

بررسی اثر کامپوزیت Light Cure و کامپوزیت Self Cure بر باندگلاس آینومر نوری به عاج دندان (In-vitro)

دکتر ایوب پهلوان* - دکتر سپیده بانوا**

*استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران

**استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران

Title: An investigation on the effect of light cure and self cure composite resins on bonding strength of light cure glass ionomer to dentin (In-vitro)

Authors: Pahlavan A. Assistant Professor*, Banava S. Assistant Professor**

Address: * Dept. of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

** Dept. of Operative Dentistry, Faculty of Dentistry, Islamic Azad University

Statement of Problem: Composite resins have recently become popular for posterior teeth restorations. Gap formation and subsequent microleakage are of the complications resulting from such restorations. One of the techniques to overcome polymerization shrinkage of composite resins is sandwich technique (application of glass ionomer as a base beneath the composite resin). Since polymerization patterns in two types of composite resins (light cure and self cure) differ from each other, various effects on the bond strength between glass ionomer and dentin are expected.

Purpose: The aim of this in vitro study was to evaluate the effects of self-cure and light-cure composite resins in sandwich technique on the bond strength of light cure glass ionomer and dentin.

Materials and Methods: 40 extracted human premolars were selected and divided into four groups:

Group 1: Light cure glass ionomer of 1mm thickness was placed on dentin.

Group 2: 1mm thickness of light cure glass ionomer plus a mass of self cure composite resin of 2mm thickness were placed.

Group 3: 1mm thickness of light cure glass ionomer plus light cure composite resin as two separate 1mm layer were placed.

Group 4: 1mm thickness of light cure glass ionomer with 37% phosphoric acid etching followed by two separate layers of light cure composite resin of 1mm thickness were placed.

SEM was used to determine gap size at GI- dentin and GI- composite interfaces. The findings were analyzed by ANOVA and t-student tests.

Results: Groups 1 and 2 showed no gap at GI-dentin interface and also cracks were not observed in all these specimens. In group 3, there was gap between light cure GI and light cure composite resin and cracks were seen in GI, too. Group 4 showed gap at both interfaces and more cracks were seen in GI. Groups 1 and 2 showed the least gap formation and group 4 showed the most. Statistically significant difference was found between groups 3, 4 and group 1 (control), 2.

Conclusion: Base on this study, the application of self-cure composite resin on light cure GI showed no gap and crack formation on GI-dentin and GI-composite interfaces and GI itself. However, light cure composite resins and glass ionomer etching aggregated crack and gap formation.

Key words: Polymerization shrinkage; Sandwich technique; Light cure glass ionomer; Self cure composite resin; Light cure composite resin; Gap

Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 16; No.4; 2004)

چکیده

بیان مسأله: طی چند سال اخیر کاربرد کامپوزیت‌ها برای ترمیم دندانها بویژه دندانهای خلفی رایج شده است. یکی از مشکلات موجود در مورد ترمیم دندانها با رزین‌های کامپوزیت، بروز درز در حد فاصل کامپوزیت با دندان می‌باشد؛ از جمله روشهای مقابله با این مشکل، استفاده از روش ساندویچ یعنی کاربرد گلاس آینومر به عنوان بیس، قبل از کاربرد رزین کامپوزیت می‌باشد. از آنجا که الگوی پلیمریزاسیون در کامپوزیت‌های سخت‌شونده به طور شیمیایی و کامپوزیت‌های سخت‌شونده با نور متفاوت است، به نظر می‌رسد تأثیرات متفاوتی بر باند گلاس آینومر با عاج دندان داشته باشند.

هدف: مطالعه حاضر با هدف تعیین تأثیر کاربرد کامپوزیت نوری و شیمیایی بر باند گلاس آینومر نوری به عاج دندان انجام شد.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی (In-vitro)، ۴۰ دندان پرمولر انسانی انتخاب و به چهار گروه زیر تقسیم شدند. در گروه ۱، فقط گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلی‌متر بر روی سطح عاج قرار گرفت. در گروه ۲، گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلی‌متر و کامپوزیت شیمیایی ضخامت ۲ میلی‌متر و به صورت توده قرارداده شد. در گروه ۳، گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلی‌متر - کامپوزیت نوری به ضخامت ۲ میلی‌متر و به صورت دو لایه ۱ میلی‌متری قرار گرفت. در گروه ۴، گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلی‌متر - اسپند فسفریک ۳۷٪ به مدت ۱۰ ثانیه - کامپوزیت نوری به ضخامت ۲ میلی‌متر و به صورت ۲ لایه ۱ میلی‌متری قرار گرفت. اندازه درز در حد فاصل گلاس آینومر دندان و گلاس آینومر - کامپوزیت با استفاده از میکروسکوپ الکترونی مشخص گردید و با آزمونهای آماری ANOVA و t-student تجزیه و تحلیل شد. نمونه‌ها از نظر بروز ترک در مواد نیز بررسی شدند.

یافته‌ها: در گروههای ۱ و ۲ هیچ درزی در حدفاصل گلاس آینومر - عاج دندان و ترک در گلاس آینومر مشاهده نشد. در گروه ۳ در حد فاصل گلاس آینومر - کامپوزیت نوری، درز مشاهده شد ولی ترک در همه نمونه‌ها در گلاس آینومر نوری مشاهده شد. در گروه ۴ در هر دو حد فاصل، درز وجود داشت و ترکهای شدیدی نیز در گلاس آینومر نوری مشاهده گردید. کمترین میزان درز مربوط به گروه ۱ و ۲ و بیشترین میزان مربوط به گروه ۴ بود و بین میزان درز در گروههای ۳ و ۴ با گروه شاهد و گروه ۲ اختلاف معنی‌داری وجود داشت ($P < 0.05$)

نتیجه‌گیری: با توجه به شرایط این تحقیق، با کاربرد کامپوزیت شیمیایی بر روی گلاس آینومر نوری، هیچ‌گونه درز و ترکی بروز نکرد و ترمیم کاملاً یکپارچه بود؛ اما کاربرد کامپوزیت نوری و نیز اچ کردن گلاس آینومر نوری قبل از کاربرد کامپوزیت نوری، بروز درز و ترک را تشدید نمود.

