بررسی استحکام برشی پیوند یک کامپازیت خود باند شونده جدید به عاج دندان

دکتر فرخ آصف زاده*، دکتر محسن مرآتی#**

* استادیار گروه ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد تهران

** دستیار تخصصی گروه ارتودانتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

تاریخ ارائه مقاله : ۸۷/۹/۲۵ - تاریخ پذیرش : ۸۷/۱۱/۳۰

Evaluation of Shear Bond Strength of a New Self-Adhesive Composite to Dentin

Farrokh Asefzadeh*, Mohsen Merati#**

** Assistant Professor, Dept of Restorative Dentistry, Shahed University, Tehran, Iran.*

*** Postgraduate Student, Dept of Orthodontics, Dental School, Mashhad University of Medical Science, Mashhad, Iran.*

Received: 15 December 2008; Accepted: 18 February 2009

Introduction: Today, much of the researches and innovations in dental materials are focused on simplification of the bonding procedures.The aim of this study was to assess the shear bond strength(SBS) of a new self-adhesive flowable composite(Class V Embrace Wetbond, Pulpdent, Watertown, USA) to dentin.

Materials & Methods: In this in vitro experimental study, 40 intact human third molars were selected and randomly divided into 4 groups of 10 teeth. Group I(Control group): After etching and application of Excite Bond(Ex), Tetric Flow(TF) composite was injected into the plastic ring over the prepared dentin surface and light cured(Etch/Ex/TF).Group II:After etching and application of Ex, Embrace Wetbond(EW) composite was injected into the plastic ring and light cured(Etch/Ex/EW).Group III:After etching, EW was injected into the plastic ring and light cured(Etch/EW). Group IV:EW was injected into the plastic ring and light cured according to manufacturer's instruction (EW).The data were analysed by ANOVA and Scheffe tests.

Results: The mean SBS and Standard deviations for groups I,II,III,IV were 13.38±0.82,9.99±1.30,2.42±0.58 and 3.08±0.85 MPa respectively.Statistical analysis revealed that:1.The mean SBS of EW composite in groups II,III,IV was significantly lower than groups I($P<0.05$).2.The mean SBS of EW composite in group III and IV was significantly lower than group II($P<0.05$).3.The mean SBS of groups III,IV were not significantly different($P>0.05$).

Conclusion: Bond strength of EW composite without application of bonding agents was much lower than TF composite combined with Ex bond.Application of EW composite over the total etch adhesive improved SBS.Application of EW composite over the etched dentin did not improve SBS.

Key words: Shear bond strength, self-adhesive composite, flowable composite.

 # Corresponding Author: mohsenmerati@gmail.com

J Mash Dent Sch 2009; 33(1): 1-8.

چکیده

مقدمه: امروزه بسیاری از تحقیقات و تحولات در زمینه مواد دندانی بر روی ساده سازی مراحل باندینگ متمرکز شده است. هدف از این مطالعه بررسی استحکام برشی پیوند یک کامپازیت خود باند شونده و قابل سیلان جدید (Class V Embrace Embrace Wetbond,Pulpdent,Watertown,USA) به عاج دندان بود.

مواد و روش ها: در این تحقیق تجربی – آزمایشگاهی، ۴۰ دندان مولر سوم سالم انسان انتخاب شده و به طور تصادفی در چهار گروه ۱۰ تایی تقسیم‌بندی شدند. در گروه اول (گروه کنترل) اچینگ و اعمال باندینگ Excite (Ex)، کامپازیت Tetric Flow (TF) به داخل استوانه های پلاستیکی قرار گرفته بر روی سطح آماده شده عاج، تزریق شده و کیور گردید (Etch/Ex/TF). در گروه دوم بعد از اچینگ و اعمال باندینگ (Ex)، کامپازیت (EW) Embrace Wetbond به داخل استوانه های پلاستیکی تزریق شده و کیور گردید (Etch/Ex/EW). در گروه سوم اچینگ، کامپازیت EW به داخل استوانه‌های پلاستیکی تزریق شده و کیور گردید (Etch/EW). در گروه چهارم کامپازیت EW به داخل استوانه های پلاستیکی تزریق شد و کیور گردید (در این گروه مطابق با دستور کمپانی سازنده عمل شد) (EW). نتایج با آزمونهای آماری ANOVA و Scheffe مورد آنالیز قرار گرفتند.

یافته ها: میانگین استحکام برشی پیوند و انحراف معیار (داخل پرانتزها) برای گروه های اول، دوم، سوم و چهارم به ترتیب (۰/۸۲) ۱۳/۳۸، (۱/۳۰) ۹/۹۹، (۰/۵۸) ۲/۴۲، (۰/۸۵) ۳/۰۸ مگاپاسکال بود. آنالیز آماری نشان داد که میانگین استحکام برشی پیوند کامپازیت EW در گروه های دوم، سوم و چهارم به طور معنی داری کمتر از گروه اول بود ($P<۰/۰۵$). میانگین استحکام برشی پیوند کامپازیت EW در گروه‌های سوم و چهارم به طور معنی‌داری کمتر از گروه های اول و دوم بود ($P<۰/۰۵$). میانگین استحکام برشی پیوند در گروه سوم و چهارم تفاوت آماری معنی داری با هم نداشت.

