تاثیر کامپوزیت Flowable بر پایداری باند کامپوزیت Packable به عاج به دنبال سیکل‌های حرارتی و مکانیکی

زهرا جابری انصاری*، امیر قاسمی*#، مریم اشرقی، مریم ایروانی****

* دانشیار گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

** متخصص دندانپزشکی ترمیمی

تاریخ ارائه مقاله : ۹۲/۱۰/۲۸ – تاریخ پذیرش : ۹۳/۴/۱۸

Effect of Flowable Composite on Dentinal Bond Strength of Packable Composite Following Thermal and Mechanical Cycling

Zahra Jaberi Ansari*, Amir Ghasemi#, Maryam Ashraghi***, Maryam Iravani*****

** DDS, MSc, Associated Professor, Dept of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.*

*** DDS, MSc, Associated Professor, Dept of Restorative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.*

**** DDS, MSc, Operative Dentist*

Received: 18 January 2014 ; Accepted: 5 July 2014

Introduction: Due to high viscosity, adaptation of packable composite to cavity walls is doubtful. This study investigates the effect of flowable composite liner on the dentinal bond strength of packable composite after thermal and mechanical cycling and its comparison with hybrid composites.

Materials & Methods: In this experimental study, Single Bond was applied on the dentinal surface of 30 third molars. The teeth were randomly divided into three groups: In group I, P60 with Filtek Flow, in Group II, composite P60 alone, and in Group III, composite Z100 were used. After thermocycling, each group was randomly divided into two sub-groups (control and experimental) and only experimental subgroups were tested under load cycling (50 Newton, 100000 load cycles). Microtensile bond strength of all samples was measured and the failure mode was examined with a stereomicroscope. The results were statistically analyzed by Kurskal Wallis, Mann Whitney and Fisher's Exact test.

Results: Before load cycling, the mean bond strength and standard deviation of group 1 was 25.49±2.35, group 2 was 35.63±3.57 and group 3 was 30.61±5.56 MPa, which was statistically significant ($P<0.05$). After load cycling, the mean bond strength and standard deviation of group 1 was 24.37±1.42, group 2 was 31.36±2.63 and group 3 was 26.87±9.16 MPa. The difference was not statistically significant. The difference between control and experimental groups was not statistically significant in any of the materials.

Conclusion: Flowable composite liner was not effective on the bond strength of packable composite to dentin and it was the same as hybrid composite pre and post cycling.

Key words: Tensile strength, composite resin, fatigue.

 # Corresponding Author: amir_gh_th@yahoo.com

J Mash Dent Sch 2014; 38(3): 193-200 .

Archive of SID

چکیده

مقدمه: تطابق کامپوزیت‌های قابل تراکم با دیواره‌های حفره، به علت گرانروی زیاد، مورد تردید است. هدف این مطالعه، بررسی تاثیر کاربرد لاینر کامپوزیتی سیال زیر کامپوزیت قابل تراکم در دوام باند کامپوزیت به عاج به دنبال سیکل‌های حرارتی و مکانیکی و مقایسه آن با کامپوزیت هیبرید بود.

مولف مسؤول، نشانی: تهران، اوین، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه دندانپزشکی ترمیمی، تلفن: ۰۹۱۲۱۰۹۹۱۸۶

E-mail: amir_gh_th@yahoo.com

www.SID.ir

مواد و روش‌ها: در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی روی عاج سطح اکلوزال ۳۰ دندان مولر سوم، باندینگ Single Bond اعمال گردید. دندان‌ها به صورت تصادفی به سه گروه تقسیم شدند: در گروه اول، کامپوزیت P60 با لاینر Filtek Flow، در گروه دوم کامپوزیت P60 به تنهایی و در گروه سوم کامپوزیت Z100 استفاده شد. پس از ترموسایکلینگ هر گروه به طور تصادفی به دو زیرگروه آزمایش و کنترل تقسیم شده و دندان‌های گروه آزمایش تحت ۱۰۰۰۰۰ لود ۵۰ نیوتنی قرار گرفتند. سپس نمونه‌ها با آزمون استحکام باند میکروتنسایل ارزیابی شدند. الگوی شکست با استریومیکروسکوپ بررسی شد. نتایج، توسط Kurskal Wallis، Mann Whitney و Fisher Exact test آنالیز آماری شدند.