کلید واژه‌ها: انقباض پلیمریزاسیون؛ روش ساندویچ؛ گلاس آینومر نوری؛ کامپوزیت شیمیایی؛ کامپوزیت نوری؛ درز

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۶، شماره ۴، سال ۱۳۸۲)

مقدمه

گزارش شده است که التهاب پالپی بیشتر ناشی از ریزش در حدفاصل ماده ترمیمی و نسج دندان است و سمیت شیمیایی مواد ترمیمی تأثیر کمتری در ایجاد التهاب پالپی دارد (۲،۱)؛ به این ترتیب همواره سعی بر این بوده تا با ارائه روشها و یا مواد جدید، احتمال بروز درز و ریزش در حد فاصل مواد ترمیمی و ساختمان دندان کاهش یابد (۳،۲). در چند سال گذشته تقاضای بیماران برای ترمیم‌های هم‌رنگ دندان، سبب نوع در ارائه رزین‌های کامپوزیت و سیستم‌های ادهزیو جدید

یکی از مهمترین مشکلات در دندانپزشکی ترمیمی، ایجاد درز (gap) بین ماده ترمیمی و نسج دندان و متعاقب آن ریزش می‌باشد؛ ریزش به معنای عبور باکتری‌ها و توکسین آنها، بین لبه ترمیم و دیواره‌های دندان است و پیامدهایی همچون عود پوسیدگی، رنگ گرفتن (Staining) لبه پرکردگیها، حساسیت پس از ترمیم، التهاب و عفونت پالپی و در نهایت ازدست رفتن دندانها را به دنبال دارد (۳،۲،۱).

و افزایش کاربرد آنها شده است. از ابتدای معرفی رزین‌های کامپوزیت تاکنون، همواره مشکل بروز درز در حد فاصل آنها با نسج دندان مطرح بوده و اکنون نیز با وجود پیشرفت‌های بسیار در زمینه مواد ترمیمی، باز هم دندانپزشکان با مشکل عدم تطابق ترمیم‌های کامپوزیتی مواجه هستند (۴،۲).

تنش‌های ناشی از سیکل‌های حرارتی موجود در محیط دهان و نیروهای جونده، از جمله عوامل دخیل در تطابق لب‌های ترمیم کامپوزیت هستند؛ ولی قبل از آن که دندان ترمیم شده، در معرض این تنش‌ها قرار گیرد، در طی پلیمریزاسیون رزین کامپوزیت دچار انقباض می‌شود (۴). انقباض پلیمریزاسیون در نتیجه قرارگرفتن مولکول‌های مونومر ماتریکس کامپوزیت، در فضایی کمتر از آنچه برای مرحله مایع مونومر لازم است، به وجود می‌آید (۵).

واکنش پلیمریزاسیون، سبب انقباض حجمی کامپوزیت‌ها با شدت‌های مختلف (۱/۵ تا ۳٪) می‌شود (۶،۴)؛ این تنش‌ها سبب کشیدگی و ترک کاسپ‌ها، حساسیت پس از ترمیم، انفصال باند کامپوزیت به دندان، ترک در بیس زیرین و بروز درز در حدفاصل کامپوزیت یا بیس با دندان می‌گردند (۳،۲،۱)؛ بخصوص وقتی سیستم ادهزیو بکار رفته، ضعیف باشد و یا ضخامت مینای دندان کم باشد و یا بیس زیرین، استحکام باند کافی با دندان نداشته باشد، درز در حد فاصل ایجاد می‌شود (۷،۲).

عوامل متعددی در تشدید یا کاهش اثر انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت‌ها دخالت دارند؛ از جمله نوع مونومر کامپوزیت و فرمولاسیون آن، توانایی سیلان ماده، سرعت انقباض، میزان انقباض، الگو و روند پلیمریزاسیون رزین کامپوزیت، شکل حفره، * گسترش حفره به سمت CEJ،

* منظور از عامل شکل حفره (Configuration-Factor)، نسبت سطوح باندشده به سطوح باندنشده در ترمیم است؛ به عنوان مثال در یک حفره کلاس I، نسبت ۵ به ۱ و در یک حفره کلاس IV کم‌عمق، کمتر از ۱ می‌باشد؛ هرچه این نسبت بالاتر باشد، تنش انقباضی واردشونده به دیواره‌های حفره و اتصال بین ماده ترمیمی و دندان بیشتر

کیفیت عاج، محل و نوع عاج، روش کاربرد کامپوزیت، سیستم باندینگ مورد استفاده و استحکام باند کامپوزیت به دندان (۹،۸،۷،۴،۳،۲)؛ بنابراین هنگام ترمیم دندان با کامپوزیت، دندانپزشک باید به نحوی تنش‌های ایجادشونده در حین پلیمریزاسیون را کاهش دهد (۷)؛ به این منظور روشهای متعددی پیشنهاد شده است:

- الف- روشهای کاهش تنش کنترل‌شده شامل (۷):
- کاربرد یک عامل باندینگ الاستیک ضخیم به عنوان لایه شکننده تنش
 - کاربرد یک بیس با الاستیک مدولوس پایین
 - کاربرد لایه به لایه کامپوزیت‌های نوری و در نتیجه کاهش فاکتور C
 - ب- آزادسازی تنش با سایر روشها مانند (۷):
 - تغییر شکل کامپوزیت در سطوح آزاد یا به عبارت دیگر جریان یافتن کامپوزیت یا بیس زیرین کامپوزیت
 - تغییر شکل دندان و جذب آب
- از بین خواص رزین کامپوزیت که به نظر می‌رسد بتواند ایجاد تنش‌های پلیمریزاسیون را در مراحل اولیه پلیمریزاسیون کامپوزیت (مرحله قبل از ژل شدن) در حد فاصل کامپوزیت و دندان کاهش دهد، توانایی Plastic Flow یا تغییر شکل برگشت‌ناپذیر کامپوزیت است که سبب می‌شود بخشی از انقباض بدون ایجاد تنش در حد فاصل، صورت گیرد. پس از تبدیل ۲۰٪ مونومر به پلیمر، مرحله پس از ژل شدن (Postgel) آغاز می‌شود و پلیمر به اندازه کافی به ژل تبدیل می‌شود و حالت جامد پیدا می‌کند و قابلیت جریان یافتن نخواهد داشت (۷،۲)؛ بدین ترتیب انقباض در این حالت به صورت انقباض سخت (Rigid) مخرب بروز می‌کند (۴،۳)؛ در نتیجه تنش‌های حدود ۱۳ تا ۱۷ مگاپاسکال در شبکه پلیمری

خواهد بود. در یک سطح صاف عاجی، این عامل کمتر است و تنش‌های کمتری به باند وارد می‌شود و فرصت جریان یافتن کافی نیز برای ماده وجود دارد (۳،۲).

