تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۶، شماره ۲، تابستان ۱۳۹۳، ۱۵۵-۱۵۹

بررسی تأثیر افزودن ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت بر استحکام باندبرشی براکت‌های سرامیکی باند شده با سیمان گلاس آینومر رزین مدیفاید

دکتر محسن نوری ساری[۱]- دکتر الهه سیدطبایی[۲]- دکتر عباس صالحی‌وزیری[۱]- دکتر حسنعلی غفاری[۱]- دکتر سیدمهدی عرق بیدی کاشانی[۱]- دکتر غلامرضا اسلامی امیرآبادی[۱]

۱- استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران

۲- دستیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: *یکی از مشکلات درمان در ارتودنسی ثابت، کنترل دمینرالیزاسیون مینا در اطراف براکت‌هاست. مواد آزاد کننده فلوراید جهت کنترل این مشکل پیشنهاد می‌شوند. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر افزودن ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت بر استحکام باند برشی سیمان گلاس آینومر رزین مدیفاید در زمان دباندینگ براکت‌های سرامیکی می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی، هشتاد دندان پرمولر انسان جمع‌آوری و به چهار گروه باندینگ تقسیم شدند. گروه ۱: Transbond XT (گروه کنترل)، گروه ۲: سیمان Fuji II LC (Resin Modified glass ionomer cement) و در دو گروه ۳ و ۴ به ترتیب مقادیر ۵٪ و ۱۰٪ نانوهیدروکسی آپاتیت (NHA) به RMGIC افزوده شد. پس از اچ کردن سطح مینا براکت‌های سرامیک باند شدند. استحکام باند برشی و ARI برای هر گروه مورد ارزیابی قرار گرفت. از آزمونهای آماری One-way ANOVA, Tukey post hoc HSD, Kruskal Walis جهت آنالیز داده‌ها استفاده شد.*

یافته‌ها: *بر اساس آزمون ANOVA ، سیمان رزین مدیفاید گلاس آیونومر حاوی ۱۰٪ ذرات NHA به صورت معنی‌داری استحکام باند برشی پایینتری نسبت به سایر گروهها دارا بود (۱۱/۹۳±۲/۱۱) و بین گروههای دیگر تفاوت معنی‌دار نبود. میانگین استحکام باند برشی در سایر گروهها به صورت مقابل است: گروه ۱ (۱۷/۳۳±۴/۰۷)، گروه ۲ (۱۷/۲۲±۳/۵۵) و گروه ۳ (۱۶/۵۶±۲/۵۹). الگوی شکست در گروههای حاوی سیمان گلاس آینومر رزین مدیفاید بر خلاف گروه کنترل اغلب به صورت کوهزیو بود.*

نتیجه‌گیری: *سیمان گلاس آینومر رزین مدیفاید حاوی ۵٪ ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت، می‌تواند به خوبی کامپوزیت رزین، برای باند براکت‌های سرامیک به کار برده شود.*

کلید واژه‌ها: *سیمان گلاس آینومر رزین مدیفاید ، نانو هیدروکسی آپاتیت ، براکت سرامیک*

وصول مقاله: ۱۳۹۲/۹/۱۰ اصلاح نهایی: ۱۳۹۲/۱۱/۵ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۲/۲۵

نویسنده مسئول: دکتر الهه سیدطبایی، گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران

e.mail:e.seirtabaei@shahed.ac.ir

Archive of SID

مقدمه

سیمانهای گلاس آینومر (GIC) برای اولین بار توسط Wilson و Kent در سال ۱۹۷۲ به عنوان ماده انتخابی جهت ترمیم زیبایی در دندانهای قدامی مطرح شدند. (۱)، این سیمانها علاوه بر سازگاری زیستی با مینا و عاج، دارای اثر کاریواستاتیک نیز هستند و عملکرد یون فلوراید در آنها باعث آغاز پدیده رمینرالیزاسیون می‌شود اما استحکام باند این سمانها از لحاظ کلینیکی پایین است. (۱-۲)