مولف مسؤول، آدرس : مشهد، فلکه پارک، دانشکده دندانپزشکی، گروه ارتودانتیکس تلفن: ۱۵- ۸۸۲۹۵۰۱-۰۵۱۱

E-mail: mohsenmerati@gmail.com

نتیجه گیری: استحکام برشی پیوند کامپازیت EW بدون اعمال عوامل باندینگ عاجی بسیار پایین تر از کامپازیت TF به همراه باندینگ Ex می باشد. اعمال کامپازیت EW بر روی عوامل چسباننده تمام اچ، استحکام برشی پیوند این کامپازیت را افزایش می دهد. اعمال کامپازیت EW بر روی عاج اچ شده، استحکام برشی پیوند این کامپازیت را افزایش نمی دهد.

واژه های کلیدی: استحکام برشی پیوند، کامپازیت خود باند شونده، کامپازیت قابل سیلان.
مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۳۸۸ دوره ۳۳ / شماره ۱ : ۸-۱.

مقدمه

از زمانی که Buonocore[۱] در سال ۱۹۵۵ اسید را بر سطح دندان اعمال کرد تا امروز تحولات بسیاری در زمینه Adhesive Dentistry رخ داده است. به طوری که امروز را می‌توان دوران تکامل این زمینه از علم دانست.

هر روز مواد چسباننده جدیدی به بازار عرضه می شود که هدف آن بهبود پیوند و کاهش تعداد مراحل آماده سازی دندان است؛ زیرا کلینیسین ها ترجیح می دهند از موادی استفاده کنند که کار کردن با آن ها راحتتر (User-friendly) بوده و به زمان کمتری نیاز داشته باشد.[۲] ترکیب پرایمر و باندینگ در سیستم های سه مرحله ای تمام اچ و تولید چسباننده های تک بطری تمام اچ و بعد از آن تولید چسبانندهای سلف اچ با همین هدف صورت گرفت.

جدیدترین ابداع در زمینه سادهسازی سیستم های چسباننده، تولید کامپازیت های خود باندشونده است و کامپازیت خود باندشونده Class V Embrace Wetbond (Pulpdent, Watertown, USA) اولین کامپازیت ارائه شده جهت ترمیم دندان در این دسته از مواد است. که با هدف کاهش تعداد مراحل آماده سازی سطح دندان و راحتتر بودن استفاده توسط دندانپزشک به بازار عرضه گردید.[۳] متأسفانه تاکنون هیچ مطالعه منتشرشده ای در مورد این ماده و مواد مشابه وجود ندارد. بنابراین این پژوهش با هدف آزمودن استحکام پیوند این کامپازیت با عاج دندان و مقایسه کفایت چسبندگی آن با سیستم مرسوم تمام اچ و باندینگ نسل پنجم Excite (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) به همراه کامپازیت Tetric Flow (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) طراحی شد تا بتواند زمینه ای را برای انجام تحقیقات بیشتر بر روی این مواد فراهم نموده و راهنمایی برای استفاده دندانپزشکان از این مواد باشد؛ چرا که استحکام پیوند یک کامپازیت خاص یکی از فاکتورهای اساسی در پذیرش کامپازیت و استفاده بالینی از آن بوده و آزمون سنجش استحکام برشی پیوند وسیلهای عالی برای غربالگری مواد جدید موجود در بازار و مقایسه کفایت پیوند سیستم های مختلف باندینگ می باشد.[٤] همچنین در این مطالعه تأثیر اچ کردن عاج به تنهایی و اچ کردن به همراه اعمال باندینگ عاجی را بر استحکام برشی پیوند کامپازیت فوق مورد بررسی قرار خواهیم داد.

این کامپازیت محصول کمپانی Pulp Dent در ایالات متحده آمریکا می باشد. با توجه به توضیحات موجود در کاتالوگ این محصول، طرز استفاده از این ماده در حفرات کلاس V بدین صورت است که توصیه شده که از فرم گیردار برای حفره استفاده شود. پس از ایزولاسیون و شستشو، رطوبت اضافی سطح با گلوله های پنبه گرفته شود. مینا و سمنتوم با ژل اسید فسفریک ۳۸٪ به مدت ۱۵ ثانیه اچ شود یا اینکه میکروابرید گردد. سپس حفره به خوبی شسته شود. نیازی به اچ عاج و اعمال باندینگ نمی باشد. هرچند که کنتراندیکاسیونی هم برای آن وجود ندارد. اگر از باندینگ عاجی استفاده می شود توصیه شده که تنها محدود به کف ناحیه ترمیم باشد. سطح را به آرامی خشک نموده و اضافات آب موجود در حفره با گلوله پنبه گرفته می شود. جهت ایجاد پیوند مناسب، سطح دندان باید اندکی مرطوب باشد. رطوبت بیش از حد نیز استحکام اتصال را کاهش می دهد. کامپازیت در داخل حفره تزریق می شود و مدت زمان کیورینگ با دستگاه های با برون ده حداقل ۳۰۰ میلی وات بر سانتی متر مربع، ۲۰ ثانیه می باشد که برای دستگاه های با توان بالاتر می‌تواند کوتاهتر از ۲۰ ثانیه هم باشد. ترکیبات این ماده در جدول ۱ آمده است.[۳]