(۱۳،۳،۲،۱). سیلان مناسب، مطابقت با ضریب انبساط حرارتی دندان و ضریب الاستیسیته پایین، از جمله مزایای کاربرد گلاس آینومرها به عنوان بیس در زیر رزین کامپوزیت می‌باشند (۱۳). کاربرد توأم این دو ماده محدودیتهای کاربردی هر دو ماده را کاهش می‌دهد و خواص فیزیکی و زیبایی ترمیم را بهبود می‌بخشد (۱۳،۲)؛ همچنین در حفره‌های عمیق و در ترمیم دندانهای خلفی که به دلیل عواملی مانند عمق عاج، نوع عاج، کاهش عاج اینترتوبولار و در نتیجه استفاده از سیستم‌های باندینگ چندان قابل پیش‌بینی نیست، این روش در ارائه ترمیمی مناسب به دندانپزشک کمک می‌کند (۱۳)؛ از طرف دیگر به دلیل آهسته پلیمریزه شدن گلاس آینومر و توانایی جریان یافتن آن، تنش‌های پلیمریزاسیون کامپوزیت تا حدی جبران می‌شود (۳،۲)؛ همچنین با کاربرد این سمان به عنوان بیس، مقدار فاکتور C، و نیز تنش‌های حین انقباض کامپوزیت کاهش می‌یابد (۱۳،۳،۲). روش ساندویچ می‌تواند در بسیاری از موارد ترمیم کامپوزیت، مانند حفره‌های کلاس II و IV بکار رود. توصیه شده است که برای کاهش اثرات انقباض پلیمریزاسیون، کامپوزیت بر گلاس آینومر ضخامت آن حداقل ۱ میلی‌متر باشد (۱۳).

بر اساس مطالعه Smith و Martin روش ساندویچ با گلاس آینومر نوری و شیمیایی سیل بهتر را در هر دو لبه ژئریوالی و اکلوزالی حفره فراهم می‌کند و تطابق لبه‌ای بهتر از زمانی است که کامپوزیت به تنهایی بکار می‌رود (۱۴)؛ در چندین مطالعه با کاربرد کامپوزیت نوری بر روی گلاس-آینومر شیمیایی، گلاس آینومر از عاج جدا شده بود و ترک نیز در آن بروز کرده بود (۱۷،۱۶،۱۵). در مطالعه دیگری وقتی گلاس آینومر نوری همراه با کامپوزیت میکروفیلد بکار رفته بود، درز قابل توجهی بین گلاس آینومر و عاج بروز نکرده بود ولی با میکروسکوپ الکترونی ترکهای عریضی در هر دو ماده دیده شد (۱۸). در تحقیقی دیگر کاربرد چند گلاس آینومر

کامپوزیت و به باند بین کامپوزیت و نسج دندان وارد می‌کند (۷،۲). نشان‌داده شده که رفتار Visco-Elastic کامپوزیت و واکنش پلیمریزاسیون آهسته‌تر، سبب ایجاد تنش کمتر در حد فاصل و تطابق لبه‌ای بهتر ترمیم کامپوزیت خواهد شد (۴).

مطالعات انجام‌شده درباره زمینه الگوی پلیمریزاسیون کامپوزیت‌ها، نشان داده است که کامپوزیت‌های شیمیایی به صورت توده و به سمت دیواره‌های دندانانی باندشده پلیمریزه می‌شوند (۱۲،۱۱،۱۰،۳،۲،۱)؛ ۷۰٪ پلیمریزاسیون آنها در ۱۰ دقیقه اول پس از قرار دادن ماده در حفره صورت می‌گیرد و تا ۲۴ ساعت ادامه می‌یابد (۱)؛ بدین ترتیب این نوع کامپوزیت‌ها مدت طولانی‌تری در وضعیت قبل از ژل شدن باقی می‌مانند و سختی ماده بتدریج افزایش می‌یابد؛ همچنین فرصت کافی برای جریان یافتن کامپوزیت در حین پلیمریزاسیون وجود دارد (۱۲،۱۱،۱۰)؛ بنابراین تنش‌های کمتری در ماده، نسج دندان، باند کامپوزیت با دندان و یا بیس زیرین ایجاد خواهد شد؛ حال آن که در مورد کامپوزیت‌های ۷۰٪ نوری، پلیمریزاسیون در دقیقه اول و حتی ۴۰ ثانیه پس از تاباندن نور به کامپوزیت صورت می‌گیرد (۴)؛ به این ترتیب فرصت کمتری برای جریان یافتن ماده وجود دارد. سختی کامپوزیت نوری بسرعت افزایش می‌یابد؛ در نتیجه تنش‌های انقباضی شدیدی ایجاد می‌شود؛ اتصال کامپوزیت به دندان و یا بیس زیرین با نسج دندان را متأثر می‌نماید و سبب بروز درز در حد فاصل می‌گردد (۷،۲).

ازجمله روشهای ذکرشده برای مقابله با انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت‌ها و کاهش اثرات آن، کاربرد گلاس آینومر به عنوان بیس در زیر کامپوزیت یا روش ساندویچ می‌باشد (۱۳،۳،۲،۱).