در تلاش جهت افزایش آزادسازی فلوراید و بهبود استحکام باند سیمانهای رزین مدیفاید گلاس‌آیونومر (RMGIC) معرفی شدند. (۳)، تاکنون فیلرهای مختلفی همچون سیمانهای نقره (Silver cements)، پودر استنلیس استیل، فایبرهای کربن و آلومینو-سیلیکات و همچنین هیدروکسی آپاتیت (HA) جهت بهبود خواص گلاس آینومر به کار برده شدند. HA یکی از اصلیترین اجزای کلسیفیه دندان و استخوان است. اندازه کوچک ذرات آن، مشابه با سایر مواد معدنی در دندان، منجر به افزایش ناحیه سطحی و حلالیت بالاتر آن می‌شود. (۴-۵)، نانوهیدروکسی آپاتیت (NHA) به دلیل حلالیت بالا می‌تواند با آزادسازی یون‌های غیرارگانیک مثل کلسیم و فسفات، میکروپورهای

www.SID.ir

موجود در نقایص مینایی را به طور مؤثری پر کند و علاوه بر افزایش مقاومت به دمینرالیزاسیون موجب بهبود استحکام باند بین ماده ترمیمی و دندان شود. (۶)

براکت‌های سرامیک از سال ۱۹۸۷ به منظور استفاده در کلینیک در دسترس قرار گرفتند. این براکت‌ها دارای زیبایی بهتر و دوامی در حدّ براکت‌های استنلیس استیل می‌باشند، هرچند افزایش خطر شکست مینا در حین دباندینگ استفاده از آنها را محدود کرده است. (۷)

هدف از این مطالعه بررسی تأثیر افزودن ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت بر استحکام باند برشی سیمان گلاس آینومر رزین مدیفاید و مقایسه آن با کامپوزیت نوری ارتودنتیک در زمان دباندینگ براکت‌های سرامیک می‌باشد.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، هشتاد دندان پرمولر سالم که به منظور ارتودنسی خارج شده بودند جمع‌آوری شده و پس از تمیز کردن، در دمای اتاق در آب مقطر نگهداری شدند. دندانها به صورت تصادفی در چهار گروه حاوی بیست دندان قرار گرفتند. جهت باند براکت‌ها ابتدا سطح باکال دندانها در همه گروهها با اسیدفسفریک ۳۷٪ به مدت سی ثانیه اچ شد و سپس براکت‌های سرامیکی Illusion® Plus™ (Ortho organizer, USA) با استفاده از سیستم‌های باندینگ زیر مطابق دستور کارخانه سازنده در مرکز دندانها باند شدند. مواد مورد استفاده در این مطالعه به شرح جدول ۱ می‌باشند. گروههای باندینگ شامل:

گروه ۱: Transbond XT (3M, St Paul, Mn, USA) (TBXT)

گروه ۲: سیمان Fuji II LC (GC Corp. Tokyo, Japan) (RMGIC)

گروه ۳: سیمان Fuji II LC (GC Corp. Tokyo, Japan) حاوی ۵٪ ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت (5%NHA)

گروه ۴ :سیمان Fuji II LC (GC Corp. Tokyo, Japan) حاوی ۱۰٪ ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت (10%NHA)