مواد و روش ها

در این مطالعه تجربی – آزمایشگاهی ٤٠ دندان مولر سوم

انسان که فاقد هر گونه ترک، پوسیدگی، شکستگی و ترمیم بودند و از افراد ۱۸ تا ۲۵ ساله به دست آمدند و در طول مدت یک ماه قبل از انجام آزمون سنجش استحکام پیوند، کشیده شده بودند، بعد از پاکسازی از دبری‌ها، در آب معمولی و در دمای اتاق (۲۳ درجه سانتی‌گراد) جمع آوری شدند. نمونه ها به طور تصادفی در چهار گروه ۱۰ تایی (گروه‌های اول، دوم، سوم و چهارم) تقسیم بندی شدند. مینای سطح باکال تمامی دندان های مورد آزمایش به طور کامل به وسیله فرز الماسی سیلندریک 837-016 (Swhite, USA) و تحت خنک کننده آب، با زاویه ای موازی با محور طولی دندان برداشته شد. سپس سطح عاجی با توالی کاغذهای ساینده سیلیکون کارباید (Matador, Germany) با درجه ساینده‌گی grit ۲۴۰، ۴۰۰ و ۶۰۰ و در زیر خنک کننده آب به منظور ایجاد یک سطح صاف، پرداخت گردید.[۲و۵و۶و۷] بر روی سطح پرداخت شده تمامی دندان ها استوانه شفاف پلاستیکی به قطر داخلی ۳/۳۵ میلی متر و طول ۲ میلی متر، عمود بر سطح صاف شده عاجیِ باکال دندان، قرار داده شد و با موم چسب از سمت خارجی ثابت شد. مدت زمان اچینگ، خشک کردن، کیورینگ لایه باندینگ و کیورینگ کامپازیت به ترتیب ۱۵ ، ۵ ، ۲۰ و ۴۰ ثانیه در نظر گرفته شد که مطابق با دستور کمپانی سازنده وسایل بود.[۳و۸]

در گروه اول، پس از ۲۰ ثانیه شستشو، سطح به آرامی به وسیله جریان هوا به مدت ۵ ثانیه خشک شد و سپس به مدت ۱۵ ثانیه با ژل اسید فسفریک ۳۷٪ اچ و بعد از ۲۰ ثانیه شستشو و ۵ ثانیه خشک کردن با جریان هوا، با لایه نازکی از باندینگ Excite (Ex) آغشته شد. لایه باندینگ به وسیله جریان ملایم هوا، نازک شده و به مدت ۲۰ ثانیه، کیور شد. پس از آن استوانه شفاف پلاستیکی با کامپازیت قابل جریان (TF) Tetric Flow پر شده و به مدت ۴۰ ثانیه، کیور گردید. مراحل کاری و مواد استفاده شده در این گروه از این پس به اختصار به صورت (Etch/Ex/TF) نمایش داده می شود.

در گروه دوم، پس از ۲۰ ثانیه شستشو، سطح به آرامی به وسیله جریان هوا به مدت ۵ ثانیه خشک گردید و سپس به مدت ۱۵ ثانیه با ژل اسید فسفریک ۳۷٪ (EW) اچ و بعد از ۲۰ ثانیه شستشو و ۵ ثانیه خشک کردن با جریان هوا، با لایه نازکی از باندینگ Excite آغشته شد. لایه باندینگ به وسیله جریان ملایم هوا، نازک گردید و به مدت ۲۰ ثانیه، کیور شد. پس از آن استوانه شفاف پلاستیکی با کامپازیت قابل جریان Embrace Wetbond (EW) پر شده و به مدت ۴۰ ثانیه، کیور شد. مراحل کاری و مواد استفاده شده در این گروه از این پس به اختصار به صورت (Etch/Ex/EW) نمایش داده می‌شود.

در گروه سوم، پس از ۲۰ ثانیه شستشو، سطح به آرامی به وسیله جریان هوا به مدت ۵ ثانیه خشک گردید، سپس به مدت ۱۵ ثانیه با ژل اسید فسفریک ۳۷٪ اچ و بعد از ۲۰ ثانیه شستشو، رطوبت اضافی سطح به وسیله گلوله پنبه گرفته شد. کامپازیت قابل جریان Embrace Wetbond در داخل استوانه تزریق شد و بعد از ۳۰ ثانیه، به مدت ۴۰ ثانیه، کیور گردید. مراحل کاری و مواد استفاده شده در این گروه از این پس به اختصار به صورت (Etch /EW) نمایش داده می‌شود.