روش ساندویچ اولین بار در سال ۱۹۷۷ توسط مک‌لین مطرح شد. در این روش عاج از دست رفته با گلاس آینومر (شیمیایی یا نوری) و مینا با کامپوزیت بازسازی می‌شود

جدول ۱- مواد مورد استفاده

کارخانه سازنده- نام ماده	نوع ماده
Fuji ii lc, Tokyo, Japan	Light Cure Glass Ionomer
GC Americ, USA	GC Dentin Conditioner
Brilliant/ Coltene, Switzerland	Self Cure Composite
Charisma/Heraeus Kulzer Germany	Light Cure Composite

روند قراردادن گلاس آینومر نوری بر روی سطح عاج در همه گروهها به شرح زیر بود:

ابتدا برای فراهم کردن فضایی برای قراردادن گلاس آینومر، حلقه‌ای پلاستیکی دور عاج قرار داده شد؛ قطر داخلی آن ۴×۵ میلی‌متر و ارتفاع آن ۱ میلی‌متر بود. دور تا دور حلقه با موم کاملاً سیل شد. پس از آن سطح عاجی محصور شده، به وسیله GC Dentin Conditioner طبق دستور کارخانه سازنده، به مدت ۲۰ ثانیه کاندیشن و ۱۰ ثانیه شستشو داده شد؛ سپس به آرامی خشک شد؛ پس از آن گلاس آینومر نوری، طبق دستور کارخانه سازنده با نسبت توصیه شده (یک پیمانه پودر و دو قطره مایع) بر روی پد کاغذی و با اسپاتول پلاستیکی به مدت ۲۵ ثانیه تهیه گردید؛ سپس در داخل قالب حاصل از حلقه پلاستیکی و بر روی سطح عاجی کاندیشن شده، قرار گرفت. یک نوار سلولوئیدی بر روی سطح گلاس آینومر قرار گرفت تا اضافه‌ها خارج گردد؛ سپس ۴۰ ثانیه با دستگاه لایت کیور (3M UNITEK) سخت شد. پس از این مرحله، در گروههای ۲، ۳ و ۴ دوباره حلقه پلاستیکی دیگری با همان قطر داخلی ولی با ارتفاع ۲ میلی‌متر برای قرار دادن کامپوزیت بر روی حلقه اول، قرارداده شد و با موم سیل گردید؛ سپس در گروههای مختلف به شیوه زیر عمل شد:

در گروه ۱: فقط گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلی‌متر بر روی سطح عاج قرار گرفت.

در گروه ۲: گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلی‌متر و کامپوزیت شیمیایی ضخامت ۲ میلی‌متر و به صورت توده قرار

نوری لاینر با کامپوزیت نوری که به صورت لایه لایه بکار رفته بود، درزی حدود ۵ تا ۱۰ میکرون دیده شد (۱۹).

مطالعه حاضر با هدف تعیین اثر کاربرد کامپوزیت نوری و شیمیایی بر باند گلاس آینومر نوری به عاج دندان انجام شد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی (In-vitro) با استفاده از میکروسکوپ الکترونی، ۴۰ دندان پرمولر انسانی که به دلیل درمان ارتدسنسی، از دهان خارج شده و عاری از پوسیدگی بودند، جمع‌آوری شدند.

سطح ریشه دندانها پس از خارج شدن از دهان، به طور کامل شسته و عاری از الیاف پریدنتال شدند و تا زمان مطالعه در آب معمولی (۲۰) و در دمای اتاق نگهداری شدند؛ لازم به ذکر است که محیط نگهداری دندانها بهتر است حاوی مواد ضد عفونی‌کننده باشد. حداکثر زمان نگهداری دندانها ۲۰ روز بود. (تعداد نمونه‌ها بر اساس مطالعات مشابه تعیین گردید.) قبل از آماده سازی دندانها، برای بررسی وجود ترک، نمونه‌ها با میکروسکوپ نوری و با بزرگنمایی ۳۰ تا ۶۰ برابر بررسی شدند.

برای آماده‌سازی دندانها از فرز شولدر الماسی توربین با قطر ۱ میلی‌متر همراه با خنک‌کننده آب استفاده شد. برای نمایان شدن عاج، سطح اکلوژال تراشیده شد. با تراش مینای اطراف، سطح صاف عاجی بدست آمد. این سطح به صورت بیضی و با ابعاد ۴×۵ میلی‌متر آماده گردید.

برای تهیه هر نمونه از یک فرز استفاده شد. در تمام طول مدت کار، بر روی دندانها، به منظور ممانعت از خشک شدن، دندانها مرطوب نگه داشته شدند. پس از آن دندانها به صورت تصادفی به چهار گروه ده‌تایی تقسیم شدند.

ترمیم دندانهای آماده شده، شامل قراردادن گلاس آینومر نوری و کامپوزیت بر روی سطح عاج بود. مواد مورد استفاده در این تحقیق در جدول ۱ آمده است.

داده شد. در گروه ۳: گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلیمتر - کامپوزیت نوری به ضخامت ۲ میلیمتر و به صورت دو لایه ۱ میلیمتری قرار گرفت. در گروه ۴: گلاس آینومر نوری با ضخامت ۱ میلیمتر - اچینگ با اسید فسفریک ۳۷٪ به مدت ۱۰ ثانیه - کامپوزیت نوری به ضخامت ۲ میلیمتر و به صورت ۲ لایه ۱ میلیمتری (هر لایه کامپوزیت نوری مورد استفاده در گروههای ۳ و ۴ به مدت ۴ ثانیه با دستگاه لایت کیور، سخت شد). بلافاصله پس از اتمام مراحل ترمیم، نمونهها در ظرف محتوی آب معمولی نگه داشته شدند و پس از ۲۴ ساعت، نمونهها در اپوکسی رزین مانت شدند؛ سپس همه دندانها در جهت باکولینگوالی از وسط با تیغه الماسی (Grinder- Polisher, Buehler Metasem) به ضخامت ۱ میلیمتر برش داده شدند و با استفاده از دیسک سیلیکون کارباید ۶۰۰ گریت و با دور ۵۰۰ پرداخت گردیدند؛ سپس با دستگاه پالیش (Ecomet II Polisher Grinder) و با پودر آلومینیوم اکساید با اندازه ذرات ۱ میکرون سطوح برش داده شده پالیش شدند. از آنجاکه شرایط آماده سازی نمونهها برای بررسی با میکروسکوپ الکترونی ممکن است خود سبب بروز درز گردد، قبل از این مرحله، ابتدا نمونهها با استریو میکروسکوپ (Stereo scan 360, Cambridge) و با بزرگنمایی ۳۰ تا ۶۰ برابر از نظر وجود درز و ترک بررسی شدند تا مشخص جدول ۲- میانگین اندازه درز برحسب میکرون (انحراف معیار) به تفکیک گروههای مورد مطالعه (تعداد=۱۰)