در گروه ۱ قبل از باندینگ، از پرایمر TBXT (3M, St Paul, Mn,USA) استفاده شد. در گروههای ۲،۳و۴، پودر و مایع با توجه به دستور کارخانه سازنده مخلوط شدند. پس از قراردهی براکت‌ها ادهزیو اضافی برداشته شد و به مدت چهل ثانیه با دستگاه لایت کیور LED (L.E.Demetron, SDS Kerr, USA) کیور شد. دندانها به مدت یک هفته در آب مقطر حاوی ۰/۵٪ کلرامین T (Chloramin T trihydrate, Merck Corp., Germany) در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در انکوباتور نگهداری شدند. دندانها جهت ارزیابی استحکام باند مانت و استحکام باند برشی با استفاده از دستگاه تست Instron Universal Testing (Zwick Roell, Germany) با نیروی برشی با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه مورد ارزیابی قرار گرفت. (۸)، نیروی برشی به وسیله میله‌ای به شکل چیزل با انتهای تخت و ۰/۵ میلی‌متر لبه برنده که به سر دستگاه متصل می‌شود در نزدیک محل تماس براکت به دندان اعمال شد و نیروی شکست به وسیله نرم افزار test Xpert V11.0 (Zwick Roell, Germany) بر اساس مگاپاسکال با تقسیم نیروی برشی بر سطح مقطع بیس براکت محاسبه گردید.

بعد از دباندینگ سطوح شکست در زیر استریومیکروسکوپ نوری با بزرگنمایی ۱۰× مورد بررسی قرار گرفت. الگوی شکست و میزان ادهزیو باقیمانده بر اساس (Artun and Bergland, 1984) ARI تعیین شد (۲و۸)، به این صورت که:

۰- هیچ ادهزیوی روی دندان باقی نمانده باشد

۱- کمتر از نیمی از ادهزیو روی دندان باقی مانده باشد

۲- بیش از نیمی از ادهزیو روی دندان باقی مانده باشد

۳- همه ادهزیو روی دندان باقی مانده باشد.

استحکام باند در هر چهارگروه به وسیله آزمونهای One-way ANOVA و Tukey post hoc HSD بررسی شد و از آزمون Kruskal Wallis جهت ارزیابی تفاوت مشخص در درجات ARI استفاده گردید. کلیه عملیات آماری با استفاده از نرم افزار SPSS ویرایش ۱۸ انجام شد.

یافته‌ها

میزان استحکام باند (به مگاپاسکال) و نتایج آزمونهای آماری در جدول ۲ نشان داده شده است. نتایج آزمون ANOVA تفاوت آماری مشخصی را بین گروههای آزمایشی نشان می‌دهد.

استحکام باند در گروه ۴ به صورت معنی‌داری کمتر از سایر گروهها بود ($P <۰/۰۰۱$)، اما تفاوت مشخصی بین سایر گروهها وجود نداشت ($P >۰/۰۵$). درجات ARI مربوط به سطوح شکست در جدول ۳ نمایش داده شده است. آزمون Kruskal-wallis تفاوت مشخصی را بین گروههای آزمایشی نشان داد ($P <۰/۰۰۱$). الگوی شکست در گروه ۱ به صورت غالب از نوع ادهزیو بود، در حالی که در سایر گروهها غالبا از نوع کوهزیو بود. (بیشتر ماده باندینگ بر سطح مینا باقی ماند).

www.SID.ir

جدول ۱: مواد مورد استفاده

نام ماده	شرکت سازنده	ترکیب شیمیایی
Fuji II LC	GC Corporation Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8585, Japan	Powder: Fluoro-Alumino-Silicate glass Liquid: Polyacrylic acid, 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA), Dimethacrylate, Camphorquinone, Water
Transbond XT	3M Unitek Orthodontic Products 2724 South Peck Road Monrovia, CA 91016 USA	Adhesive paste: Silica, BIS-GMA, Silane, N-dimethyl benzocaine, Hexa-fluoro-phosphate
Illusion® Plus™ Ceramic Bracket	Ortho organizer 1822 Aston Avenue, Carlsbad, CA 92008,USA	Purest Polycrystalline, 99% Alumina
Hydroxy appatite Nano P	Nanoshel Washington, USA	Ca5(OH) (PO4)3

