تحقیقی

مجله دندانپزشکی جامعه اسلامی دندانپزشکان/ دوره ۲۷، شماره ۱، بهار ۱۳۹۴، ۱۹-۱۳

بررسی تأثیر افزودن ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت و نانو زینک اکساید بر استحکام باند برشی براکت‌های فلزی باند شده با سمان گلاس آینومر رزین مدیفاید

دکتر محسن نوری ساری[۱]- دکتر نفیسه رحمانی[۲]- دکتر مهدی عرق بیدی کاشانی[۱]- دکتر غلامرضا اسلامی امیر آبادی [۱]- دکتر علی اکبری ساری[۳] - دکتر الهه سیدطبایی[۴]

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

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

۳- دانشیار گروه آموزشی علوم مدیریت و اقتصاد بهداشت دانشکده بهداشت و مرکز بهره‌برداری از دانش سلامت دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

۴- استادیار گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

چکیده

زمینه و هدف: *استفاده از مواد آزادکننده فلوراید جهت باندینگ براکت‌های ارتودنسی که می‌تواند سبب کاهش ریسک پوسیدگی در اطراف این براکت‌ها شود، زمانی قابل توجیه است که استحکام باند برشی قابل قبولی داشته باشند. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر افزودن ذرات نانوزینک اکساید (NZnO) و نانوهیدروکسی آپاتیت (NHA) بر استحکام باند برشی سمان گلاس آینومر رزین مدیفاید (RMGI) و مقایسه آن با کامپوزیت نوری ارتودنتیک می‌باشد.*

روش بررسی: *در این مطالعه تجربی از هشتاد دندان پره مولر انسان استفاده شد. نمونه‌ها به طور تصادفی در چهار گروه قرار گرفتند: گروه۱: کامپوزیت Transbond XT (گروه کنترل)، گروه۲: سمان RMGI (Fuji II LC) و در گروه ۳ و۴ به ترتیب مقادیر ۵٪ و ۲٪، NHA و NZnO به سمان RMGI افزوده شد. پس از باندینگ براکت‌ها به سطح مینای اچ شده، استحکام باند برشی محاسبه گردید. میزان ادهزیو باقیمانده بر سطح مینا بر اساس مقیاس Adhesive Remnant Index (ARI) تعیین شد. از آزمونهای آماری One-way ANOVA و Kruskal-Wallis جهت آنالیز داده‌ها استفاده شد.*

یافته‌ها: *نتایج حاصل از آنالیز One-way ANOVA نشان داد که تفاوت آماری معناداری از لحاظ میزان استحکام باند بین چهار گروه وجود ندارد. (p=۰/۰۷۵)، میانگین استحکام باند در گروه ۱-۴ به ترتیب ۱۵/۴۳±۴/۳۴، ۱۴/۹۵±۴/۶۱، ۱۷/۹۷±۳/۶۵و ۱۷/۰۸±۳/۵۹بود. بر اساس آنالیز Kruskal-Wallis تفاوت آماری معناداری در مقیاس ARI بین چهار گروه وجود نداشت. (p=۰/۴۱۳)*

نتیجه‌گیری: *تمامی گروهها استحکام باند برشی مشابهی داشتند و افزودن ذرات NZnO و NHA هیچ گونه تأثیر منفی بر استحکام باند برشی سمان RMGI نداشت. در تمامی گروهها پس از شکست باند کمتر از نیمی از ادهزیو روی مینا باقی ماند.*

کلید واژه‌ها: *سمان گلاس آیونومر رزین مدیفاید ، نانو هیدروکسی آپاتیت ، نانو زینک اکساید ، استحکام باند برشی*

وصول مقاله: ۱۳۹۳/۲/۲۹ اصلاح نهایی: ۱۳۹۳/۷/۹ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۸/۲۹

نویسنده مسئول: دکتر نفیسه رحمانی، گروه آموزشی ارتودنسی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران

e.mail:nafiseh_rah91@yahoo.com

مقدمه

امروزه کامپوزیت رزین‌ها به دلیل سهولت استفاده و کاهش زمان باندینگ براکت‌ها، به وفور توسط ارتودنتیست‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. (۱)، یکی از مهمترین نقایص کامپوزیت‌ها این است که از خاصیت آزادسازی فلوراید برخوردار نیستند و نمی‌توانند مانع دمینرالیزاسیون مینا در اطراف براکت‌ها شوند. (۲)