یافته‌ها

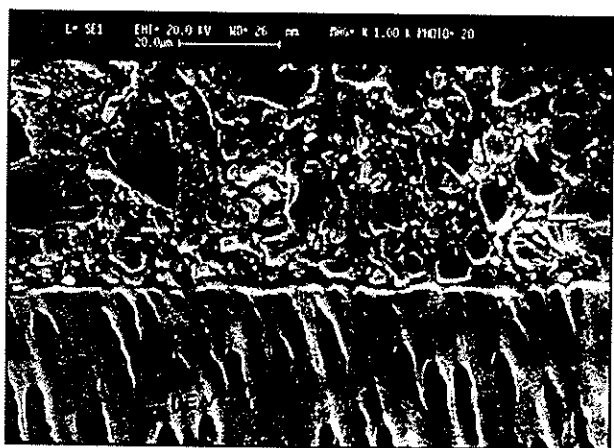
میانگین اندازه درز در حدفاصل گلاس آینومرنوری- عاج و گلاس آینومرنوری- کامپوزیت در گروههای مورد مطالعه در جدول ۲ آورده شده است. کمترین میزان درز مربوط به گروه ۱ و ۲ و بیشترین میزان مربوط به گروه ۴ بود. بین میزان درز در گروههای ۳ و ۴ با گروه شاهد و گروه ۲ اختلاف معنی داری وجود داشت ($P < 0.05$) (تصویرهای ۱ تا ۱۱ گویای وضعیت مشاهده شده با میکروسکوپ الکترونی می باشند). جدول ۲- میانگین اندازه درز برحسب میکرون (انحراف معیار) به تفکیک گروههای مورد مطالعه (تعداد=۱۰)

گروه	حدفاصل گلاس آینومر نوری- عاج	حدفاصل گلاس آینومر نوری- کامپوزیت
۱- شاهد	.	.
۲- GI-SC	.	.
۳- GI-LC	.	$10.2 \pm (3/43) *$
۴- GI-etching-LC	$4/13 (\pm 1/06) *$	$2/5 (\pm 1/07) *$

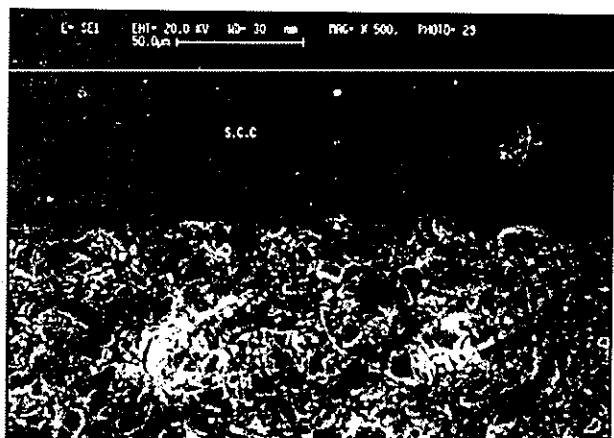
* دارای اختلاف آماری معنی دار با گروه شاهد ($P < 0.05$)



تصویر ۱- حد فاصل گلاس آینومر نوری- عاج در گروه ۱ (شاهد) (بزرگنمایی ۱۰۰۰ برابر)



تصویر ۲- حد فاصل گلاس آینومر نوری- عاج در گروه ۲ (گلاس آینومر نوری- کامپوزیت شیمیایی، بزرگنمایی ۱۰۰۰ برابر)



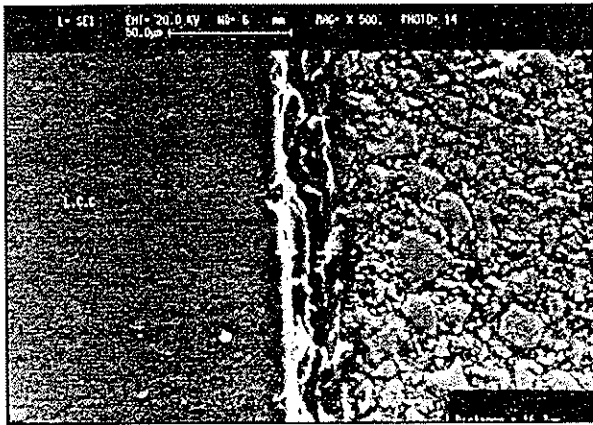
تصویر ۳- حد فاصل گلاس آینومر نوری- کامپوزیت شیمیایی در گروه ۲ (بزرگنمایی ۵۰۰ برابر)

در گروه ۱ (شاهد) و ۲ هیچ ترکی در گلاس آینومر نوری بروز نکرد (تصویرهای ۱، ۲، ۳، ۴). در گروه‌های ۳ و ۴ ترک در تمام نمونه‌ها در گلاس آینومر قابل رویت بود (تصویرهای ۵، ۶، ۷، ۸، ۹)؛ همچنین در نمونه‌های گروه ۴ گلاس آینومر، به صورت کوهزیز شکسته بود؛ یعنی لایه‌ای از گلاس آینومر چسبیده به عاج دندان باقی مانده بود (تصویرهای ۸، ۹).