جدول ۲: مقادیر استحکام باند برشی و انحراف معیار

نام ماده	تعداد	حداقل	حداکثر	انحراف معیار + میانگین
Transbond XT	۲۰	۱۱/۰۲	۲۵/۶۰	۱۷/۳۳±۴/۰۷
RMGI	۲۰	۹/۵۱	۲۲/۲۰	۱۷/۲۲±۳/۵۵
NHA 5%	۲۰	۱۱/۴۰	۲۰/۷۷	۱۶/۵۶±۲/۵۹
NHA 10%	۲۰	۶/۸۷	۱۶/۳۱	*۱۱/۹۳±۲/۱۱

(*) بیان کننده وجود تفاوت معنی‌دار است. ($P < ۰/۰۵$)

جدول ۳: توزیع الگوی شکست (بر اساس درجه بندی **ARI**)

نام ماده / درجه ARI	۰	۱	۲	۳
Transbond XT*	۰	۱۶	۳	۱
RMGI	۰	۷	۶	۷
NHA 5%	۰	۵	۶	۹
NHA 10%	۱	۳	۱۰	۶

(*) بیان کننده وجود تفاوت معنی‌دار است.

بحث

دو مقوله بحث برانگیز در درمان ارتودنسی، دمینرالیزاسیون مینا و استحکام باند ادهزیو مورد استفاده است. GIC به دلیل ترکیب شیمیایی خاص آن که به رطوبت نیاز دارد، می‌تواند در محیطهای مرطوب به طور مؤثر مورد استفاده قرار گیرد.

همچنین دارای تطابق پذیری زیستی و آزادسازی فلوراید است که آن را به عنوان ماده انتخابی در نواحی از دهان که رعایت ایزولاسیون خشک مشکل است (مثل مولرهای دوم، دندانهایی که به صورت جراحی اکسپوز شده‌اند، یا سطح لینگوال دندانهای مندیبل) مطرح می‌کند. (۶و۹)، مطالعات پیشین نشان دادند که افزودن NHA به GIC مقاومت به دمینرالیزاسیون را افزایش می‌دهد. (۶و۱۰-۱۱)، NHA به دلیل اندازه کوچکتر ذرات می‌تواند در مینای دمینرالیزه رسوب کند. به علاوه حلالیت بالای NHA منجر به آزادسازی مؤثر یون‌های کلسیم و فسفات می‌شود که موجب پر شدن میکروپورها می‌گردد. (۱۲)، نفوذ یون‌های غیرارگانیک و ذرات HA به سطح دمینرالیزه، مانع از حرکت کلسیم آزاد شده از سطح مینا می‌شود و بنابراین مقاومت به دمینرالیزاسیون افزایش می‌یابد. (۶)

از نقطه نظر استحکام باند برشی، GIC به صورت شیمیایی به مینا و عاج باند می‌شود و ضریب انبساط حرارتی مشابهی با ساختار دندان دارد. هر چند مکانیسم باند شیمیایی آن هنوز به طور کامل مشخص نیست ولی یکی از مکانیسم‌های ممکن می‌تواند شکل‌گیری باند یونی بین اسید پلی آلکنوئیک و HA دندان باشد. با این وجود خصوصیات مکانیکال ضعیفی دارد که از آن جمله می‌توان به شکنندگی و استحکام کششی و فشاری پایین آن اشاره کرد. (۶)، تاکنون تلاشهای زیادی در جهت بهبود