یافته‌ها: قبل از لود سایکلینگ، میانگین استحکام باند و انحراف معیار گروه یک ۲/۳۵±۲۵/۴۹، گروه دو ۳/۵۷±۳۵/۶۳ و گروه سه ۵/۵۶±۳۰/۶۱ مگاپاسکال بود که تفاوت معنی‌دار آماری داشتند. بعد از آزمایش، میانگین استحکام باند میکروتنسایل گروه یک ۱/۴۲±۲۴/۳۷ و گروه دو ۲/۶۳±۳۱/۳۶ و گروه سه ۹/۱۶±۲۶/۸۷ مگاپاسکال بود که اختلافشان از نظر آماری معنی‌دار نبود. اختلاف آماری بین دو گروه آزمایش و شاهد نیز در هیچ یک از گروه‌ها معنی‌دار نبود.

نتیجه گیری: قرار دادن کامپوزیت سیال زیر کامپوزیت قابل تراکم باند کامپوزیت-عاج را بهبود نبخشید و همچنین از نظر میزان باند فرقی بین کامپوزیت قابل تراکم و هیبرید قبل و بعد از سیکل‌ها وجود نداشت.

واژه‌های کلیدی: استحکام باند میکروتنسایل، خستگی، کامپوزیت رزین.
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۹۳ دوره ۳۸ / شماره ۳ : ۲۰۰-۱۹۳ .

مقدمه

افزایش توجه به ترمیم‌های رنگ دندان در سال‌های اخیر، باعث گسترش تحقیقات در مورد این مواد، در دندانپزشکی ترمیمی شده است. زیبایی، سازگاری نسجی و خصوصیات کلینیکی مناسب، در موفقیت کلینیکی این مواد ترمیمی موثرند.[۱]

درصد حجمی و توزیع ذرات فیلرکامپوزیت‌های Packable به گونه‌ای است، که خواص فیزیکی و مکانیکی آنها بهبود یافته و کاربرد آنها در نواحی بین دندانی راحت‌تر شده است[۲و۳]، هم چنین انقباض پلیمریزاسیون به حداقل رسیده و درجه پلیمریزاسیون افزایش یافته است. از طرف دیگر افزایش درصد حجمی فیلر، گرانروی کامپوزیت را کاهش داده، که باعث از دست دادن تطابق با دیواره‌های حفره و در نتیجه افزایش ریزنشت و عود پوسیدگی می‌شود.[۳-۵]

کاربرد کامپوزیت‌های Flowable به عنوان لاینر، به علت گرانروی پایین، ضریب کشسانی کم و قابلیت مرطوب کردن بالای دندان توسط محققین توصیه شده است. در حالی که برخی محققین کاربرد لاینر کامپوزیتی Flowable زیر ترمیم‌های کامپوزیت Packable کلاس II را مثبت گزارش کرده‌اند.[۶-۱۱] در مورد تاثیر این مواد در بهبود تطابق ترمیم با دیواره‌های حفره و بهبود میزان باند نتایج ضد و نقیضی وجود دارد.[۱۲-۱۵] از طرف دیگر اطلاعات متعدد و متفاوتی در مورد کاهش باند متعاقب سیکل‌های مکانیکی وحرارتی وجود دارد.[۱۶-۱۹] لذا باتوجه به محدودیت اطلاعات متقن و استفاده روزافزون توام کامپوزیت‌های با ویسکوزیته مختلف و از آنجایی که تاثیرات مخرب خستگی به شکل، اندازه و ترکیب شیمیایی ذرات فیلر بستگی دارد[۲۰] این مطالعه آزمایشگاهی با هدف بررسی تاثیر کاربرد لاینر کامپوزیت سیال زیر کامپوزیت قابل تراکم در دوام باند کامپوزیت به عاج و مقایسه با کامپوزیت هیبرید به دنبال سیکل‌های حرارتی و مکانیکی انجام شد. فرضیات مطالعه افزایش باند کامپوزیت قابل تراکم متعاقب استفاده از لاینر کامپوزیت سیال و باند برابر با کامپوزیت هیبرید بود.

