱۱-۱۳)، افزون بر این ساختار، مینا و عاج گاوی نیز به ساختار مینا و عاج انسانی شباهت

دارد.(۱۴-۱۵)، از نظر اندازه نیز دندان گاوی جهت انجام آزمونهای SBS مناسبتر است. در این مطالعه گوساله‌های انتخاب شده بین ۲-۳ سال سن داشتند و تمامی از یک نژاد بودند. در این مطالعه برای بررسی SBS از ترکیب پرسلن / مادهٔ Luting رزینی / مینا استفاده شده است. این نوع ترکیب نسبت به ترکیب پرسلن / مادهٔ Luting رزینی و مینا / مادهٔ Luting رزینی شرایط کلینیکی موجود در دهان را بهتر تقلید می‌کند چون لایه نازکی از رزین کامپوزیت بین سطح مینا و پرسلن وجود دارد. Stacy در ۱۹۹۱ در تحقیقی نشان داد که نتایج آزمون SBS ترکیب پرسلن / مادهٔ Luting رزینی/ مینا تفاوت معنی‌داری با ترکیبات پرسلن / مادهٔ Luting رزینی و مینا / مادهٔ Luting رزینی دارد.(۶)، براساس نتیجه‌گیری مطالعهٔ فوق‌الذکر که ناظر بر ارجحیت استفاده از ترکیب پرسلن / مادهٔ Luting رزینی / میناست. در این بررسی نیز این ترکیب مورد استفاده قرار گرفته است. مادهٔ Luting رزینی مورد استفاده برای گروه سمان رزینی Panavia F2 و برای گروه کامپوزیت قابل سیلان، Filtek flow بوده است. مادهٔ Luting، Bonding Agent، Silane و Etchant مورد استفاده برای هر گروه از محصولات کارخانهٔ واحدی تهیه شده است. برای نشاندن دیسک‌های پرسلنی از وزنهٔ ۷۵ گرمی استفاده گردید. این مقدار نیرو برای ایجاد Film thickness، ۲۵ میکرونی در موارد Luting رزینی با ویسکوزیتهٔ کم کافی است.(۱۶)، مقایسه نتایج دو گروه با استفاده از آزمون t نشان دهندهٔ تفاوت معنی‌دار آماری بود. به عبارت دیگر SBS دو سمان Panavia F2 و Filtek flow متفاوت از هم بوده است. نتایج SBS بدست آمده در گروه کنترل مشابه نتایج تحقیقات Shimada در ۲۰۰۵ (۱۷)، Atakan Kalender در ۲۰۰۵ (۱۸) و Albo-Hamar در ۲۰۰۵ (۱۹) است که SBS گزارش شده توسط آنها برای سمان Panavia F2 به عنوان مادهٔ Luting برای اتصال مینا به پرسلن به ترتیب ۳/۱۴ ± ۲۸/۷، ۱/۲ ± ۲۵/۳ و ۳ ± ۲۳/۶ مگاپاسکال بوده است. در مروری بر مقالات فقط یک مقاله یافت شد که به Filtek flow SBS پرداخته بود. نتیجهٔ تحقیق ذکر شده SBS معادل ۷/۷۵ مگاپاسکال را نشان می‌داد که در مقایسه با مطالعه حاضر این رقم کمتر است.(۲۰) نتایج بدست آمده در این مطالعه مغایر با تحقیق Barceleiro و همکارانش (۲۱) بوده به طوری که آنها اختلاف معنی‌داری را در SBS ونیرهای پرسلنی متصل شده با کامپوزیت قابل سیلان و سمان رزینی به مینا یافت نکردند. از آنجایی که مقدار Shear stress در لایه ادهزیو زیرین ونیرهای پرسلنی به عوامل مختلفی مثل زاویه اعمال نیرو، میزان گسترش ونیر، طرح سرویکالی تراش، اکلوژن و مقدار نیروی وارد شده و نظایر اینها بستگی دارد (۲۲) نمی‌توان حداقل SBS مورد نیاز ونیرهای پرسلنی را در کلینیک تعیین کرد و در مرور مقالات مربوطه نیز Cut of point مشخص نشده است. در نتیجه اگرچه تفاوت معنی‌داری در SBS بین دو گروه مشاهده شده ولی عدد بدست آمده در مورد SBS گروه Filtek flow مساوی یا بیشتر از مقدار SBS مطلوب گزارش شده در مورد ونیرهای پرسلنی در مقالات بوده است (۲۱،۲۳،۸،۹-۲۴). موارد زیر به عنوان دلایل اختلاف SBS بین دو گروه قابل طرح است.