Archive of SID
www.SID.ir

خصوصیات مکانیکال و بهبود خواص کاریوژنیک آن صورت گرفته است. تحقیقهای اخیر تأثیر افزودن ذرات HA بر خواص GIC را مورد بررسی قرار داده‌اند. Lucas و همکارانش در مطالعه خود نشان دادند که افزودن ۸٪ HA به GIC تأثیر مخربی بر استحکام باند آن به عاج نمی‌گذارد و این ترکیب به صورت مداوم به مدت ۱۳ هفته فلوراید آزاد می‌کند. (۱۰)، Golcar و همکارانش نیز در مطالعه‌ای تأثیر افزودن ذرات NHA را بر روی خواص مکانیکی RMGIC ارزیابی کردند. آنها نشان دادند که افزودن ۵٪ NHA به RMGIC موجب بهبود معنی‌داری در استحکام خمشی و ضریب الاستیک خمشی می‌گردد. (۱۳)، مطالعات دیگری نیز بهبود استحکام باند را تأیید می‌کنند. (۶ ، ۱۰-۱۱، ۱۴-۱۵) در این مطالعه نشان داده شد که افزودن ۵٪ NHA به RMGIC اثر منفی بر استحکام باند آن نمی‌گذارد و دارای استحکام باند مشابهی است، اما با افزودن ۱۰٪ NHA استحکام باند کاهش یافت. Santos و همکاران به بررسی خصوصیات جذب آب کامپوزیت‌های دندانی حاوی فیلرهای HA پرداختند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که جذب آب نمونه‌های حاوی فیلر بالاتر از محتوای پایه‌ای کامپوزیت بود. این افزایش می‌تواند با حضور تخلخلها و ذرات فیلر در ساختار درونی کامپوزیت مرتبط باشد. (۱۶)، به نظر می‌رسد که با افزایش درصد NHA، تجمع ذرات فیلر و تخلخلها افزایش می‌یابد. این اجزا در جذب آب نقش دارند زیرا به صورت Loose در ماتریکس قرار گرفته و در نتیجه آب اضافی می‌تواند بین آنها و ماتریکس قرار گیرد و در نهایت منجر به کاهش خصوصیات باندینگ گردد.

در این مطالعه تفاوت معنی‌داری در استحکام باند برشی بین رزین کامپوزیت معمولی و RMGIC دیده نشد. نتایج مشابهی نیز پیش از این گزارش شده است. (۹و۱۷)، هر چند Sfondrini و همکاران نشان دادند در صورتی که پیش از استفاده از RMGIC اچینگ انجام نشده باشد، استحکام باند برشی حاصل از آن پایینتر از رزین کامپوزیت‌های معمولی خواهد بود. مطالعات دیگری نیز این یافته را تأیید می‌کنند. (۷ و ۱۷-۱۹)

محققان بسیاری توصیه کرده‌اند که پیش از کاربرد RMGIC، آماده‌سازی مینا صورت گیرد. (۸-۹)، Valente و همکاران در مطالعه‌ای تأثیر غلظتهای مختلف اسید اچ را بر استحکام باند کششی RMGIC در زمان باند اتچمنت‌های ارتودنسی بررسی کردند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که RMGIC می‌تواند به صورت‌مؤثری به دندان اچ‌شده باند شود اما تفاوتی در استحکام باند کششی زمان استفاده از اسید فسفریک ۱۰٪-۳۷٪ و یا اسید پلی آکریلیک ۱۰٪ پیش از کاربرد RMGIC وجود ندارد. (۹)، بر اساس این یافته‌ها می‌توان نتیجه گرفت که اچینگ قبل از کاربرد RMGIC می‌تواند در بهبود خصوصیات باند آن مؤثر باشد.

بر اساس نتایج ARI، سطوح شکست در نمونه‌های گروه RMGIC و RMGIC حاوی ۵٪ NHA به صورت غالب درجه ۱ و ۲ را نشان دادند. در صورتی که ۸۰٪ از نمونه‌های Transbond XT درجه ۱ و ۵۰٪ از نمونه‌های RMGIC حاوی ۱۰٪ NHA درجه ۲ شکست را نشان دادند. الگوی شکست باند تحت تأثیر عوامل مداخله کننده متعددی از جمله جهت نیروی اعمالی، آماده‌سازی مینا، نوع ادهزیو و نوع براکت قرار دارد. (۲۰)