سمانهای گلاس آینومر برای اولین بار توسط Wilson و Kent در سال ۱۹۷۲ به عنوان ماده انتخابی جهت ترمیم زیبایی در دندانهای قدامی مطرح شدند. (۳)، این سمانها علاوه بر سازگاری زیستی با مینا و عاج، دارای اثرات ضد پوسیدگی هستند و عملکرد یون فلوراید در آنها باعث آغاز پدیده رمینرالیزاسیون می‌شود. (۴)، مطالعات In-vitro و In-vivo

Archive of SID

www.SID.ir

نشان داده‌اند که استحکام باند این سمانها از لحاظ کلینیکی پایین است و به همین دلیل برای باندینگ براکت‌های‌ارتودنسی به طور معمول توصیه نمی‌شوند. (۵)

در تلاش جهت بهبود استحکام باند گلاس آینومر، سمانهای Resin-Modified Glass Ionomer (RMGI) معرفی شدند. (۴)، سمانهای RMGI از ترکیبی از اجزای سمانهای گلاس آینومر (فلوروآلومینوسیلیکات‌گلاس و پلی‌آکریلیک اسید) و کامپوزیت رزین‌ها (آغازگرهای نوری یا شیمیایی و مونومرهای متاکریلات) می‌باشد. (۶)، به دلیل قرارگیری جز رزینی، این سمانها از استحکام باند بهتری در سطح مینا برخوردار می‌باشند. (۴)، همچنین این دسته از سمانها نسبت به گلاس آینومرهای معمولی حساسیت تکنیکی کمتر و خواص فیزیکی – مکانیکی بسیار مطلوبتری دارند (۷) و میزان آزادسازی فلوراید در این سمانها با انواع معمولی، مشابه می‌باشد. (۸)

تاکنون روشهای مختلفی جهت بهبود خواص سمانهای RMGI معرفی شده است. یکی از جدیدترین روشها افزودن پودر زینک اکساید (ZnO) به این سمان است. (۹)، ذرات ZnO از جمله مواد با خاصیت ضدمیکروبی هستند که به‌علت سازگاری بیولوژیکی سالیان متمادی در ترکیبات مختلف دندانپزشکی استفاده شده‌اند. (۱۰)، روی در غلظتهای پایین باعث فعال شدن آنزیم‌هایی می‌شود که برای میکروب‌ها سمّی هستند و در غلظتهای بالاتر مانع رشد پلاک می‌گردد. افزودن ذرات ZnO به سمان RMGI بدون اینکه تأثیر منفی بر استحکام باند برشی این سمان داشته باشد، بر خواص آنتی باکتریال آن می‌افزاید. (۹)، با توجه به بررسیهای انجام شده، با کاهش اندازه ذرات ZnO به نانومتر اثر و قدرت آنتی باکتریال رزین‌های‌کامپوزیتی حاوی این ذرات در حدّ قابل توجهی افزایش می‌یابد. (۱۱)، با توجه به قابلیت باند ذرات نانوزینک اکساید (NZnO) به مایع پلی‌آکریلیک موجود در گلاس آینومر، افزودن این ذرات علاوه بر افزایش خاصیت ضد میکروبی، باعث افزایش خواص فیزیکی و افزایش استحکام خمشی سمان گلاس آینومر نیز می‌گردد. (۱۲)