در گروه چهارم، مطابق دستور کارخانه برای استفاده از این کامپازیت عمل شد. پس از ۲۰ ثانیه شستشو، رطوبت اضافی سطح به وسیله گلوله پنبه، گرفته شد. کامپازیت قابل جریان Embrace Wetbond در داخل استوانه تزریق شد و بعد از ۳۰ ثانیه، به مدت ۴۰ ثانیه، کیور گردید. مراحل کاری و مواد استفاده شده در این گروه از این پس به اختصار به صورت (EW) نمایش داده می شود.

مواد به کار رفته در این مطالعه، ترکیبات آن ها و کمپانی سازنده در جدول ۱ آمده است.

تمامی فرایند نوردهی با دستگاه لایت کیور Coltolux®75 (Coltene/Whaledent) با توان معادل ۷۰۰ میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع صورت گرفت. توان خروجی دستگاه لایت‌کیور در تمام طول پروسه آماده سازی نمونه ها، به صورت مرتب با لایت متر (APOZA, China) چک گردید. تمامی نمونه ها به مدت ۲۴ ساعت در آب معمولی قرار داده شدند.[۵-۷] سپس نمونه ها تحت ۱۰۰۰ سیکل گرما و سرما، بین ۵ تا ۵۵ درجه سانتی گراد، در دستگاه ترموسایکلینگ قرار گرفتند. هر سیکل حرارتی در مدت ۷۵ ثانیه اعمال گردید.

بدین صورت که مدت زمان قرارگیری در هر حمام ۳۰ ثانیه و مدت زمان تاخیر، جهت انتقال نمونه ها از یک حمام به حمام دیگر، ۱۵ ثانیه در نظر گرفته شد.[۲و۵-۷] نمونه ها در بلوک‌هایی از جنس آکریلی خود سخت شونده به نحوی قرار داده می شدند که استوانه های کامپازیتی در روی دندان، عمود بر چیزل اعمال کننده نیرو قرار گیرد. نمونه ها با دستگاه سنجش استحکام برشی پیوند (Zwick/Roell Z020,A.S.T.GmbH Dresden, Germany) موجود در مرکز تحقیقات دانشکده دندانپزشکی شاهد تهران، با سرعت چیزل معادل ۰/۵ mm/min و پیش بار معادل ۵ نیوتون (Preload=5N) و حداکثر نیروی ۱۵۰۰ نیوتون تحت اعمال نیرو قرار گرفتند. نتایج بر حسب واحد مگاپاسکال (MPa)، گزارش گردید.[۶] نمونه ها در تمامی زمان آزمایشات بجز در دوره اعمال نیرو، در آب معمولی و در دمای محیط نگهداری شدند. جهت بررسی توزیع داده ها از آزمون (KS) Kolmogorov-Smirnov استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده ها در هر چهار گروه مراحل بعدی آنالیز انجام گرفت. اطلاعات به دست آمده از دستگاه سنجش استحکام برشی پیوند برای هر چهار گروه به وسیله آزمون آماری ANOVA در نرم افزار SPSS (Chicago, USA) ویرایش ۱۵ مورد ارزیابی قرار گرفت. برای بررسی معنی دار بودن اختلافات بین گروه ها، از تست Scheffe و سطح معنی داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته ها

تحقیق بر روی ٤۰ نمونه و در چهار گروه با تعداد مساوی نمونه (۱۰ نمونه در هر گروه) انجام گردید. تمامی دندان ها، مولر سوم انسان و مربوط به بیماران ۱۸ تا ۲۵ ساله بودند که فاقد هر گونه ترک، پوسیدگی، شکستگی و ترمیم بودند.

حداقل، حداکثر، میانگین و انحراف معیار استحکام برشی پیوند در چهار گروه مورد بررسی، در جدول ۲ درج گردیده است. همانگونه که مشاهده می گردد در بین گروه ها، بیشترین میانگین استحکام پیوند مربوط به گروه اول (Etch/Ex/TF) و سپس به ترتیب، گروه دوم (Etch/Ex/EW) و گروه چهارم (EW) و کمترین میانگین مربوط به گروه سوم (Etch/EW) بود. به گونه ای که میانگین استحکام پیوند گروه اول (Etch/Ex/TF)، ۱/۳۳ برابر بیشتر از گروه دوم (Etch/Ex/EW)، ٤/۳٤ برابر بیشتر از گروه چهارم (EW) و ۵/۵۲ برابر بیشتر از گروه سوم (Etch/EW) بود. نمودار ۱، میانگین و انحراف معیار استحکام برشی پیوند در چهار گروه مورد بررسی را نشان می‌دهد.

بیشترین همگنی در گروه اول (Etch/Ex/TF) با ضریب تغییرات ٦/۲٪ و سپس به ترتیب گروه دوم (Etch/Ex/EW) و گروه سوم (Etch/EW) و کمترین همگنی مربوط به گروه چهارم (EW) با ضریب تغییرات ۲۷/۷٪ بود. نحوه توزیع داده‌ها در چهار گروه آزمایشی، نسبت به یکدیگر در نمودار ۱، آمده است. نتایج آنالیز واریانس، حاکی از وجود اختلاف معنی دار بین چهار گروه مورد بررسی بود ($P<۰/۰۰۱$).

