

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

دکتر محسن نوری ساری<sup>۱</sup> - دکتر الهه سیدطیابی<sup>۲</sup> - دکتر عباس صالحی‌وزیری<sup>۱</sup> - دکتر حسنعلی غفاری<sup>۱</sup> - دکتر سیدمه‌دی عرق بیدی کاشانی<sup>۱</sup> - دکتر غلامرضا اسلامی<sup>۱</sup>

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 ارتودنسی ثابت، کسرتن دمیترالیزاسیون 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 Wallis* جهت آنالیز داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: بر اساس آزمون *ANOVA*، سیمان رزین مدیفاید گلاس آینومر حاوی ۱۰٪ ذرات *NHA* به صورت معنی‌داری استحکام باند برشی پایینتری نسبت به سایر گروه‌ها دار بود.  $(11/93 \pm 2/11)$  و بین گروه‌های دیگر تفاوت معنی‌دار نبود. میانگین استحکام باند برشی در سایر گروه‌ها به صورت مقابل است: گروه ۱  $(17/23 \pm 4/07)$ ، گروه ۲  $(17/22 \pm 3/55)$  و گروه ۳  $(16/56 \pm 2/59)$ . الگوی شکست در گروه‌های حاوی سیمان گلاس آینومر رزین مدیفاید بر خلاف گروه کنترل اغلب به صورت کوهزیر 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 سرامیکی

پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۲/۲۵

اصلاح نهایی: ۱۳۹۲/۱۱/۵

وصول مقاله: ۱۳۹۲/۹/۱۰

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

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

### مقدمه

(۲)، تاکنون فیلرهای مختلفی همچون سیمانهای نقره (Silver cements)، پودر استتلیس استی، فایبرهای کربن و آلومینز-سیلیکات و همچنین هیدروکسی آپاتیت (HA) جهت بهبود خواص گلاس آینومر به کار برده شدند. HA یکی از اصلیتترین 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، میکروپوره‌های

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 سیمانها از لحاظ کلینیکی پایین است. (۱-۲) در تلاش جهت افزایش آزادسازی فلوراید و بهبود استحکام باند سیمانهای رزین مدیفاید گلاس آینومر (RMGIC) معرفی شدند.

در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در انکوباتور نگهداری شدند. دندانها جهت ارزیابی استحکام باند مانع 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 برکت 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 برکت محاسبه گردید. بعد از دباندینگ سطوح شکست در زیر استریومیکروسکوپ نوری با بزرگنمایی  $\times 10$  مورد بررسی قرار گرفت. الگوی شکست و میزان آدهزیو باقیمانده بر اساس (Artun and Bergland, ۱۹۸۴) تعیین شد (۸و۲)، به این صورت که:

۰- هیچ آدهزیوی روی دندان باقی نمانده باشد

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

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

۳- همه آدهزیو 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 ( $P < 0/001$ )، اما تفاوت مشخصی بین سایر گروهها وجود نداشت ( $P > 0/05$ ). درجات ARI مربوط به سطوح شکست در جدول ۲ نمایش داده شده است. آزمون Kruskal-wallis تفاوت مشخصی را بین گروههای آزمایشی نشان داد ( $P < 0/001$ ). الگوی شکست در گروه ۱ به صورت غالب از نوع آدهزیو بود، در حالی که در سایر گروهها غالباً از نوع کوهزیو بود. (بیشتر ماده باندینگ بر سطح مینا باقی ماند).

موجود در نقایص مینایی را به طور مؤثری پر کند و علاوه بر افزایش مقاومت به دمیترالیزاسیون 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 حد 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 ۷٪ 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 (۳M, 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 (۵٪NHA)

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

در گروه ۱ قبل از باندینگ، از پرایمر (۳M, St Paul, TBXT) (Mn, USA) استفاده شد. در گروههای ۲، ۳ و ۴، پودر و مایع با توجه به دستور کارخانه سازنده مخلوط شدند. پس از قراردادی براکتها آدهزیو 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 ۵٪ کلرامین T (Chloramin T trihydrate, Merck Corp., Germany)