هیدروکسی آپاتیت (HA) نوعی کلسیم فسفات است که بخش عمده ساختار معدنی مینا و بیشتر از ۶۰٪ وزنی عاج را تشکیل می‌دهد. به علاوه HA ماتریکس معدنی استخوانهای بدن انسان را نیز شکل می‌دهد. توانایی HA جهت برقراری اتصالات منسجم با ساختارهای استخوانی موجب ایجاد باند مناسب بین استخوان و ساختار ایمپلنت می‌گردد. (۱۳)، هنگامی که ذرات HA در تخلخلهای موجود در مینای دمینرالیزه نفوذ می‌کند، مانع آزادسازی کلسیم از سطح مینا شده و به این ترتیب مقاومت دندان را در برابر پوسیدگی افزایش می‌دهد. (۱۴)، از آنجایی که گروههای کربوکسیلات موجود در پلی اسید سمانهای گلاس آینومر توانایی برقراری واکنش با HA را نشان داده‌اند، افزودن HA به سمانهای گلاس آینومر نه تنها سازگاری زیستی این سمانها را افزایش می‌دهد، بلکه موجب بهبود خواص مکانیکی آن نیز می‌گردد. همچنین به علت شباهتهای ساختاری HA با مینا و عاج، استحکام باند گلاس آینومر نیز افزایش خواهد یافت. (۱۵)، یکی از مهمترین ویژگیهای مواد مورد استفاده جهت باندینگ براکت‌های ارتودنسی استحکام باند برشی این مواد است. اگر RMGI جهت باندینگ براکت‌ها مورد استفاده قرار گیرد، افزودن این نانو ذرات به آن تنها در صورتی قابل توصیه است که اثر منفی بر استحکام باند برشی RMGI نداشته باشد. بنابراین در کنار بررسی سایر خواص، بررسی استحکام باند برشی سمانهای حاوی این نانو ذرات نیز از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است.

هدف از این مطالعه بررسی تأثیر افزودن ذرات NZnO و NHA بر استحکام باند برشی RMGI و مقایسه آن با کامپوزیت‌نوری ارتودنتیک در زمان دباندینگ براکت‌های فلزی است.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی، از تعداد هشتاد دندان پره مولر انسان که در معاینه بصری فاقد ترک، ترمیم و پوسیدگی بودند، استفاده شد. دندانها در صورت نیاز توسط کورت پریودنتال از بقایای نسجی و جرم تمیز شدند و سطح باکال تمامی دندانها با پودر پامیس و رابر کپ با سرعت پایین برای مدت ده ثانیه بروساژ شد. دندانها پس از خارج شدن در تمام طول مدت نگهداری (حدود سه ماه)، در آب مقطر و دمای اتاق نگهداری شدند. دندانها به صورت تصادفی به چهار گروه بیست تایی تقسیم و آماده سازی تمام نمونه‌ها توسط یک فرد آموزش دیده و در طی دو روز متوالی انجام شد. جزییات مربوط به مواد مورد استفاده در مطالعه در جدول ۱ شرح داده شده است. گروههای مطالعه شامل موارد زیر می‌باشد:

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

گروه۲: سمان Fuji II LC (GC Corp. Tokyo, Japan) (RMGIC)

گروه ۳: سمان Fuji II LC (GC Corp. Tokyo, Japan) حاوی

www.SID.ir

جدول ۱: مواد مورد استفاده در مطالعه

نام ماده	شرکت	ترکیبات سازنده
Fuji II LC	GC Corporation Tokyo, Japan	Powder: Fluoro-alumino-silicate glass Liquid: Polyacrylic acid, 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA), dimethacrylate, camphorquinone, water
Transbond XT	3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, CA, USA	Adhesive paste: Silica, BIS-GMA, Silane, Ndimethyl benzocaine, hexa-fluoro-phosphate
Metal Bracket	TSNPT company LOT BN:BRFA910522	Edgewise/Standard/Metal/Hook 3/QltH/.018
***Nano zinc oxide**	NanoSHEL, India	Zinc oxide Nano particles Grain size: 20-40 nm Purity: 99.7+% Lead(pb) (%)≤0.037 Manganese (Mn) (%)≤0.0001 Copper (Cu) (%) ≤0.0002
***Nano Hydroxyapatite**	Nano sized,Rod like Hydroxyapatite particles(NHA) final product from NanoSHEL corporation(Batch No: 20090627) India	Ca5(OH) (PO4)3 Grain size:50 nm Purity:99%

* ترکیب دو فرمولاسیون فوق با پودر **RMGI** توسط محققان دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شاهد ثبت اختراع گردیده است.

شماره ثبت اداره اختراعات ایران: **RMGI +٪۲NZno** : ۷۶۹۱۸، **RMGI +٪۵ NHA** : ۷۵۰۸۴

٪۵ ذرات نانوهیدروکسی آپاتیت (٪۵ NHA)

گروه ۴: سمان Fuji II LC (GC Corp. Tokyo, Japan) حاوی ٪۲ ذرات نانوزینک اکساید (٪۲NZnO)

در این مطالعه از نانو ذرات اکسید روی با ابعاد ۲۰ – ۴۰ نانومتر و درجه خلوص بیش از ٪۹۹/۷ و نانو ذرات هیدروکسی آپاتیت با ابعاد پنجاه نانومتر و درجه خلوص ٪۹۹ که به صورت آماده از شرکت NanoSHEL خریداری گردید، برای افزودن به RMGI استفاده شد. پس از توزین نانو ذرات توسط ترازوی دیجیتالی این ذرات به مدت بیست دقیقه توسط گوده و هاون با پودر RMGI مخلوط گردیدند.