Archive of SID

www.SID.ir

مواد و روش‌ها

در این مطالعه تجربی آزمایشگاهی از ۳۰ دندان مولر سوم سالم انسان بدون پوسیدگی، پرکردگی، شکستگی یا ترک که به دلایل درمانی کشیده شده بودند، استفاده شد. دندان‌ها با برس و پامیس تمیز شدند، و مینای اکلوزال با استفاده از دیسک الماسی (D&G. Germany) زیر جریان آب با سرعت کم برداشته شد. نمونه‌ها با کاغذ سمباده ۱۸۰ grit (Matador-Germany) زیر جریان آب شسته شدند تا باقیمانده مینای اکلوزال برداشته شود. سپس سطح عاجی با کاغذ سمباده ٦۰۰ grit (Matador-Germany) زیر جریان آب به مدت ٦۰ ثانیه پالیش شد، تا در همه نمونه‌ها لایه اسمیر یکسانی ایجاد شود.

سطح عاجی همه نمونه‌ها به مدت ۱۵ ثانیه با اسیدفسفریک ۳۵٪ (3M-USA) اچ شده و سپس ۱۰ ثانیه با جریان آب شسته شد، آب اضافی با گلوله پنبه برداشته شده و باندینگ Single Bond (3M,Products, USA) طبق دستور کارخانه بر روی سطح نمونه‌ها اعمال و لایت کیور (آپادانا تک، ایران) شد. دندان‌ها به طور تصادفی به سه گروه تقسیم شدند:

گروه ۱ : روی سطح آماده شده نمونه‌ها، با استفاده از یک قالب استوانه‌ای فلزی به قطر داخلی ۱ cm و ارتفاع ۱mm کامپوزیت Filtek Flow (3M,Dental Products,USA) به رنگ A3، قرار داده شد و ٤۰ ثانیه لایت کیور شد. سپس قالب استوانه‌ای پلاستیکی به رنگ سیاه با قطر داخلی ۱ cm و ارتفاع ٤ mm روی دندان قرار گرفته و با کامپوزیت Packable، Filtek P60 (3M, Dental Products, USA) به رنگ A3 در ۲ لایه پر شد، هر لایه مطابق دستور سازنده لایت کیور شد. روی لایه دوم، اسلب شیشه‌ای قرار گرفت و سپس نور تابانده شد، به این ترتیب سطحی صاف بدست آمد.

گروه ۲ : روی سطح باند شده نمونه‌ها همان قالب استوانه‌ای پلاستیکی سیاه رنگ قرار گرفت، و به همان ترتیب تنها با کامپوزیت Packable، Filtek P60 رنگ A3 پر شد.

گروه ۳ : استوانه‌های روی سطح آماده شده دندان، به همان شکل نمونه‌های گروه ۲ بوده ولی فقط از کامپوزیت هیبرید Z100 (3M, Dental Products, USA) به رنگ A3 استفاده شد.