نتایج مطالعه حاضر نشان داد زمانی که از Transbond XT به عنوان ادهزیو استفاده می‌شود، در زمان دباندینگ ادهزیو به صورت غالب بر روی براکت باقی می‌ماند. مطالعات قبلی نیز این یافته را تأیید می‌کنند. (۱۷و ۱۹-۲۰)، این یافته با مطالعه de Carvalho و همکاران در تضاد است که در گزارش خود نشان دادند بیشترین سطوح شکست در مورد Transbond XT در حدّ فاصل براکت / ادهزیو رخ می‌دهد. (۷)، در سایر گروهها که حاوی RMGIC بودند، الگوی شکست به صورت غالب کوهزیو بود. این یافته در توافق با مطالعه Ngo و همکاران است که بیان کردند استحکام باند بین بافت سخت دندان و سیمان قویتر از استحکام بین ماتریکس سیمان و ذرات گلاس است. (۲۱)

مطالعات دیگری نیز این یافته را تأیید کردند. (۶و۱۴)، به علاوه آماده‌سازی مینا با اسید فسفریک پیش از کاربرد RMGIC یک مزیت کلینیکی محسوب می‌شود زیرا هیچ آسیب مینایی در حین دباندینگ رخ نمی‌دهد و در موارد دباندینگ تصادفی، سیمان به سطح دندان آماده‌سازی شده متصل باقی می‌ماند و به فرآیند آزادسازی فلوراید ادامه می‌دهد. (۲۲)

در این مطالعه هیچ موردی از شکست براکتی مشاهده نشد Mirzakouchaki و همکارانش نیز نتیجه مشابهی را گزارش کردند. (۲۳)، از جمله عوامل دخیل در شکست براکتی می‌توان به نوع براکت، روش و تجهیزات استفاده شده برای دباندینگ و محل اعمال نیرو اشاره کرد. اعمال نیرو به وینگ‌های براکت خطر شکست آن را افزایش می‌دهد. (۲۳)

مطالعات آینده باید در جهت بررسی تأثیر گذر زمان بر خواص مواد صورت گیرد و نیز تأثیرگذاری این ماده در شرایط کلینیکی مورد ارزیابی قرار گیرد.

www.SID.ir
Archive of SID

نتیجه‌گیری

۱- RMGIC می‌تواند به اندازه رزین کامپوزیت‌های لایت‌کیور در باندینگ براکت‌های سرامیک مؤثر باشد.

۲- افزودن ۵٪ NHA به RMGIC روشی مؤثر جهت بهبود خصوصیات آن است.

۳- با افزایش بیشتر غلظت NHA در RMGIC، استحکام باند کاهش می‌یابد.

۴- الگوی شکست در گروه RMGIC و گروههای حاوی NHA به صورت غالب از نوع کوهزیو بود.

REFERENCES

1. Pithon MM, Dos Santos RL, Oliveira MV, Ruellas AC, Romano FL. Metallic brackets bonded with resin-reinforced glass ionomer cements under different enamel conditions. Angle Orthod. 2006 Jul;76(4):700-4.

2. Pereira TB, Jansen WC, Pithon MM, Souki BQ, Tanaka OM, Oliveira DD. Effects of enamel deproteinization on bracket bonding with conventional and resin-modified glass ionomer cements. Eur J Orthod. 2013 Aug;35(4):442-6.

3. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. Am J Orthod and Dentofac Orthoped. 2001 Jan;119(1):36-42.

4. Arcís RW, López-Macipe A, Toledano M, Osorio E, Rodríguez-Clemente R, Murtra J, et al. Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. Dent Mater. 2002 Jan;18(1):49-57.

5. Domingo C, Arcís RW, López-Macipe A, Osorio R, Rodríguez-Clemente R, Murtra J, et al. Dental composites reinforced with hydroxyapatite: Mechanical behavior and absorption/elution characteristics. J Biomed Mater Res. 2001 Aug;56(2):297-305.