در گروه ۱، پس از تمیز کردن سطح باکال دندانها، این سطوح با اسید فسفریک ٪۳۷ (Ultra-etch, Ultradent, South Jordan, USA) به مدت سی ثانیه اچ شدند، سپس برای مدت ده ثانیه شسته شده و با فشار ملایم هوا خشک شدند. پس از آن (3M, St Paul, Mn, USA) TBXT Primer با استفاده از اپلیکاتور بر سطح دندانها اعمال شده و به مدت ده ثانیه با استفاده از دستگاه لایت کیور LED (L.E. Demetron, SDS Kerr, USA) با طول موج چهارصد و هفتاد نانومتر و شدت نور هزار و صد میلی وات بر سانتی‌مترمربع کیور شد. در نهایت کامپوزیت بر بیس براکت قرار داده شده و با استفاده از Bracket positioner در مرکز دندان قرار گرفت و پس از برداشت اضافات توسط سوند به مدت چهل ثانیه (ده ثانیه از هر سمت براکت) کیور گردید. در گروه ۲ پس از تمیز کردن سطح باکال دندانها، این سطوح با اسید فسفریک ٪۳۷ به مدت سی ثانیه اچ و سپس برای مدت ده ثانیه شسته شده و با فشار ملایم هوا خشک شدند. طبق دستورالعمل کارخانه سازنده یک پیمانه از پودر RMGI با دو قطره از مایع آن به نسبت ۳/۲ به ۱ با هم مخلوط شد، به گونه‌ای که پودر به دو نیمه تقسیم و هر نیمه آن به مدت ده ثانیه با استفاده از اسپاتول پلاستیکی با مایع مخلوط گردید تا قوام براق (Glossy) پیدا کند. در نهایت ماده بر بیس براکت قرار داده شد و با استفاده از Bracket positioner در مرکز دندان قرار گرفت و پس از برداشت اضافات توسط سوند، به مدت چهل ثانیه (ده ثانیه از هر سمت براکت) کیور گردید. در گروه ۳ و۴ نیز به ترتیب از ٪۵ وزنی پودر NHA و از ٪۲ وزنی پودر NZnO به پودر RMGI اضافه و مشابه گروه ۲ براکت‌ها بر روی دندانها باند شدند. پس از آن نمونه‌ها مانت شدند و به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در انکوباتور نگهداری شدند. (۱۶)

جهت بررسی استحکام باند برشی، یک میله به شکل چیزل و

Archive of SID
www.SID.ir

با ۰/۵میلی‌متر ضخامت لبه برنده به سر دستگاه Instron Universal Testing Machine (Zwick Roell, Germany) متصل شد و یک نیروی برشی با سرعت یک میلی‌متر در دقیقه از انسیزال به سرویکال در محل تماس براکت به سطح دندان اعمال شد. نیروی شکست به وسیله نرم‌افزار test Xpert V11.0 بر اساس مگاپاسکال محاسبه گردید. بعد از دباندینگ، سطوح شکست در زیر استریومیکروسکوپ نوری (Carton Optical Industries, Thialand) با بزرگنمایی ۱۰× مورد بررسی قرار گرفت. میزان ادهزیو باقیمانده بر اساس مقیاس Adhesive Remnant Index (ARI) در مطالعه Artun and Bergland (۴) به صورت زیر تعیین شد:

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 و اثر مشخصی از Mesh براکت وجود داشته باشد.

اطلاعات به دست آمده از این مطالعه، با استفاده از متخصص آمار توسط نرم افزار SPSS ، ویرایش بیست مورد بررسی قرار گرفت. استحکام باند برشی در هر چهار گروه به وسیله آزمون One-way ANOVA بررسی شد. برای مقایسه ARI در بین چهار گروه از آزمون Kruskal-Wallis استفاده گردید.