لازم به ذکر است که در یک مطالعه مقدماتی، برای مطابقت با شرایط کلینیکی، پس از قرار دادن گلاس آینومر نوری بر روی عاج و قبل از کاربرد کامپوزیت شیمیایی و نوری، یک لایه رزین باندینگ بکار برده شد. در بررسی با میکروسکوپ الکترونی مشاهده شد که در حدفاصل گلاس آینومر- کامپوزیت نوری، درز وجود دارد (تصویر ۱۱)؛ به همین علت از آنجا که ممکن بود این درز به علت وجود عامل باندینگ و یا آرتی‌فکت باشد و سبب اشتباه در تفسیر نتایج گردد، کاربرد عامل باندینگ از مطالعه اصلی حذف گردید.

بحث

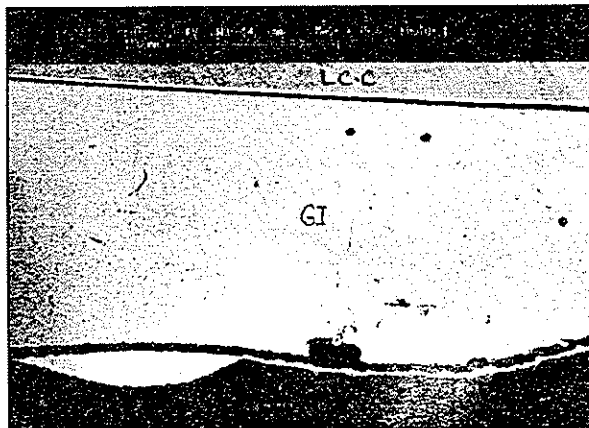
بر اساس نتایج تحقیق حاضر، با قرار گرفتن کامپوزیت شیمیایی بر روی گلاس آینومر نوری، هیچ‌گونه درز و ترکی بروز نکرد و ترمیم کاملاً یکپارچه بود؛ از آنجا که در مطالعاتی که تاکنون بر روی روش ساندویچ انجام شده است، تأثیر این نوع کامپوزیت بر روی گلاس آینومر نوری بررسی نشده است، مقایسه نتایج مقذور نبود. با توجه به الگوی پلیمریزاسیون کامپوزیت‌های شیمیایی، از آنجا که ۷۰٪ پلیمریزاسیون این نوع کامپوزیت‌ها در ۱۰ دقیقه اول پس از قرار دادن ماده در حفره صورت می‌گیرد و سپس تا ۲۴ ساعت ادامه می‌یابد؛ سختی کامپوزیت و ضریب الاستیسیته آن بتدریج افزایش می‌یابد؛ بدین ترتیب فرصت کافی برای سیلان کامپوزیت در حین وارد شدن تنش‌های ناشی از پلیمریزاسیون وجود دارد و تنش‌های داخلی کمتری در ماده، نسج دندان و بیس زیرین ایجاد می‌شود (۱، ۱۰، ۱۱، ۱۲).



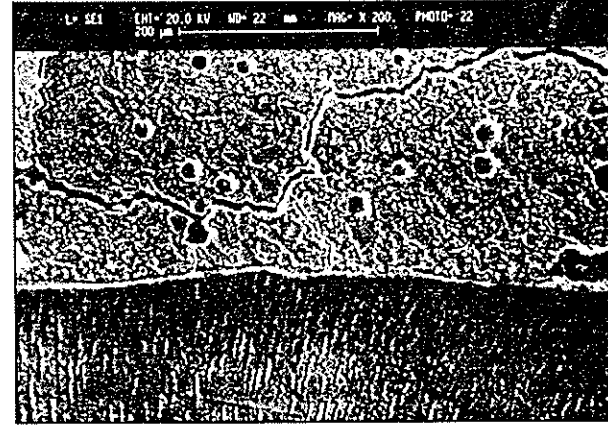
تصویر ۷- حد فاصل گلاس آینومر نوری - کامپوزیت نوری (بزرگنمایی ۵۰۰ برابر)



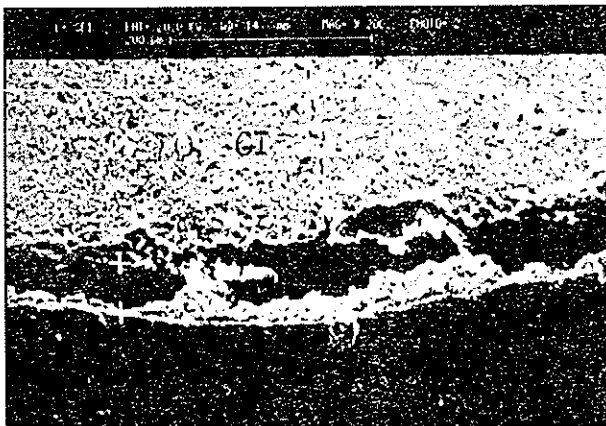
تصویر ۴- حد فاصل گلاس آینومر نوری - کامپوزیت شیمیایی در گروه ۲ (بزرگنمایی ۲۰۰۰ برابر)



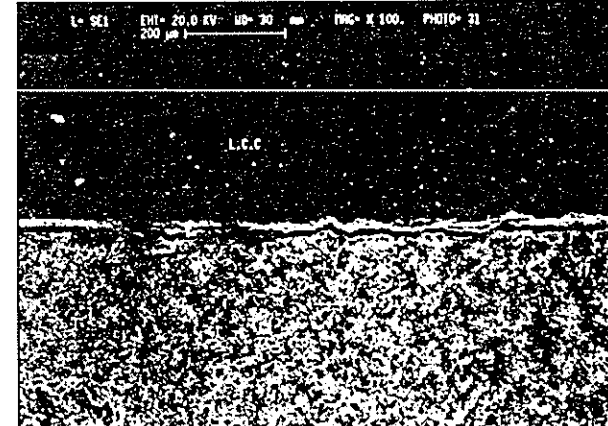
تصویر ۵- حد فاصل گلاس آینومر نوری - عاج در گروه ۳ (گلاس آینومر نوری - کامپوزیت نوری، بزرگنمایی ۲۰۰ برابر)



تصویر ۸- حد فاصل گلاس آینومر نوری - عاج و گلاس آینومر نوری - کامپوزیت نوری در گروه ۴*