نمونه‌های آماده شده به صورت مجزا به مدت ٢٤ ساعت در سرم فیزیولوژی نگهداری شدند. پس از آن، همه نمونه‌ها در دستگاه ترموسایکلینگ (کارخانه وفایی- ایران) تحت ۵۰۰ چرخه حرارتی بین ۵ و ۵۵ درجه سانتیگراد، قرار گرفتند. سپس، هر کدام از گروه‌ها به صورت تصادفی به دو زیرگروه آزمایش و کنترل تقسیم شدند. و دندان‌های گروه آزمایش تحت آزمون لود سایکلینگ قرار گرفتند. برای این آزمایش، دندان‌ها از ۲ میلی متری زیر CEJ، درون آکریلی به شکل مکعب مستطیل و با ابعاد ۱۰×۳×۳ cm مانت شدند. این ابعاد به دلیل سازگاری با دستگاه مقلد جویدن (کارخانه وفایی- ایران) انتخاب شد. هر نمونه در یک اتاقک دستگاه قرار گرفته و توسط فک بالای دستگاه، صدهزار نیروی فشاری ۵۰ نیوتونی با تناوب ۱ هرتز در محیط آبی اتاقک‌ها، به سطح نمونه‌ها وارد شد. سپس نمونه‌ها به شکل راد و به ابعاد ۱×۱×۸. میلیمتر تراش داده شدند تا آماده آزمایش میکروتنسایل شوند و توسط دستگاه Microtensile Tester (Bisco Inc., USA) تحت نیروی کششی ۲۰۰ نیوتن با سرعت ۰/۵mm/min قرار گرفتند. استحکام شکست بر حسب مگاپاسکال ثبت شد.

بعد از آن نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ (Olympus Optical Co. LTD, model SZX-1LLB2000,

Archive of SID

www.SID.ir

Japan) با بزرگنمایی ۲۰ برابراز نظرنوع شکست از محل عاج بررسی شدند. شکست در حدفاصل کامپوزیت-عاج ادهزیو، در داخل کامپوزیت کوهزیو و در هر دو مخلوط نامیده شد

یافته‌ها

قبل از لود سایکلینگ، میانگین استحکام باند میکروتنسایل گروه یک ۲/۳۵±۲۵/۴۹ و گروه دو ۳/۵۷±۳۵/۶۳ و گروه سه و ۵/۵۶±۳۰/۶۱ مگاپاسکال بود (جدول ۱).

جدول ۱ : میانگین و انحراف معیار استحکام باند بر حسب مگاپاسکال در گروه‌های آزمایش وکنترل

گروه‌ها	آزمایش انحراف معیار±میانگین	کنترل انحراف معیار±میانگین
Filtek flow+p60	۲۴/۳۷ ± ۱/۴۲	۲۵/۴۹ ± ۲/۳۵
P60	۳۱/۳۶ ± ۲/۶۳	۳۵/۶۳± ۳/۵۷
Z100	۲۶/۸۷ ± ۹/۱۶	۳۰/۶۱± ۵/۵۶

با آزمون Kolmogorov–Smirnov فرض نرمال بودن داده‌ها تایید کردید اما آزمون Levene نشان داد که واریانس‌ها با هم برابر نیستند لذا با توجه به عدم برقراری شرایط استفاده ANOVA از آزمون Kruskal-Wallis استفاده گردید که تفاوت معنی‌دار آماری را نشان داد. از آن جایی که این آزمون در سه گروه اول قبل از اعمال سیکل‌ها اختلاف را نشان داد به منظور مقایسه دوبه دو از Mann-Whitney استفاده شد که حاکی از بالاتر بودن باند در P60 نسبت به filtek flow+P60 بود ($P<۰/۰۵$) و دو گروه دیگر اختلاف معنی‌دار آماری نداشتند.

بعد از اعمال سیکل‌ها میانگین استحکام باند میکروتنسایل گروه یک ۱/۴۲±۲۴/۳۷، گروه دو ۲/۶۳±۳۱/۳۶ و گروه سه ۹/۱۶±۲۶/۸۷ مگاپاسکال بود که اختلافشان از نظر آماری معنی‌دار نبود. اختلاف آماری بین دو گروه آزمایش و شاهد نیز در هیچ یک از گروه‌ها معنی‌دار نبود.