یافته‌ها

مقادیر استحکام باند برشی (بر حسب مگاپاسکال) و انحراف معیار در جدول ۲ نشان داده شده است. نتایج حاصل از آنالیز One-way ANOVA نشان داد که تفاوت آماری معناداری از لحاظ میزان استحکام باند برشی در بین چهار گروه وجود ندارد. (p=۰/۰۷۵)، همچنین افزودن ذرات NZnO و NHA، هیچ‌گونه تأثیر منفی بر استحکام باند برشی RMGI نسبت به کامپوزیت نداشت.

توزیع الگوی شکست باند (ARI) در جدول ۳ نمایش داده شده است. نتایج حاصل از آزمون Kruskal-Wallis بیانگر این بود که تفاوت آماری معناداری از لحاظ مقیاس ARI در بین چهار گروه وجود ندارد. (p=۰/۴۱۳)، در تمامی گروهها الگوی غالب شکست باند از نوع یک بود (کمتر از نیمی از ادهزیو روی دندان باقی مانده بود). در این مطالعه سطح آماری کمتر از ۰/۰۵ معنی‌دار تلقی گردید.

جدول ۲: مقادیر استحکام باند برشی و انحراف معیار در چهار گروه مورد بررسی

نام ماده	تعداد	حداقل	حداکثر	انحراف معیار ± میانگین
Transbond XT	۲۰	۷/۴۱	۲۲/۹۶	۱۵/۴۳±۴/۶۱
RMGI	۲۰	۸/۱۹	۲۲/۷۵	۱۴/۹۵±۴/۳۴
NHA 5%	۲۰	۱۱/۱۰	۲۳/۹۶	۱۷/۹۷±۳/۶۵
NZno 2%	۲۰	۱۱/۰۱	۲۵/۱۲	۱۷/۰۸±۳/۵۹

جدول ۳: توزیع الگوی شکست باند (ARI) در چهار گروه مورد بررسی

نام ماده / درجه ARI	۰	۱	۲	۳
Transbond XT	۱	۱۲	۵	۲
RMGI	۰	۱۴	۵	۱
NHA 5%	۰	۱۲	۵	۳
NZno 2%	۰	۱۰	۵	۵

بحث

علی‌رغم پیشرفتهای وسیعی که در علم ارتودنسی رخ داده است، افزایش ریسک پوسیدگی در حضور براکت‌های ارتودنسی هنوز به صورت یک مشکل حل نشده باقیمانده است.

مطالعات نشان می‌دهد که بیشتر از ۵۰٪ بیماران ارتودنسی با مشکل پوسیدگی مواجه‌می‌شوند. مؤثرترین رویکرد کلینیکی جهت به حداقل رساندن ضایعات پوسیدگی در بیماران ارتودنسی استفاده از سمانهای گلاس آینومر جهت باندینگ براکت‌ها بوده است. ولی ارتودنتیست‌ها به دلیل مشکلات تکنیکی کار و استحکام باند برشی پایین این ماده تمایلی به استفاده از آن ندارند. (۴)

اولین بار Mitra و همکاران در سال ۱۹۹۱، RMGI را تحت عنوان ماده هیبرید معرفی کردند. (۱۷)، سمانهای RMGI توسعه یافتند تا بتوان از استحکام باند مطلوب کامپوزیت و آزادسازی فلوراید گلاس‌آینومر به طور همزمان بهره‌مند شد. (۱۸)، دستورالعمل کارخانه سازنده برای RMGI شامل استفاده از اسید پلی آکریلیک ۱۰٪ به عنوان Conditioner مینا و لایت کیورینگ به مدت چهل ثانیه است. به علت میزان بالای شکست باند نسبت‌به رزین کامپوزیت‌ها، بعضی نویسندگان پروتکل‌های باندینگ مختلفی را برای افزایش استحکام باند برشی آن مورد

www.SID.ir

بررسی قرار دادند. مثل اچینگ مینا با اسید فسفریک ۳۷٪ و یا افزایش زمان لایت کیورینگ.