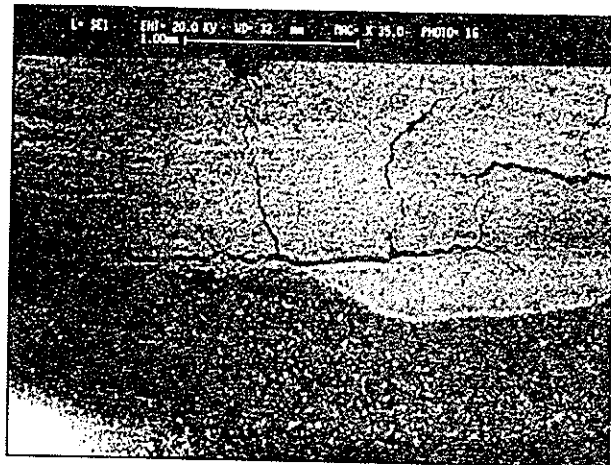


تصویر ۹- حد فاصل گلاس آینومر نوری - عاج، شکست کوهزیو در گلاس آینومر نوری (بزرگنمایی ۲۰۰ برابر)
* درز در هر دو حد فاصل مشاهده می‌شود. شکست کوهزیو در گلاس آینومر نوری نیز قابل مشاهده است.

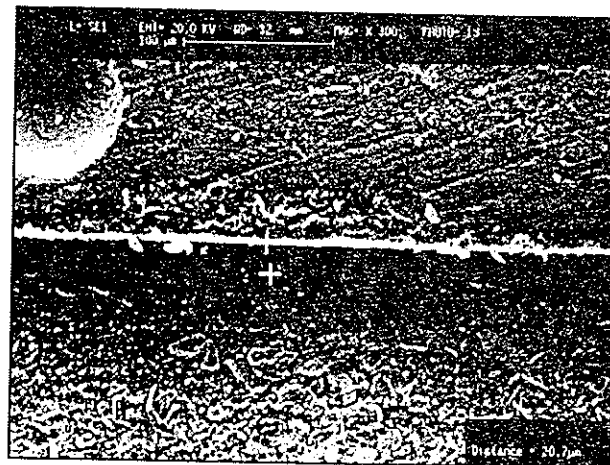


تصویر ۶- حد فاصل گلاس آینومر نوری - کامپوزیت نوری (بزرگنمایی ۱۰۰ برابر)

گرفتن کامپوزیت نوری بر روی گلاس آینومر نوری، اگرچه در حد فاصل گلاس آینومر با عاج درزی بروز نکرد ولی در حد فاصل گلاس آینومر- کامپوزیت درز بروز کرد و ترک نیز در گلاس آینومر مشاهده شد. با توجه به این که ۷۰٪ پلیمریزاسیون کامپوزیت نوری، در کمتر از ۱ دقیقه صورت می‌گیرد (۴)، سختی کامپوزیت بسرعت با تاباندن نور افزایش می‌یابد و فرصتی برای Plastic Flow ماده نیست و بخش انقباض سخت بیشتر می‌گردد؛ در نتیجه تنش‌های انقباضی می‌تواند سبب ایجاد تنش‌های داخلی در بیس زیرین شود و حتی درز در حد فاصل ایجاد گردد (۱۲،۱۱). در تحقیق حاضر با وجود سطح صاف عاجی تهیه شده، فقدان دیواره‌های باندشده و در نتیجه کاهش فاکتور C و امکان انقباض آزاد کامپوزیت، هیبرید بودن کامپوزیت مورد استفاده و انقباض حجمی اندک حین پلیمریزاسیون آن، ضخامت مناسب گلاس آینومر نوری و کاربرد لایه به لایه کامپوزیت، باز هم تنش‌های ایجادشده ناشی از روند پلیمریزاسیون کامپوزیت نوری فراتر از استحکام تنسایل گلاس- آینومر نوری بود؛ به نحوی که تحت در اثر نیروهای وارده بیس گلاس آینومر دچار ترک شد؛ همچنین با قرار گرفتن کامپوزیت نوری بر روی گلاس آینومر نوری، درز در حد فاصل گلاس آینومر- عاج مشاهده نشد ولی در حد فاصل گلاس آینومر- کامپوزیت بروز کرد و ترک‌های زیادی نیز در گلاس آینومر ایجاد گردید؛ این یافته با نتایج مطالعه Mason و Ferrari مشابه است (۱۸). Garcia و Crim و نیز Gordon و Plasschaert کاربرد کامپوزیت نوری بر روی گلاس آینومر را که سبب بروز درز در حدفاصل گلاس آینومر با عاج شده بود، گزارش کردند؛ احتمالاً در تحقیق ایشان کاربرد گلاس آینومر، شیمیایی و به صورت لاینر بوده است (۱۶،۱۵). در بررسی Cooley، با کاربرد کامپوزیت نوری به صورت لایه لایه بر روی چند لاینر گلاس آینومر نوری، درزی در حدود ۵ تا ۱۰ میکرون در حد فاصل گلاس آینومر- عاج بروز کرد که



تصویر ۱۰- ترک‌های ایجادشده در گلاس آینومر در گروه ۴ (بزرگنمایی ۳۵ برابر)



تصویر ۱۱- بروز درز در حد فاصل گلاس آینومر نوری- کامپوزیت نوری، پس از کاربرد آنفیلدرزین (بزرگنمایی ۳۰۰ برابر)

در تحقیق حاضر برای کاهش اثر متغیرهایی مانند شکل حفره، ابعاد حفره، فاکتور C، باندینگ به دیواره‌های مینایی و سطح صاف عاجی در نمونه‌ها تهیه شد؛ بدین ترتیب فاکتور C تا حد زیادی کاهش یافت و تنها روند پلیمریزاسیون رزین کامپوزیت، میزان انقباض ناشی از پلیمریزاسیون و توانایی سیلان آن مطرح می‌گردد. در این مطالعه هیچ‌گونه درز و ترک در گلاس آینومر بروز نکرد؛ این امر نشانگر آن است که استحکام تنسایل گلاس آینومر نوری، توانسته است در برابر انقباض سخت کامپوزیت شیمیایی مقاومت نماید؛ اما با قرار

ضخامت ۱ میلیمتری گلاس آینومر نوری در این تحقیق نیز نتوانست اثر مخرب تنش‌های پلیمریزاسیون کامپوزیت نوری را کاهش دهد؛ بدین ترتیب بهتر است مطالعه‌ای درباره بررسی تأثیر ضخامت بیشتر گلاس آینومر، تأثیر تهیه حفره، کاربرد عوامل باندینگ جدید، اثرسیکل‌های حرارتی و نیروهای جویده انجام شود.