در تمام آزمون‌های اماری جهت اعلام معنی‌داری ($P<۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

توزیع موقعیت شکست مواد مختلف در گروه کنترل و آزمایش در جدول‌های ۲ و ۳ نشان داده شده است. آزمون دقیق Fisher نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین الگوی شکست گروه‌های مختلف وجود ندارد.

جدول ۲ : توزیع موقعیت شکست در گروه کنترل

گروه	ادهزیو تعداد(درصد)	کوهزیو تعداد(درصد)	مخلوط تعداد(درصد)
۱	۱۷(۶۸/۰)	۰ (۰/۰)	۸ (۳۲/۰)
۲	۱۵ (۶۰/۰)	۵ (۲۰/۰)	۵ (۲۰/۰)
۳	۱۴ (۵۶/۰)	۸ (۳۲/۰)	۳ (۱۲/۰)

جدول ۳ : توزیع موقعیت شکست در گروه آزمایش

گروه	ادهزیو تعداد(درصد)	کوهزیو تعداد(درصد)	مخلوط تعداد(درصد)
۱	۸ (۳۲/۰)	۹ (۳۶/۰)	۸ (۳۲/۰)
۲	۱۴ (۵۶/۰)	۵ (۲۰/۰)	۶ (۲۴/۰)
۳	۱۴ (۵۶/۰)	۸ (۳۲/۰)	۳ (۱۲/۰)

Archive of SID

www.SID.ir

بحث

نتایج مطالعه حاضر، نشان داد که قبل از آزمایش لود سایکلینگ، میانگین استحکام باند ترمیم کامپوزیتی P60 بیشتر از P60 همراه با لاینر سیال بود گرچه این افزایش در مورد Z100 معنی‌دار نبود. این نتایج می‌تواند ناشی از خصوصیت فیزیکی و مکانیکی این کامپوزیت‌ها باشد. مطالعات مختلفی نشان داده اند که استحکام باند ترمیم کامپوزیتی به دندان، به خصوصیات مکانیکی ماده کامپوزیتی، از قبیل، استحکام کششی، استحکام خمشی و ضریب کشسانی ارتباط مستقیم دارد.[۲۱-۲۴] از طرفی تحقیقات مختلفی نیز، ارتباط بین حجم و اندازه ذرات فیلر، و نحوه توزیع آنها با خصوصیات مکانیکی کامپوزیت‌ها را نشان داده اند.[۱۰و۲۵و۲۶] از طرف دیگر، علیرغم پیشرفت‌های قابل توجه در مواد ترمیمی با بیس رزینی، استرس ناشی از انقباض پلیمریزاسیون، به صورت یک عیب عمده باقی مانده است؛ این استرس بر سطح تماس دندان/ترمیم اعمال شده و به خصوص در گروه توام با Flowable با میزان انقباض بیشتر باعث خدشه بیشتر در میزان باند می‌شود.[۲۷]

طبق داده‌های کارخانه 3M، کامپوزیت Z100، ۶۵٪ حجمی و کامپوزیت P60، ۶۱٪ حجمی فیلر دارد. اندازه ذرات آنها بین ۰/۰۱ و ۳/۵ میکرون و متوسط ۰/۶ میکرون می‌باشد. اما نحوه توزیع ذرات در این دو کامپوزیت متفاوت بوده و بدین ترتیب کامپوزیت P60 دارای تعداد ذرات بیشتری نسبت به Z100 می‌باشد این افزایش تعداد ذرات در P60 سطوح تماس ماتریکس و فیلر را افزایش می‌دهد که این امر در تئوری باعث بهبود استحکام می‌شود.