Maruo و همکاران نشان دادند که استحکام باند برشی RMGIC در زمان اچینگ با اسید فسفریک ۳۷٪ نسبت به اسید پلی آکریلیک ۱۰٪ ثانیه افزایش یافت، اما افزایش زمان لایت کیورینگ تأثیری بر استحکام باند نداشت. (۱۹)

برخی مطالعات گزارش کرده‌اند که تفاوت مشخصی در استحکام باند برشی بین رزین کامپوزیت معمولی و RMGI در صورتی که مینا قبل از باندینگ با اسیدفسفریک اچ شده باشد، وجود ندارد. (۱۶ و۲۰)، علی رغم یکسان بودن استحکام باند برشی بین این دو ماده، همان طور که در متن مقاله هم بدان اشاره شده RMGI بر کامپوزیت برتریهایی دارد که مهمترین آن آزادسازی فلوراید و خاصیت ضدپوسیدگی می‌باشد. توجیه اصلی بررسی RMGI در این مطالعه نیز برخورداری از همین خصوصیت مهم است. این مطالعه انجام شد تا اطمینان حاصل شود که افزودن نانو پارتیکل‌ها استحکام باند RMGI را تضعیف نمی‌کند) در مطالعه حاضر اسید فسفریک ۳۷٪ جهت اچینگ مینا استفاده شد و استحکام باند برشی RMGI تفاوتی با کامپوزیت نداشت که با نتایج مطالعات گذشته همخوانی دارد. در مقابل، تحت شرایط بدون اچ، استحکام باند برشی به دست آمده با RMGI از لحاظ آماری کمتر از رزین کامپوزیت‌های معمولی است. (۲۱)، Khoroushi و همکاران تأثیر اچ کردن سطح مینا با اسید فسفریک را بر استحکام باند برشی سه نوع تجاری مختلف RMGI بررسی کردند. آنها گزارش کردند که تأثیر اچ کردن سطح مینا بر استحکام باند برشی در انواع مختلف RMGI با یکدیگر متفاوت است و فقط استحکام باند Fuji II LC در اثر اچینگ افزایش یافت. (۲۲)

Safaralizade و همکاران نشان دادند که افزودن ۲٪ وزنی NZnO به سمان RMGI باعث افزایش معنادار آزادسازی فلوراید می‌گردد و این می‌تواند یک تأثیر مثبت کلینیکی در ارتقای اثر ضد پوسیدگی این ماده داشته باشد. (۲۳)، Malek Hoseini و همکاران نیز گزارش کردند که افزودن ۲٪ وزنی NZnO به سمان RMGI علاوه بر افزایش استحکام و ضریب الاستیک خمشی قادر به مهار رشد و کاهش تعداد استرپتوکوک موتانس است. (۲۴)، طبق نتایج این مطالعه، افزودن ۲٪ وزنی NZnO به سمان RMGI، تأثیر منفی بر استحکام باند برشی نداشت. Jatania و همکاران مشاهده کردند که با افزایش غلظت ZnO خاصیت ضد میکروبی RMGI افزایش و استحکام باند برشی آن کاهش یافت. (۲۵)، کاهش استحکام باند با نتایج مطالعه حاضر در تضاد است. سه دلیل برای این تضاد مطرح است:

اول اینکه در مطالعه Jatania بر خلاف مطالعه حاضر از NZnO که خواص بسیار بهتری نسبت به ZnO دارند (۱۱-۱۲) استفاده نشده است. دوم اینکه در دو گروهی که ZnO به RMGI افزوده شده بود، حجم مایع افزوده شده به پودر RMGI دو برابر گروه کنترل بود که می‌تواند سبب تضعیف خواص ماده شود. سومین دلیل نیز این است در این مطالعه در هنگام بررسی استحکام باند، تیغه دستگاه در نزدیکی وینگ‌های براکت قرار گرفت، در حالی که مطالعات مشابه محل اعمال نیرو را در نزدیکی پایه براکت گزارش کرده‌اند. (۲۶)، Klocke و همکاران گزارش کردند که جهت اعمال نیروهای دباندینگ بر استحکام باند برشی تأثیرگذار است و با ۱۵ درجه تغییر در جهت اعمال نیرو استحکام باند می‌تواند تا ۲۷/۴٪ کاهش یابد. (۲۷)