جدول ۱: مواد مورد استفاده

نام ماده	شرکت سازنده	ترکیب شیمیایی
<b>Fuji II LC</b>	GC Corporation Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo ۱۷۴-۸۵۸۵, Japan	Powder: Fluoro-Alumino-Silicate glass Liquid: Polyacrylic acid, ۲-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA), Dimethacrylate, Camphorquinone, Water
<b>Transbond XT</b>	۳M Unitek Orthodontic Products ۳۷۳۴ South Peck Road Monrovia, CA ۹۱۰۱۶ USA	Adhesive paste: Silica, BIS-GMA, Silane, N-dimethyl benzocaine, Hexa-fluoro-phosphate
<b>Illusion® Plus™ Ceramic Bracket</b>	Ortho organizer ۱۸۳۲ Aston Avenue, Carlsbad, CA ۹۲۰۰۸, USA	Purest Polycrystalline, ۹۹% Alumina
<b>Hydroxy apatite Nano P</b>	Nanoshel Washington, USA	Ca(OH) (PO <sub>۴</sub> ) <sub>۳</sub>

جدول ۲: مقادیر استحکام باند برشی و انحراف معیار

نام ماده	تعداد	حداقل	حداکثر	انحراف معیار + میانگین
<b>Transbond XT</b>	۲۰	۱۱/۰۲	۲۵/۶۰	۱۷/۳۳±۴/۰۷
<b>RMGI</b>	۲۰	۹/۵۱	۲۲/۲۰	۱۷/۳۲±۳/۵۵
<b>NHA ۵%</b>	۲۰	۱۱/۴۰	۲۰/۷۷	۱۶/۵۶±۲/۵۹
<b>NHA ۱۰%</b>	۲۰	۶/۸۷	۱۶/۳۱	* ۱۱/۹۳±۲/۱۱

(\*) بیان کننده وجود تفاوت معنی دار است. (P>۰/۰۵)

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

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

(\*) بیان کننده وجود تفاوت معنی دار است.

## بحث

دو مقوله بحث برانگیز در درمان ارتودنسی، دمیترالیزاسیون مینا و استحکام باند ادهزیو مورد استفاده است. GIC به دلیلی ترکیب شیمیایی خاص آن که به رطوبت نیاز دارد، می تواند 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، دندانهای که به صورت جراحی اکسپوز شده اند، یا سطح لینگوال دندانهای مندیبل) مطرح می کند. (۹و۶)، مطالعات پیشین نشان دادند که افزودن NHA به GIC مقاومت به دمیترالیزاسیون را افزایش می دهد. (۱۰و۱۱)، NHA به دلیل اندازه کوچکتر ذرات می تواند در مینای دمیترالیزه رسوب کند. به علاوه حلالیت بالای

NHA منجر به آزادسازی مؤثر یونهای کلسیم و فسفات می شود که موجب پر شدن میکروپورها می گردد. (۱۲)، نفوذ یونهای غیرارگانیک و ذرات HA به سطح دمیترالیزه، مانع از حرکت کلسیم آزاد شده از سطح مینا می شود و بنابراین مقاومت به دمیترالیزاسیون افزایش می یابد. (۶) از نقطه نظر استحکام باند برشی، GIC به صورت شیمیایی به مینا و عاج باند می شود و ضریب انبساط حرارتی مشابهی با ساختار دندان دارد. هر چند مکانیسم باند شیمیایی آن هنوز به طور کامل مشخص نیست ولی یکی از مکانیسم های ممکن می تواند شکرگیری باند یونی بین اسید پلی آلکنوئیک و HA دندان باشد. با این وجود خصوصیات مکانیکال ضعیفی دارد که از آن جمله می توان به شکنندگی و استحکام کششی و فشاری پایین آن اشاره کرد. (۶)، تاکنون تلاشهای زیادی در جهت بهبود

باند کشتی زمان استفاده از اسید فسفریک ۵۰٪ - ۵٪ و یا اسید پلی آکرلیک ۵۰٪ پیش از کاربرد RMGIC وجود ندارد. (۹)، بر اساس این یافته‌ها می‌توان نتیجه گرفت که آچینگ 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 ۵۰٪ از نمونه‌های Transbond XT درجه ۱ و ۵۰٪ از نمونه‌های RMGIC حاوی ۵٪ NHA درجه ۲ شکست را نشان دادند. الگوی شکست باند تحت تأثیر عوامل مداخله‌کننده 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. (۱۷ و 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 حد 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. (۱۴و۶)، 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.