نتیجه‌گیری

از مطالعه حاضر با توجه به شرایط و محدودیت‌های موجود می‌توان نتایج زیر را عنوان نمود:

- کاربرد کامپوزیت شیمیایی بر روی گلاس آینومر نوری هیچ‌گونه درز در حدفاصل گلاس آینومر - عاج و گلاس آینومر - کامپوزیت ایجاد نکرد؛ همچنین هیچ‌گونه ترکی در گلاس آینومر مشاهده نشد و ترمیم کاملاً یکپارچه بود.
- قراردادن کامپوزیت نوری بر روی گلاس آینومر نوری سبب بروز درز در حدفاصل گلاس آینومر - کامپوزیت گردید و ترک نیز در گلاس آینومر مشاهده شد.
- اچ کردن گلاس آینومر نوری قبل از کاربرد کامپوزیت نوری در هر دو حد فاصل درز ایجاد کرد و ترک‌های شدیدی در گلاس آینومر بروز نمود و شکست آن از نوع کوهزیو بود.

احتمالاً به دلیل تهیه حفره، ضخامت کم لاینر و تشدید اثرات انقباض پلیمریزاسیون کامپوزیت نوری بوده است؛ وی در بررسی خود ترک‌های بسیاری در گلاس آینومر مشاهده کرد (۱۹). در مطالعه حاضر، نمونه‌هایی از گلاس آینومر اچ شده، در هر دو حد فاصل درز داشتند که با یافته مطالعه Phillips و Brown مشابه است (۲۱)؛ به طور کلی چسبندگی گلاس آینومر و کامپوزیت از نوع مکانیکال است و چنانچه با اچ کردن، تشدید شود و اتصال قویتری با کامپوزیت برقرار شود، سطح آزاد برای انقباض کامپوزیت کاهش می‌یابد و امکان سیلان گلاس آینومر نیز که الاستیک مدولوس پایین‌تری دارد، کاهش می‌یابد. در نتیجه تنش‌های پلیمریزاسیون بیشتری به ترمیم وارد می‌شود که می‌تواند باعث انفصال باند گلاس آینومر با عاج گردد (۱۳،۷). در تحقیق حاضر مانند بسیاری از مطالعات انجام شده، میکروسکوپ الکترونی، نشانگر انفصال باند گلاس آینومر از نوع کوهزیو بود (۲۲،۱۳،۷،۲)؛ بدین معنی که در هیچ یک از نمونه‌ها گلاس آینومر نوری، به صورت یک لایه کامل از عاج زیرین، جدا نشده بود بلکه قسمتی از آن بر روی سطح عاج باقی مانده بود. به نظر می‌رسد با وجود آن که گلاس آینومر نوری نسبت به انواع شیمیایی از خواص فیزیکی بهتری برخوردار است، ولی در اثر اچ شدن دچار ترک و انفصال باند می‌شود. ظاهراً

منابع:

- 1- Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11th ed. St. Louis: Mosby; 2002.
- 2- Roberson Theodore M, Heyman Harold O. Swift Edward J. Sturtevant's Art & Science of Operative Dentistry. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2002.
- 3- Schwartz RS, Summit James B, Williams RJ. Fundamentals of operative dentistry a contemporary approach. 2nd ed. Philadelphia: Quintessence; 2001.
- 4- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dental Materials 1999; 15 (2): 128-37.
- 5- Bausch Jr, De Lange K, Davbidson CL. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J Prosthet Dent 1982; 48(1): 59-67.
- 6- Mc Cabe JF, Walls A.WG. Applied Dental Materials. 8th ed. London: Blackwell; 1998.
- 7- Dietschi D, Krejci I. Adhesive restorations in posterior teeth rational for the application of direct techniques. Oper Dent Supple 6, 2001: 191-97.

- 8- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composite and glass ionomer cements. *J Prosthet Dent* 1988; 59(3): 298-300.
- 9- Mc Cullock AJ, Smith BGN. In-vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J* 1986;161,405-409.
- 10- Fusayama T. A simple pain-free adhesive restorative system by minimal reduction and total etching. *Ishiyaku Euro Am* 1993; 59(3): 298-300.
- 11- Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 1996; 21: 17-24.
- 12- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 1998 Jun; 77(6): 1435-45.
- 13- Davidson Carel L, Mjör Ivar A. *Advances in glass ionomer cements*. Philadelphia: Quintessence; 1999.
- 14- Smith EDK, Martin F. Microleakage of glass ionomer composite restorations: A laboratory study, the influence of glass ionomer cement, *Aust Dent J* 1992; 37(1): 23-30.
- 15- Crim GA, Garcia-Godoy F. Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent* 1987; (57): 574-76.
- 16- Gordon M. Plasschaert AJM. Microleakage of 4 composite resins over glass ionomer cement base in class 5 restorations. *Quint Int* 1985; 12: 817-20.
- 17- Schwartz JL, Anderson MH, Pelleu Jr GB. Reducing microleakage with glass ionomer- resin sandwich technique. *Oper Dent* 1990; 15: 186-92.
- 18- Mason PN, Ferrari M. In-vivo evaluation of glass ionomer cement adhesion to dentin. *Quint Int* 1994; 25: 499-504.
- 19- Cooley RL. Dentinal shear bond strength, microleakage and contraction gap of visible light polymerized liners & bases. *Quint Int* 1991; 22: 467-74.
- 20- Clinical Research Association Newsletter. CRA site; 2003.
- 21- Phillips R, Brown KB. The glass ionomer lined cervical composite restoration: an in-vitro investigation. *Oper Dent* 1993; 18: 17-27.
- 22- Roulet J, Degrange M. *Adhesion, the silent revolution in dentistry*. Philadelphia: Quintessence; 2000.