Mohammadi Basir و همکاران نشان دادند که افزودن ۵٪ NHA به RMGI نه تنها موجب افت استحکام تراکمی نمی‌گردد بلکه موجب افزایش استحکام خمشی می‌شود که این افزایش در درصد وزنی ۵٪ بالاترین میزان را دارد. (۲۸)، Seyedtabaii و همکاران گزارش کردند که افزودن ۵٪ وزنی NHA هیچ‌گونه تأثیر منفی بر استحکام باند برشی براکت‌های سرامیکی ندارد، در حالی‌که افزودن ۱۰٪ وزنی این نانو ذرات، استحکام باند را به میزان چشمگیری کاهش می‌دهد. (۲۰)، به همین دلیل در این مطالعه از درصد وزنی ۵٪ ، NHA استفاده گردید تا تأثیر آن بر استحکام باند برشی براکت‌های فلزی نیز مورد ارزیابی قرار گیرد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که افزودن ۵٪ وزنی NHA تأثیر منفی بر استحکام باند برشی ایجاد نمی‌کند. طبق مطالعات افزودن NHA به سمانهای گلاس آینومر، بیشتر از افزودن ذرات HA موجب افزایش مقاومت دندان در برابر پوسیدگی می‌شود. (۱۴-۱۵)، این مسئله می‌تواند به دلیل اندازه کوچکتر این ذرات، توانایی بیشتر آنها برای رسوب در تخلخل‌های موجود در مینای دمینرالیزه، حلالیت بالاتر این ذرات و در نتیجه توانایی بیشتر در آزادسازی یون‌های کلسیم و فسفر باشد. (۲۹)

در این مطالعه بر اساس آنالیز ARI ، بیشترین الگوی شکست باند در گروه کامپوزیت (۶۰٪ نمونه‌ها) از نوع یک بود. این نشان می‌دهد که در این گروه، بیشترین شکست باند در حدّ

Archive of SID
www.SID.ir

فاصل کامپوزیت / مینا رخ داده است. در بین مطالعات مختلف در این زمینه اختلافاتی وجود دارد. در تعدادی از مطالعات گزارش شده است که در هنگام استفاده از کامپوزیت شکست باند اغلب در حدّ فاصل کامپوزیت / مینا رخ داده و قسمت اعظم کامپوزیت بر روی بیس براکت باقی می‌ماند. (۱۶و۲۰)، در حالی‌که سایر مطالعات نشان داده‌اند که شکست باند اغلب در حدّ فاصل کامپوزیت / براکت رخ داده و کامپوزیت بیشتر بر سطح مینا باقی می‌ماند. (۴و۲۱)، آنالیز ARI همچنین نشان داد که بیشترین الگوی شکست باند در گروه RMGI و RMGI حاوی ۵٪ NHA (به ترتیب در ۷۰٪ و ۶۰٪ نمونه‌ها) از نوع یک بود. پس در این دو گروه نیز، اغلب شکست باند در حدّ فاصل ادهزیو/ مینا رخ داده است. در RMGI حاوی۲٪ NZnO نیز در ۵۰٪ نمونه‌ها الگوی شکست باند از نوع یک و در ۵۰٪ باقیمانده از نوع ۲ و۳ بود که بیانگر شکست در حدّ فاصل ادهزیو/ مینا و ادهزیو/ براکت است. در رابطه با RMGI نیز بین مطالعات مختلف توافق نظر وجود ندارد. برخی مطالعات سطوح غالب شکست باند را در حدّ فاصل ادهزیو / براکت (۱۴-۱۵) و برخی در حدّ فاصل ادهزیو / مینا (۱۶و۲۱) گزارش کرده‌اند. از جمله دلایل احتمالی تنوعاتی که در زمینه الگوی شکست ادهزیو در مطالعات مختلف یافت می‌شود، عبارتند از :

۱- روشهای مختلف بررسی ARI (بررسی سطح مینا در مقابل سطح براکت)

۲- تفاوت در محل اعمال نیرو و زاویه تیغه در هنگام شکستن باند

۳- تفاوت در نحوه آماده‌سازی سطح مینا قبل از باندینگ براکت

۴- تفاوت در نوع براکت‌ها و ادهزیوهای مورد استفاده (۲۷) Proffit سطح تماس بین ادهزیو و براکت را منطقه مطلوب شکست در حین جدا کردن براکت معرفی کرده است زیرا احتمال آسیب به سطح مینا حداقل است. (۳۰)، به علاوه در موارد جدا شدن تصادفی براکت‌ها از سطح دندان RMGI باقی مانده بر سطح مینا همچنان به آزادسازی فلوراید ادامه می‌دهد. (۱۹)، ایراد این الگوی شکست این است که کلینیسین در پایان درمان باید زمان بیشتری را برای حذف بقایای ادهزیو صرف نماید. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که افزودن NHA ، ۵٪ و NZnO ،۲٪ به RMGI تأثیر چشمگیری بر الگوی شکست آن نداشت.