$P<۰/۰۵$ نشان دهنده این است که حداقل یکی از گروه ها با سه گروه دیگر، اختلاف معنی دار دارد. برای یافتن گروه‌های مسئول این تفاوت، از آزمون Scheffe استفاده شد.

مقایسه گروه اول با سایرگروه ها به وسیله آزمون Scheffe نشان داد که استحکام برشی پیوند در گروه اول (گروه کنترل) به طور معنی داری بیشتر از گروه دوم ($P<۰/۰۰۱$)، گروه سوم ($P<۰/۰۰۱$) و گروه چهارم ($P<۰/۰۰۱$) است. مقایسه گروه دوم با سایر گروه ها به وسیله آزمون Scheffe نشان داد که استحکام برشی پیوند در گروه دوم به طور معنی داری کمتر از گروه اول ($P<۰/۰۰۱$) و بیشتر از گروه سوم ($P<۰/۰۰۱$) و گروه چهارم ($P<۰/۰۰۱$) می باشد. مقایسه گروه سوم با سایر گروه ها به وسیله آزمون Scheffe نشان داد که استحکام برشی پیوند در گروه سوم به طور معنی داری کمتر از گروه اول ($P<۰/۰۰۱$) و گروه دوم ($P<۰/۰۰۱$) است و تفاوت معنی‌داری با گروه چهارم ($P=۰/٤۳۷$) ندارد. مقایسه گروه چهارم با سایرگروه ها به وسیله آزمون Scheffe نشان داد که استحکام برشی پیوند در گروه چهارم به طور معنی داری کمتر از گروه اول ($P<۰/۰۰۱$) و گروه دوم ($P<۰/۰۰۱$) است و تفاوت معنی داری با گروه سوم ($P=۰/٤۳۷$) ندارد.

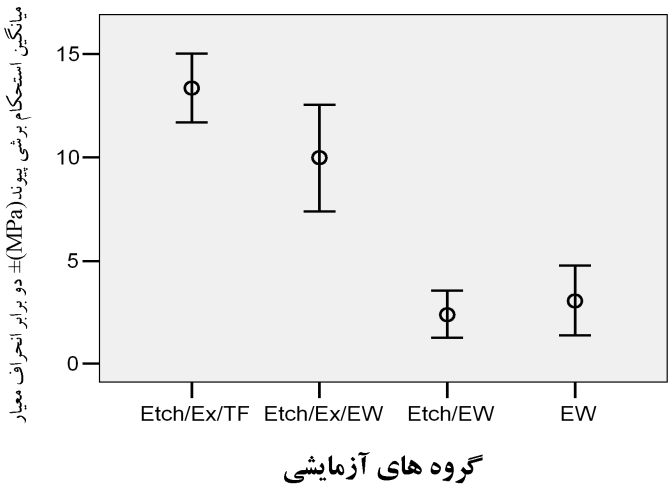
جدول ۱ : مواد و ترکیبات مورد استفاده در مطالعه

Material	Composition[1]	Manufacture
Class V Embrace® Wetbond® Flowable Composite	Monomers: Di-, tri- and multi-functional acrylate monomers into an advanced, hydrophilic, Resin Acid-Integrating Network (R.A.I.N.) Fillers: - Fillers Size: - Percent Filler by Weight:65%	Pulpdent
Tetric Flow® composite	Monomers: Bis- GMA, UDMA, TEG-DMA fillers: barium glass, ytterbium trifluoride, Ba-Alfluorosilicate glass, highlydispersed silicon dioxide, and spheroid mixed oxide Fillers Size:0.04-3 µm Percent Filler by Weight:64.6%	Ivoclar Vivadent
اسید اچ	اسید فسفریک ۳۷٪ Standard Composition: (in weight %) Water dist:42.3% Phosphoric acid (85 %): 43.5% Thickener: 14.0% Pigments < 0.2%	Ivoclar Vivadent
Excite® Bond	phosphonic acid acrylate, HEMA, dimethacrylate, highly dispersed silicon dioxide, initiators And stabilizers in an alcohol solution.	Ivoclar Vivadent

1 – ترکیبات موجود در هر ماده بر اساس کاتالوگ ارائه شده توسط شرکت سازنده نوشته شده است.