خصوصیات مکانیکال و بهبود خواص کاریوزنیک آن صورت گرفته است. تحقیقاتی اخیر تأثیر افزودن ذرات HA بر خواص GIC را مورد بررسی قرار داده‌اند. Lucas و همکارانش در مطالعه خود نشان دادند که افزودن ۵٪ HA به GIC تأثیر مخربی بر استحکام باند آن به عاج نمی‌گذارد و این ترکیب به صورت مداوم به مدت ۱۲ 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. (۱۲)، مطالعات دیگری نیز بهبود استحکام باند را تأیید می‌کنند. (۶ و ۱۰-۱۱ و 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 ۵٪ 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 تخلخها 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 دباندینگ 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. (۱۷ و ۹)، هر چند Sfondrini و همکاران نشان دادند در صورتی که پیش از استفاده از RMGIC آچینگ 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 کشتی RMGIC در زمان باند اتچمنت‌های ارتودنسی بررسی کردند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که RMGIC می‌تواند به صورت مؤثری به دندان اچ شده باند شود اما تفاوتی در استحکام

## 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

- 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*. ۲۰۰۶ Jul;۷۶(۴):۷۰۰-۴.
- 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*. ۲۰۱۲ Aug;۳۵(۴):۴۴۲-۶.
- 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*. ۲۰۰۱ Jan;۱۱۹(۱):۳۶-۴۲.
- Arcs RW, L'pez-Macipe A, Toledano M, Osorio E, Rodrguez-Clemente R, Murtra J, et al. Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. *Dent Mater*. ۲۰۰۲ Jan;۱۸(۱):۴۹-۵۷.
- Domingo C, Arcs RW, L'pez-Macipe A, Osorio R, Rodrguez-Clemente R, Murtra J, et al. Dental composites reinforced with hydroxyapatite: Mechanical behavior and absorption/elution characteristics. *J Biomed Mater Res*. ۲۰۰۱ Aug;۵۶(۲):۳۹۷-۳۰۵.
- 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*. ۲۰۱۰ Aug;۱۰(۸):۵۳۷-۶۶.
- De Carvalho RCC, de Carvalho NMP, Hernio 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*. ۲۰۱۲ Apr-Jun;۹(۲):۱۷۰-۶.
- 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*. ۲۰۰۰ Dec; ۲۷(۴):۳۲۹-۳۳.
- 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*. ۲۰۰۲ May;۱۲۱(۵):۵۱۶-۲۰.
- Lucas ME, Arita K, Nishino M. Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomater*. ۲۰۰۳ Sept;۲۴(۲۱):۳۷۸۷-۹۴.
- 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*. ۲۰۰۸ Oct;۲۴(۱۰):۱۲۸۱-۹۰.
- Huang M, Feng J, Wang J, Zhang X, Li Y, Yan Y. Synthesis and characterization of nano-HA/PA۶۶ composites. *J Mater Sci Mater Med*. ۲۰۰۳ Jul;۱۴(۷):۶۵۵-۶۰.
- Golcar P, Mohammadbasir 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; ۲۰۱۰.
- 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 Biomater*. ۲۰۰۸ Mar;۴(۳):۴۲۲-۴۰.
- Seyed Tabaii E, Nuri Sari M. Evaluation of shear bond strength of resin reinforced glass ionomer cement modified by nano-hydroxyapatite on ceramic bracket debonding using full-dimension wire. *Ann Res & Rev in Biol*. ۲۰۱۴ May;۴(۱۰):۱۸۷۸-۸۶.
- Santos C, Clarke RL, Braden M, Guition F, Davy KWM. Water absorption characteristics of dental composite incorporating hydroxyapatite filler. *Biomater*. ۲۰۰۲ Apr; ۲۳(۸): ۱۸۹۷-۱۹۰۴.
- 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*. ۲۰۱۱ Apr;۳۳(۲):۱۸۰-۴.
- 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*. ۲۰۰۱ Jan;۱۱۹(۱):۲۰-۵.
- Shammaa I, Ngan P, Kim H, Kao E, Gladwin M, Gunel 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*. ۱۹۹۹ Oct;۶۹(۵):۴۶۳-۹.
- Pseiner BC, Freudenthaler J, Jonke E, Bantleon HP. Shear bond strength of fluoride-releasing orthodontic bonding and composite materials. *Eur J Orthod*. ۲۰۱۰ Jun;۳۲(۳):۲۶۸-۷۲.
- 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*. ۱۹۹۷ Jan;۲۸(۱):۶۳-۹.
- 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*. ۲۰۱۰;۲۱(۶):۵۳۳-۷.
- Mirzakouchaki B, Kimyai S, XHydari M, Shahrbaef 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*. ۲۰۱۲ Jan;۱۷(۱):۱۶۴-۷۰.