۱) پلیمریزه شدن ناکافی Filtek Flow و ادهزیو مورد استفاده در آن: پلیمریزه شدن ناکافی سمان رزینی می‌تواند باعث کاهش خصوصیات مکانیکی آن شود(۲۷). O'keefe و Peass در ۱۹۹۱ نشان دادند که ضخامت ونیرهای پرسلنی دارای اثر نامطلوب زیادی بر عبور انرژی نور از ورای ونیرها دارد و نباید از سمان‌های لایت کیور برای سمان کردن ونیر پرسلنی استفاده کرد.(۲۸) پس می‌توان نتیجه گرفت که اختلاف نظر در مورد پلیمریزه شدن سمان رزینی زیر پرسلن دو میلی‌متر وجود دارد. در تحقیقی که Sensila و همکارانش در ۲۰۰۴ انجام دادند. مشخص شد که کیور همزمان کامپوزیت قابل سیلان با لایه ادهزیو زیرین نتایج نامطلوبی را از نظر سیل (seal) مارجینالی نسبت به کیور جداگانه آنها به دست می‌دهد و دلیل احتمالی این مسئله را جا به جایی مادهٔ ادهزیو و یا عمق ناکافی پلیمریزه شدن این دو لایه، ذکر کردند و پیشنهاد داده‌اند که از کیور همزمان سیستم‌های ادهزیو با کامپوزیت قابل سیلان اجتناب شود.(۲۹)، پیشنهاد می‌شود مطالعه SBS دیگری با استفاده از مواد مشابه ولی با دیسک‌های پرسلنی با ضخامت کمتر یا بیشتر انجام شود تا نشان داده شود که آیا کامپوزیت قابل

سیلان، SBS کمتر یا بیشتری را بدست می‌دهد.

۲) اجزای تشکیل دهندهٔ سیستم اتصال: ترکیب شیمیایی مورد استفاده در سیستم اتصال، تأثیر مهمی در خصوصیات مواد Luting رزینی دارد(۳۰). Kitasoko در ۲۰۰۱ نشان داد که پایداری طولانی مدت اتصال به دندان ممکن است تحت تأثیر نوع سمان رزینی مورد استفاده قرار گیرد. SBS می‌تواند به وسیلهٔ خصوصیات مواد از جمله Elastic modulus تحت تأثیر قرار گیرد(۳۱) و مواد Luting باید Elastic modulus در حد مابین دندان و مواد رستوراتیو داشته باشند(۳۲). خصوصیات مکانیکی Tags رزینی، محتویات Filler و اندازهٔ ذرات و خصوصیات مرطوب کنندگی کامپوزیت Luting ارتباط نزدیکی با یکدیگر دارند (۳۳). به طوری که درصد بالاتر Filler در Panavia F2 و Elastic modulus بالاتر طبق اکثر مقالات استحکام اتصال بالاتری به مینا را ایجاد می‌کند(۳٤). طبق تحقیق Cura و همکارانش در ۲۰۰۳، توان ادهزیو سمان رزینی می‌تواند با نوع سیستم ادهزیو مورد استفاده تحت تأثیر قرار گیرد.(۳۵)، با توجه به اینکه درصد زیادی از شکستها در گروه دوم برابر ۸۷٪ در قسمت محل اتصال سمان / ادهزیو / پرسلن بوده است پیشنهاد می‌شود مطالعهٔ دیگری با استفاده از مواد مشابه برای بررسی بیشتر این ناحیه اتصال به وسیله میکروسکوپ الکترونی به عمل آید.

نتیجه‌گیری

در محدودهٔ این مطالعه استحکام برشی حاصل از Dual cure panavia F2 به طور معنی‌داری بیشتر از لایت کیور Filtek Flow بود.