جدول ۲ : میانگین، انحراف معیار، حداقل، حداکثر و ضریب تغییرات استحکام برشی پیوند (مگاپاسکال) در گروه های آزمایشی

گروه آزمایشی	حداقل	حداکثر	میانگین	انحراف معیار	درصد ضریب تغییرات
گروه اول (Etch / Ex / TF)	۱۱/۹۲	۱٤/٤۰	۱۳/۳۸	۰/۸۲	٦/۲
گروه دوم (Etch / Ex / EW)	۸/۲۰	۱۱/۹۳	۹/۹۹	۱/۳۰	۱۳/۰
گروه سوم (Etch / EW)	۱/۷۵	۳/۳٤	۲/٤۲	۰/۵۸	۲۳/۹
گروه چهارم (EW)	۱/۹۸	٤/۰۸	۳/۰۸	۰/۸۵	۲۷/۷



نمودار ۱ : نتایج آزمون سنجش استحکام برشی پیوند (MPa) در چهار گروه آزمایشی

بحث

کامپازیت خود باند شونده Class V Embrace WetBond اولین کامپازیت خودباندشونده می باشد که اخیراً به بازار عرضه شده است. هدف از تولید این کامپازیت کاهش مراحل آماده سازی سطح حفره جهت قراردادن ترمیم کامپازیتی می‌باشد. این کامپازیت متشکل از یک شبکه رزینی پیشرفته اسیدی و هیدروفیل (Advanced, hydrophilic, Resin Acid-Integrating Network) است که با نام اختصاری R.A.I.N توسط کمپانی Pulpdent معرفی شده است. که به خاطر ماهیت اسیدی خود سطح دندان را دمینرالیزه می کند و موجب نفوذ کامپازیت به داخل ساختار دندان می شود. بر طبق نظر کمپانی سازنده، این کامپازیت مشابه با سمان گلاس آینومر با تشکیل پیوندهای شیمیایی و میکرومکانیکی به سطح دندان متصل شده و دارای قابلیت آزاد کردن فلوراید نیز می باشد.[۳]

اتصال به عاج دندان موضوع تحقیقات بسیاری بوده است که هدف آنها ارائه سیستم های چسباننده ای است که بتوانند پیوند مناسبی با این سوبسترا برقرار نمایند. زیرا در مقایسه با مینا، پیوند با سطح عاج به دلیل درصد بالاتر از مواد آلی و دارا بودن ساختمان توبولی، دشوارتر می باشد.[۹و۱۰] همچنین وجود لایه اسمیر که توبول های عاجی را مسدود نموده، موجب کاهش نفوذپذیری سطح عاجی می شود، بنابراین سیستم های چسباننده نمی توانند به میزان کافی با عاج داخل توبولی و بین توبولی تماس داشته و پیوند برقرار کنند که این مورد، دلیل دیگری برای کاهش قدرت پیوند سیستم های چسباننده با سطح عاج است.[۱۱]

آزمون سنجش استحکام باند برشی شایعترین روش جهت تعیین میزان استحکام پیوند مواد ترمیمی به بافت دندان می‌باشد.[۱۲] اگرچه این آزمون ها به سبب در نظر نگرفتن ویژگی سه بعدی حفرات ترمیمی و انقباض ناشی از پلیمریزاسیون در این حفرات ابزار دقیقی برای ارزیابی کفایت پیوند مواد نمی باشند و نتایج حاصل از این مطالعات همراه با نتایج ارزیابی بالینی باید مورد بررسی و نتیجه گیری قرار گیرد اما یک وسیله بسیار مناسب جهت غربالگری مواد جدید عرضه شده به بازار و مقایسه پارامترهای مشابه، بین سیستم‌های چسباننده مختلف هستند.[۲]

در گروه شاهد در این مطالعه از سیستم باندینگ Excite استفاده شد. این عامل باندینگ، متعلق به نسل پنجم بوده که به عنوان Golden Sample در تحقیقات بررسی استحکام پیوند، مورد استفاده قرار می گیرند. از مزایای سیستم های نسل پنجم سادگی پروسه کاری، امکان بسته بندی در یک بطری، ترکیب مقاوم و پایدار و امکان تولید چسباننده های فیلردار به عنوان Shock Absorber است. این خصوصیات باعث شده تا این سیستم ها از مقبولیت عمومی نیز برخوردار باشند.[۱۳]

دلیل انتخاب کامپازیت، Tetric Flow در گروه کنترل این بود که اولاً همانند کامپازیت Embrace Wetbond یک کامپازیت قابل جریان است و ثانیاً محتوی فیلری تقریباً یکسانی با کامپازیت مورد تحقیق دارد و همچنین به عنوان یک محصول تجاری معروف و در دسترس، استفاده کلینیکی زیادی دارد.

قطر سطح تحت باند در دامنه ۳ تا ٤/٥ میلی متر می تواند متغیر باشد. هر چند که دیده شده است که سطوح پیوند با قطر ۳ میلی متر از تغییرات کمتری در نتایج برخوردار هستند.[۱۲] بنابراین سعی شد از تیوب هایی برای مهار کامپازیت حین اعمال بر روی نمونه ها استفاده شود که قطر سطح تحت باند به عدد ۳ میلی متر نزدیک باشد.

در آزمایشات تعیین استحکام برشی پیوند، ارتفاع تیوب مهارکننده کامپازیت، از ۲ میلیمتر تا ۵ میلیمتر ذکر شده است. که ما با توجه به این نکته که ضخامت میزان کیورینگ کامپازیت در عمق بالای ۲ میلی متر کمتر از حد قابل قبول خواهد بود.[۱٤] ارتفاع ۲ میلی متری را برای تیوب ها انتخاب نمودیم.