بر اساس همین داده‌ها، اگرچه خصوصیات مکانیکی این دو کامپوزیت در مواردی با هم اختلاف دارد، ولی این تفاوت‌ها سبب اختلاف آماری معنی‌دار در باند نشده است. به علاوه در ماتریکس کامپوزیت P60، به جای مونومر TEGDMA که در کامپوزیت Z100 و Filtek Flow وجود دارد و منومری با وزن مولکولی پایین است، ترکیبی از UDMA و Bis-EMA به کار رفته است. هر دوی این مونومرها دارای وزن مولکولی بالاتر و در نتیجه تعداد باندهای دوگانه کمتری در واحد وزن، نسبت به مونومر TEGDMA هستند. این حالت باعث می‌شود که میزان انقباض حجمی کامپوزیت P60 حدود ۷۵٪ انقباض Z100 باشد. مجموعه عوامل ذکرشده می‌تواند در استحکام باند بالاتر کامپوزیت P60 در مقابل Z100 دخیل باشد.

میزان استحکام باند پایین‌تر در گروه P60+Filtek flow در مقایسه با دو گروه دیگر با علم به درصد حجمی کمتر فیلر (۴۷٪) در کامپوزیت Flowable، خصوصیات مکانیکی ضعیف‌تر آن، و انقباض زیاد حین پلیمریزه شدن، که حدود ٤ برابر کامپوزیت P60 است، قابل توجیه می‌باشد. هرچند، در گروه کنترل تفاوت استحکام باند این گروه با استحکام باند کامپوزیت Z100 از نظر آماری معنی‌دار نیست. این نتیجه در توافق با نتایج مطالعه Hasegawa و همکاران[۲۱] و Cadenaro و همکاران[۲۷] می‌باشد.

پس از انجام آزمایش لودسایکلینگ، با وجود کاهش استحکام باند در هر سه گروه، اختلاف معنی‌دار آماری بین دو زیر گروه آزمایش و کنترل دیده نشد. این نتیجه با نتیجه مطالعه Bedran-De-Castro و همکاران[۲۸] همخوانی دارد؛ طبق پژوهش وی، کاربرد نیروهای مکانیکی تکرار شونده به تنهایی تاثیر قابل توجهی در کاهش استحکام باند ندارد. به هر حال، در تضاد با این یافته، Staninec و همکاران[۲۹] در مورد خستگی (Fatigue) عاج-کامپوزیت با روش خمش چهار نقطه‌ای این طور بیان کرد که

Archive of SID

www.SID.ir

خستگی، مکانیسمی مهم در تجزیه باند عاج-کامپوزیت می‌باشد؛ به علاوه، Belli در سال ۲۰۱۰ با مطالعه سطح تماس ادهزیو-عاج، تحت بارگذاری دوره‌ای از نوع کششی و خمشی، کاهش قابل توجهی در حد خستگی دو نوع سیستم باندینگ گزارش کرد.[۳۰]

علت دیگر عدم وجود تفاوت آماری بین گروه آزمایش و کنترل در هر ماده می‌تواند تعداد نیروهای خستگی مورد استفاده در این مطالعه باشد، که طبق تحقیقات انجام شده، حدود یک دهم نیروهای سالیانه وارده بر یک ترمیم در محیط دهان است.[۱۶]

در پژوهش انجام شده، کاهش در میزان استحکام باند بعد از آزمایش، در گروه P60+Filtek flow، کمتر از دو گروه دیگر بود. این نتیجه می‌تواند با خاصیت شکست چغرمگی در ارتباط باشد، که به صورت مقاومت مواد در برابر پیشرفت ترک توصیف می‌شود.[۲۰]

طبق نتایج مطالعات Esteben و همکاران[۳۱] و Bonilla و همکاران[۳۲] با افزایش حجم فیلر، میزان Fracture toughness کاهش می‌یابد. بر این اساس، Knobloch و Bonilla اظهار کردند که Fracture toughness کامپوزیت‌های Flowable از Packable بیشتر است و کامپوزیت‌های هیبرید کمترین میزان Fracture toughness را دارند.[۳۲و۱۷]