REFERENCES

1. McLaughlin G. Procelain fused to tooth-A new esthetic and reconstructive modality. Compend Contin Educ Dent. 1984 May;5(5):430-5.
2. Boyer DB, Chalkley Y. Bonding between acrylic laminates and composite resin. J Dent Res. 1982 Mar;61(3):489-92.
3. Hsu CS, Stangel L, Nathanson D. Shear bond strength of resin to etched porcelain. J Dent Res. 1987 Sep; 66(9):1460-5.
4. Calamia JR, Simonsen RJ. Effect of coupling agents on bond strength porcelain [abstract 76]. J Dent Res. 1984 Mar;63:179.
5. Calamia JR. Etched Porcelain veneers: The current state of the art. Quintessence Int. 1985 Jan;16(1):5-12 .
6. Stacey GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. J Prosthet Dent. 1993 Nov; 70(5):395-402.
7. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of composite bonded to etched porcelain. J Dent Res. 1987 Sep; 66(9):1460-5.
8. Troedson M, Derand T. Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. Acta Odontologica Scand. 1998 Oct;56(5):257-62.
9. Kato H, Matsumura, H, Tanaka T, Atsuta M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. J Prosthet Dent. 1996 Feb;75(2):163-8.
10. Behle C. Flowable composites: Properties and applications. Pract Periodont & Aesthet Dent. 1998 Apr;10(3):347, 350-1.
11. Saunder WP. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentin. J Dent. 1988 Oct;16(5):233-8.
12. Muench A, da silva EM, Ballester RY. Influence of different dentinal substrates on the tensile bond strength of three adhesive system. J Adhesive. 2000 Fall;2(3):209-12.

13. Nakamichi I, Iwaku F. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. J Dent Res. 1983 Oct;62(10):1076-81.
14. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998 Nov;114(5):514-9.
15. Schike R, Lisson JA, Bausso, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal Tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. Arch Oral Biol. 2000 May;45(5):355-61.
16. Moon PC, Tabassian MS. Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. Oper Dent. 2002 May-Jun;27(3):248-53.
17. Yshimada N, Tomimatsu. Shear Bond strength of tooth-colored indirect restorations bonded to coronal and Cervical Enamel. Oper Dent. 2005 Jul-Aug;30(4):468-73.
18. Atakan Kalender, Banuonal. Shear bond strengths of three different resin luting cements to bovine teeth. Gen Dent. 2005 Jan-Feb;53(1):38-42.
19. Abo-Hamar SE, Hiller KA. Bond strength of a new universal self adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin Oral Investing. 2005 Sep;9(3):161-7.
20. Tancan UY Sal. Are the flowable composite suitable for orthodontic Bracket Bonding? Angle Orthod. 2004 Oct;74(5):697-702.
21. Barceleiro, Miranda. Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. Oper Dent. 2003 Jul-Aug;28(4):423-8.
22. Michael T. Shear Stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. Acta Odontol Scand. 1998 Oct;56(5):257-62.
23. Calamia JR, Simonsen RJ. Effect of coupling agents on bond strength on etched porcelain [abstract 79.] J Dent Res. 1984 Sep;63:179-182.
24. Lacy AM, Lal uz J, Walanable LG, Dellinges M. Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. J Prosthet Dent. 1988 Sep;60(3):288-91.
25. Cenk Cura, Ahment Sara, Coglu H, Serdar Cotert. Effect of different bonding agent on shear bond strengths of composite- bondedd dorcelain to enamel. J Prosthet. 2003 Apr;89(4):394-9.
26. Della A, Bona SE, Northeast. Shear bond strength of resin bonded ceramic after different try-in procedures. J Dent. 1994 Apr;22(2):103-7.
27. Uctasli S, Hasanreisoglu U, Willson HJ. The attenuation of radiation by porcelain and is effect on polymerization of resin cements. J Oral Rehabil. 1994 Nov;21(6):725.
28. O'Keefe KL, Pease PL, Herrin HK. Variables affecting the spectral transmissions of light through porcelain veneer samples. J Prosthet Dent. 1991 Jul;66(4):434-438.
29. Sensi LG. Flowable composite as "filled Adhesive". J Contemp Dental Prac. 2004 Nov 15;5(4):32-41.
30. Braga RR, Cearsar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J Oral Rehabil. 2002 Mar;29(3):257-62.
31. Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. J Dent. 2001 Feb;29(2):139-44.
32. ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. J Prosthet Dent. 1999 May;81(5):597-609.
33. Ferrari M, Cagidiaco CM, Mason PN. Morphologic aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with five different dentin adhesive systems tested in vivo. J Prosthet Dent. 1994 Apr;71(4):404-8.

34. Hasegawat, Itonk, Koiket, Yukitoniw, Hisamitsa H. Effect of mechanical Properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. Oper Dent. 1999 Nov-Dec;24(6):323-30.
35. Cura C, Saracoglu A, Cotert HS. Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. J Proshet Dent. 2003 Apr;89(4):394-9.