تحقیقات نشان داده اند که اعمال سیکل های حرارتی متناوب و مدت زمان نگهداری نمونه ها پس از باندینگ می‌تواند دارای تأثیر مهمی بر روی میزان استحکام باند و تداوم و ثبات آن باشد. و این تاثیر به نوع سیستم چسباننده نیز بستگی دارد.[۱٥و۱٦] بنابراین معمولاً قبل از انجام آزمون تعیین استحکام برشی پیوند، از اعمال سیکل های حرارتی متناوب استفاده می شود. هر چند که در برخی مقالات اختلاف نتایج

با و بدون ترموسایکلینگ را حتی تا ۱۰۰۰۰ سیکل معنی دار نمی دانند.[۱۷] در آزمایشات تعیین استحکام برشی پیوند، معمولاً از ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ سیکل حرارتی بین ۵ تا ۵۵ درجه سانتی گراد با زمان نگهداری ۳۰ ثانیه در هر حمام و زمان تاخیر ۱۵ ثانیه استفاده می شود که ما نیز از این الگو تبعیت کردیم. Xie در سال ۲۰۰۱ در مطالعه ای بر روی دو نوع ماده چسباننده در شرایط با و بدون ترموسایکلینگ نتیجه گرفت که انجام ترموسایکلینگ استحکام باند چسپ ها را کاهش داد.[۱۸] Bedran-de Castro نیز در پژوهش خود در سال ۲۰۰٤ به همین نتیجه در مورد کامپازیت در حفرات کلاس II رسید.[۱۹]

ضریب تغییرات بدست آمده در کلیهٔ گروه های آزمایشی کمتر از ۲۸٪ بود. ضریب تغییرات، نشان دهندهٔ گوناگونی و پراکندگی اطلاعات بدست آمده است. در تحقیقات مربوط به سنجش استحکام برشی باند ضریب تغییرات تا ٦۰٪ قابل قبول است.[۱۲]

در نتایج آزمایش ما دیده شد که استحکام پیوند کامپازیت خودباند شونده Embrace Wetbond به میزان کاملاً معنی داری کمتر از استحکام پیوند سیستم های چسباننده تمام اچ می‌باشد. از آن جا که هیچ مطالعه مشابهی در این زمینه موجود نبود به نظر نویسندگان، کاهش استحکام پیوند در این کامپازیت را می توان به دلیل نفوذ ناکافی کامپازیت به سطح عاج، به سبب ویسکوزیته بالای این مواد نسبت به باندینگ‌های عاجی دانست. همچنین باقی ماندن لایه اسمیر نیز می‌تواند به عنوان یکی دیگر از علل کاهش استحکام پیوند در این کامپازیت مطرح گردد. چنانچه De Munck و همکارانش مطالعه خود بر روی استحکام پیوند سمان رزینی خودباندشونده RelyX Unicem همین دلایل را برای توجیه استحکام پیوند کاهش یافته ی این سمان خودباندشونده به عاج دندان پیشنهاد کرده اند.[۲۰]

علی رغم این موضوع که انتظار می رفت کاربرد اچینگ قبل از اعمال کامپازیت Embrace Wetbond بتواند استحکام پیوند این ماده را با عاج دندان افزایش دهد اما در نتایج این مطالعه دیده شد که کاربرد اچینگ بر روی عاج، حتی موجب کاهش استحکام پیوند نیز می گردد. هر چند که این کاهش نسبت به گروه چهارم که در آن کامپازیت فوق مستقیماً بر روی سطح غیرکاندیشن شده عاج قرار می گرفت، از لحاظ آماری معنی دار نبود اما این موضوع با تاثیر مثبت اچینگ بر استحکام پیوند همخوانی ندارد. شاید این اختلاف بدین دلیل باشد که اچینگ لایه اسمیر و چندین میکرون از اجزای معدنی عاج را برداشته و لایه ای متراکم از کلاژن را اکسپوز می‌نماید. این لایه متراکم کلاژن، مانع از نفوذ کامپازیت خود باند شونده ویسکوز شده و کامپازیت نمی تواند به لایه های عمقی تر نفوذ نماید و لایه کلاژنی که بلورهای هیدروکسی‌آپاتیت آن حذف شده بین لایه کامپازیت و عاجی که تحت تاثیر اچینگ قرار نگرفته، به عنوان یک نقطه ضعف در پیوند با عاج عمل می نماید.[۲۰]

در این مطالعه دیده شد کاربرد اچینگ و اعمال باندینگ قبل از اعمال کامپازیت خود باند شونده Embrace Wetbond میزان استحکام پیوند این کامپازیت به عاج را به نحو معنی‌داری افزایش می دهد. این نتیجه قابل پیش بینی بود زیرا برداشت لایه اسمیر و نفوذ باندینگ عاجی در داخل شبکه کلاژن و تشکیل لایه هیبرید به عنوان یک عامل مهم در افزایش استحکام پیوند با عاج محسوب می شود. همچنین این موضوع در تطابق با مطالعاتی است که کاربرد اچینگ و اعمال باندینگ را در افزایش استحکام پیوند سیستم های خود چسبنده به عاج دندان، تایید می کنند.[۲۰-۲۵] البته استحکام پیوند در گروه دوم (Etch/Ex/EW)، به اندازه استحکام پیوند در گروه کنترل نبود که شاید به دلیل چسبندگی ضعیفتر ماتریکس اسیدی کامپازیت Embrace Wetbond به ماتریکس رزینی باندینگ Ex باشد.