تافنس بالای کامپوزیت‌های Flowable، بیانگر توانایی آنها در جذب بالای انرژی و به تاخیر انداختن شکست در ناحیه اینترفاز، هنگام وارد شدن نیروهای تکرار شونده است.[۳۲] این واقعیت به علاوه ضریب کشسانی پایین کامپوزیت‌های Flowable و در نتیجه قابلیت تغییر شکل پلاستیک آنها، میزان کمتر کاهش در استحکام باند در گروه P60+Filtek flow را نسبت به گروه‌های دیگر توجیه می‌کند. اگرچه این نتیجه در تضاد با نتایج مطالعه Drummond و همکاران[۱۸] در مورد رفتار خستگی کامپوزیت‌های دندانی می‌باشد؛ که در آن مطالعه بیان شد، کامپوزیت‌های با درصد وزنی فیلر بالاتر مقاومت به سیکل خستگی بیشتری نسبت به کامپوزیت‌های با درصد وزنی فیلر پایین‌تر دارند.

در گروه آزمایش اختلاف معنی‌دار آماری بین سه ماده وجود نداشت؛ که به علت کاهش نامساوی در مقادیر استحکام باند سه ماده بود.

در بررسی موقعیت شکست نمونه‌ها، بین سه ماده در گروه آزمایش و سه ماده در گروه کنترل اختلاف معنی‌دار آماری وجود نداشت.

در گروه P60+Filtek flow از نظر توزیع موقعیت شکست قبل و بعد از آزمایش، تفاوت معنی‌دار نبود؛ اگرچه در این گروه قبل از آزمایش، ۶۸/۸٪ شکست‌ها به صورت ادهزیو بود و شکست کوهزیوی مشاهده نشد، پس از تست لود سیکل، ۴۶/۷٪ موارد، شکست‌ها به صورت کوهزیو بودند و فقط ۳۳/۳٪ موارد ادهزیو بود. تغییر موقعیت شکست از ادهزیو به کوهزیو بعد از آزمایش لود سیکل را می‌توان به تفاوت در ضریب کشسانی کامپوزیت Flowable و Packable و در نتیجه تفاوت در میزان خمش این دو ماده در برابر نیروهای فشاری، نسبت داد.[۱۸]

نتیجه گیری

با شرایط مطالعه حاضر، به نظر می‌رسد که قرار دادن کامپوزیت Flowable زیر کامپوزیت Packable درمیزان باند به عاج بعداز سیکل‌های ترمومکانیکال تاثیر ندارد و از این نظر فرقی بین کامپوزیت قابل تراکم و هیبرید قبل و بعد از سیکل‌ها موجود نباشد.

تشکر و قدردانی

این مطالعه در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم

Archive of SID

www.SID.ir

پزشکی شهید بهشتی انجام گرفته است و بدین وسیله از اساتید و پرسنل بخش ترمیمی تشکر می‌گردد.