6. Lee JJ, Lee YK, Choi BJ, Lee JH, Choi HJ, Son HK, et al. Physical properties of resin-reinforced glass ionomer cement modified with micro and nano-hydroxyapatite. J Nanosci Nanotechnol. 2010 Aug;10(8):5270-6.

7. De Carvalho RCC, de Carvalho NMP, Herênio SS, Oliveira Bauer JR, Paiva AEM, Costa JF, et al. Evaluation of shear bond strength of orthodontic resin and RMGI cement on bonding of metal and ceramic brackets. South Braz Dent J- RSBO. 2012 Apr-Jun;9(2):170-6.

8.Larmour CJ., Mccabe JF, Gordon PH. An ex vivo assessment of resin-modified glass ionomer bonding systems in relation to ceramic bracket debond. J of Orthod. 2000 Dec; 27(4):329-32.

9. Valente RM, De Rijk WG, Drummond JL, Evans CA. Etching conditions for resin-modified glass ionomer cement for orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002 May;121(5):516-20.

10. Lucas ME, Arita K, Nishino M. Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. Biomat. 2003 Sept;24(21):3787-94.

11. Moshaverinia A, Ansari S, Movasaghi Z, Billington RW, Darr JA, Rehman IU. Modification of conventional glass-ionomer cements with N-vinylpyrrolidone containing polyacids, nano-hydroxy and fluoroapatite to improve mechanical properties. Dent Mater. 2008 Oct;24(10):1381-90.

12. Huang M, Feng J, Wang J, Zhang X, Li Y, Yan Y. Synthesis and characterization of nano-HA/PA66 composites. J Mater Sci Mater Med. 2003 Jul;14(7):655-60.

13. Golcar P, Mohammadibasir M, Ataii M, Rezvani MB. Effect of the incorporation of various amounts of nano-sized Hydroxyapatite on the mechanical properties of a resin modified glass ionomer. [Thesis]. Tehran: Shahed Dental University; 2010.

14. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite nanobioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). Acta Biomat. 2008 Mar;4(2):432-40.

15. Seyed Tabaii E, Nuri Sari M. Evaluation of shear bond strength of resin reinforced glass inomer cement modified by nano-hydroxyapatite on ceramic brachet debonding using full-dimension wire. Ann Res & Rev in Biol. 2014 May; 4 (10):1878-86.

16. Santos C, Clarke RL, Braden M, Guition F, Davy KWM. Water absorption characteristics of dental composite incorporating hydroxyaptite filler. Biomat. 2002 Apr; 23(8): 1897-1904.

17. Cheng HY, Chen CH, Li CL, Tsai HH, Chou TH, Wang WN. Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. Eur J Orthod. 2011 Apr;33(2):180-4.

18. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. Am J of Orthod Dentofac Orthoped. 2001 Jan;119(1):30-5.

19. Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M, Gunel

Archive of SID
www.SID.ir

E, et al. Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin-reinforced glass ionomer cement: An in vitro and in vivo study. Angle Orthod. 1999 Oct;69(5):463-9.
20. Pseiner BC, Freudenthaler J, Jonke E, Bantleon HP. Shear bond strength of fluoride- releasing orthodontic bonding and composite materials. Eur J Orthod. 2010 Jun;32(3):268-73.
21. Ngo H, Mount GJ, Peters MC. A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. Quintessence Int. 1997 Jan;28(1):63-9.
22. Maruo IT, Godoy-Bezerra J, Saga AY, Tanaka OM, Maruo H, Camargo ES. Effect of etching and light-curing time on the shear bond strength of a resin-modified glass ionomer cement. Braz Dent J. 2010 Oct;21(6):533-7.
23. Mirzakouchaki B, Kimyai S, XHydari M, Shahrbaf S, Mirzakouchaki-Boroujeni P. Effect of self-etching primer/ adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic brackets. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012 Jan;17(1):164-70.

Archive of SID

www.SID.ir