نتیجه گیری

کامپازیت خود باند شونده Embrace Wetbond استحکام پیوند قابل اطمینانی به عاج دندان، نسبت به سیستم های رایج نداشته و بهترین استحکام وقتی حاصل می شودکه از عوامل باندینگ عاجی همراه با آن استفاده شود. هر چند که پیوند مناسب این کامپازیت که دارای رزین اسیدی و هیدروفیل می‌باشد با لایه باندینگ های رایج زیر سؤال است چرا که مطالعه ما استحکام پیوند پایین تری را در گروه Etch/Ex/EW

نسبت به گروه کنترل نشان داد. همچنین با توجه به قیمت بالاتر این محصول نسبت به کامپازیت های رایج، استفاده از اچ و اعمال باندینگ به هدف بهبودی استحکام پیوند، از لحاظ اقتصادی نیز مقرون به صرفه نمی باشد.

باید به خاطر سپرد که نتایج فوق حاصل از یک مطالعه In vitro است بعلاوه که آزمون استحکام برشی پیوند تنها یکی از آزمون های کنترل کیفیت یک محصول است و برای اظهار نظر نهایی نیاز به آزمایشات بیشتری می باشد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از همکاری مسئولین مرکز تحقیقات دانشکده دندانپزشکی شاهد تهران و تمامی دست اندرکاران مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد کمال تقدیر و تشکر را داریم.

منابع

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955; 34(6): 849-53.
2. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry .5th ed. St. Louis: Mosby Co; 2006. P. 185, 266.
3. Embrace WetBond Class V [Product Instructions]. Watertown. USA. Pulpdent; 2008.
4. Fritz UB, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin. Dent Mater 1996; 12(3): 161-6.
5. Leevailoj C, Ua-wutthikrerk P, Poolthong S. Shear bond strength of dual-cured and self-cured resin composites to dentin using different bonding agents and techniques. Oper Dent 2007; 32(2): 149-59.
6. Sen D, Akgungor G. Shear bond strengths of two composite core materials after using all-in-one and single-bottle dentin adhesives. J Prosthodont 2005; 14(2): 97-103.
7. Gordan VV, Boyer D, Soderholm KJ. Enamel and dentine shear bond strength of two resin modified glass ionomers and two resin based adhesives. J Dent 1998; 26(5-6): 497-503.
8. Tetric Flow and Excite [Product Instructions]. Lichtenstein. Ivoclar Vivadent; 2008.
9. Perdigão J, Lopes M. Dentin bonding-questions for the new millennium. J Adhes Dent 1999; 1(3): 191-209.
10. Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. Regional resistance to fluid flow in human dentine in vitro. Arch Oral Biol 1978; 23(9): 807-10.
11. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent 1997; 25(5): 355-72.
12. Craig R, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. St. Louis: Mosby Co; 2002. P. 263-4.
13. Summitt JB, Robbins JW, Hillon TJ, Schwartz RS. Fundamentals of Operative Dentistry. 3rd ed. Chicago: Quintessence Co; 2006. P. 220.
14. Price RB, Doyle G, Murphy D. Effect of composite thickness on the shear bond strength to dentin. J Can Dent Assoc 2000; 66(1): 35-9.
15. Asaka Y, Yamaguchi K, Inage H, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, et al. Effect of thermal cycling on bond strengths of single-step self-etch adhesives to bovine dentin. J Oral Sci 2006; 48(2): 63-9.
16. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P. The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. J Oral Rehabil 2004; 31(9): 911-7.
17. Asaka Y, Amano S, Rikuta A, Kurokawa H, Miyazaki M, Platt JA, et al. Influence of thermal cycling on dentin bond strengths of single-step self-etch adhesive systems. Oper Dent 2007; 32(1): 73-8.
18. Xie B, Dickens SH, Schumacher GE, Giuseppetti AA. The Studies on Microtensile Bond Strength Measurements of Two Dentin Adhesives. Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao 2001; 32(4): 519-23.
19. Bedran-de Castro AK, Pereia PN. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total etch adhesive system. Oper Dent 2004; 29(2): 150-6.
20. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dent Mater 2004; 20(10): 963-71.
21. Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schlapfer R, Hammerle C, Fischer J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. Dent Mater 2008; 24(7): 944-50.
22. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater 2006; 22(1): 45-56.
23. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin Oral Investig 2005; 9(3): 161-7.
24. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater 2007; 23(1): 71-80.
25. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. Dent Mater 2001; 17(2): 122-6.