منابع

1. Gomec Y, Dorter C, Dabanaglu A, Koray F. Effect of resin based material combination on the compressive and the flexural strength. J Oral Rehab 2005; 32(2): 122-7.
2. Opdam N, Robert Y, Peters T, Burgersdij KR, Kuijs R. Consistency of resin composites for posterior use. Dent Mater 1996; 12(6): 350-4.
3. Deborah SC, Katherine MM, Mcgeregor BS, Marcos AV. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: A comparison. J Am Dent Assoc 2000; 131(11): 1670-5.
4. Leinfelder KF, Prasad A. A new condensable composite for the restoration of posterior teeth. Dent Today 1998; 17(2): 112-6.
5. Pamir T, Torkon M. Factor's affecting microleakage of a packable resin composite: An *in vitro* study. Oper Dent 2005; 30(3): 338-45.
6. Tung FF, Hsieh WW, Estefan D. *In vitro* microleakage study of a condensable and flowable composite resin. General Dentistry 2000; 48(6): 711-5.
7. Peris AR, Duarte SJR, De Anderade MF. Evaluation of marginal microleakage in class II cavities: Effect of microhybrid, flowable, and compactable resins. Quintessence Int 2005; 34(2): 93-8.
8. Ferdianakis K. Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. J Clin Pediatr Dent 1998; 22(3): 221-9.
9. Unlun N, Krakaya S, Ozer F, Say EC. Reducing microleakage in composite resin restorations: An *in vitro* study. Eur J Prosthodont Restor Dent 2003; 11(4): 171-5.
10. Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and voids in class II composite restorations. Oper Dent 2004; 29(6): 713-9.
11. Attar N, Tam LE, Mc Comb D. Flow, strength, stiffness and radio opacity of flowable resin composites. J Can Dent Assoc 2003; 69(8): 516-21.
12. Estefan D, Estefan A, Leinfelder K. Cavity wall adaptation of resin based composites. Am J Dent 2003; 31(4): 231-9.
13. Haak R, Wicht M, Noack M. Marginal and internal adaptation of extended class I restorations lined with flowable composites. J Dent 2003; 31(4): 240-9.
14. Fabianelly A, Gorracci C, Ferrari M. Sealing ability of packable resin composite in class II restorations. J Adhes Dent 2003; 5(3): 217-23.
15. Ozgunalty G, Gorucu J. Fracture resistance of class II packable composite restorations with and without flowable liners. J Oral Rehab 2005; 32(2): 111-5.
16. Roberson TM, Heyman H, Swift EJ. Art and Science of Operative Dentistry. 6th ed. Mosby Co; 2010. P. 132.
17. Bonilla ED. Mardissian G, Caputo AA. Fracture toughness of posterior resin composites. Quintessence Int 2001; 32(3): 206-10.
18. Drummond JL, Lin L, Al-Turki LA, Hurley RK. Fatigue behaviour of dental composite materials. J Dent 2009; 37(5): 321-30.
19. Bayne SC, Thampson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson MA. Characterization of first-generation of flowable composites. J Am Dent Assoc 1998; 129(5): 567-77.
20. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials.13th ed. St. Louis: Mosby Co;. 2012. P. 175-82.
21. Hasegava T, Itoh K, Koike T, Yukitani W, Hisamitsu H, Wakum TS, et al. Effects of mechanical properties resin composites on the efficacy of the dentin bonding systems. Oper Dent 1999; 24(6): 323-30.
22. Zidan O, Asmussen E, Jorgensen KD. Correlation between tensile and bond strength of composite resins. Scand J Dent Res 1980; 88(4): 348-53.
23. Bayer DB, Chalkey Y, Chan KC. Correlation between strength of bonding to enamel and mechanical properties of dental composites. J Biomed Mater Res 1982; 16(6): 775-83.
24. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentin. J Dent 1991; 19(5): 301-3.
25. Manhart Y, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cure packable composite resins. Dent Mater 2000; 16(1): 33-40.

Archive of SID

www.SID.ir

26. Jain P, Belcher M. Microleakage of class II resin-based composite restorations with flowable composite in the proximal box. Am J Dent 2000; 13(5): 235-8.
27. Cadenaroa M, Marchesia G, Antoniollia F, Davidsonb C, Dorigoa EDS, Breschia L. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. Dent Mater 2009; 25(5): 649-54.
28. Bedran-de-Castro AKB,Pereira PNR,Thompson JY. Influence of load cycling and tubule orientation on ultimate tensile strength of dentin. J Adhes Dent 2004; 6(3): 191-4.
29. Stanineca M, Kimb P, Marshalla GW, Ritchiec RO, Marshalla SJ. Fatigue of dentin-composite interfaces with four-point bend. Dent Mater 2008; 24(6): 799-803.
30. Belli R, Baratieri LN, Braem M, Petschelt A, Lohbauer U. Tensile and bending fatigue of the adhesive interface to dentin. Dent Mater 2010; 26(12): 1157-65.
31. Esteban DB, Manhart Y, Angelo AC. Fracture toughness of nine flowable composites. J Prosthet Dent 2003; 89(3): 261-7.
32. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Berlin JS, Clelland N. Fracture toughness of packable and conventional composite materials. J Prosthet Dent 2000; 88(3): 307-13.

Archive of SID

www.SID.ir