در بسیاری از موارد با توجه به زمانبر بودن و هزینه بربودن مطالعات کلینیکی، بررسی خواص مواد ابتدا در محیطهای آزمایشگاهی صورت می‌گیرد تا یک تخمین کلی از این خواص به دست بیاید و سپس در شرایط کلینیکی بررسی می‌گردد. با توجه به تفاوتهای زیادی که بین شرایط آزمایشگاهی و محیط دهان بیمار وجود دارد، نمی‌توان تنها به نتایج مطالعات آزمایشگاهی اتکا کرد. لذا پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آتی خواص سمانهای RMGI حاوی ذرات NHA و NZnO در شرایط کلینیکی نیز بررسی گردد.

نتیجه‌گیری

۱- تمامی گروهها در این مطالعه استحکام باند برشی مشابهی داشتند.

۲- سمان RMGI می‌تواند در باند کردن براکت‌های فلزی به سطح مینا به اندازه رزین کامپوزیت‌ها مؤثر باشد.

۳- افزودن ذرات NHA ، ۵٪ و NZnO ، ۲٪ به سمان RMGI هیچگونه تأثیر منفی بر استحکام باند برشی آن نسبت به کامپوزیت نداشت.

۴-در هر چهار گروه پس از شکست باند کمتر از نیمی از ادهزیو روی مینا باقی ماند.

REFERENCES

1. Bishara S E, Olsen M E, Damon P, Jakobsen J R. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. Am J Orthod and Dentofac Orthoped. 1998 Jul; 114(1):80-87.

2. Ogaard B, Rolla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. Am J Orthod and Dentofac Orthopedi. 1988 Jul; 94(1): 68-73.

3. McLean JW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cement. II. Some clinical applications. Aust Dent J. 1977 Apr;22(2):120-7.

4. 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.

www.SID.ir

5. Hitmi L, Muller C, Mujajic M, Attal JP. An 18-month clinical study of bond failures with resin-modified glass ionomer cement in orthodontic practice. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001 Oct;120(4):406-15.
6. Cardoso MV, Delmé KI, Mine A, Neves Ade A, Coutinho E, De Moor RJ, etal. Towards a better understanding of the adhesion mechanism of resin-modified glass-ionomers by bonding to differently prepared dentin. J Dent. 2010 Nov; 38(11):921-9.
7. Mount GJ, Patel C, Makinson OF. Resin modified glass ionomers: strength, cure depth and translucency. Aust Dent J. 2002 Oct; 47(4):339-343.
8.Mc Cabe JF. Resin modified glass ionomers. Biomater. 1998 Mar;19(6):521-7.
9. Spencer CG, Campbell PM, Buschang PH, Cai J, Honeyman AL. Antimicrobial effects of zinc oxide in an orthodontic bonding agent. Angle Orthod. 2009 Mar; 79 (2):317-22.
10. Phan TN, Bukner T. Physiologic action of zinc related to inhibition of acid and alkali production by oral streptococci in suspansions and biofilms. Oral Microb Immunol. 2004 Feb;19(1):31-8.
11. Adams LK, Lyon DY, Mclntosh A. Comparative toxicity of nano scale Tio2, Sio2 and Zno watersuspensions. Water Sci Techno. 2006 Jul;54(11-12):327-34.
12. Jones N, Ray B, Ranjit KD. Antibacterial activity of zno nanoparticle suspensions on a broad spectrum of microorganisms. FEMS Microbial Left. 2008 Feb; 279 (1):71-6.
13. Le Geros RZ. Calcium phosphates in demineralization and remineralization processes. J Clin Dent. 1999 Mar; 10 (1):65-73.
14. 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.
15. Moshaverinia A, Ansari S, Moshaverinia M, Roohpour N, Darr JA, Rehman I. Effects of incorporation of hydroxyapatite and fluoroapatite Nano-bioceramics into conventional glass ionomer cements (GIC). Acta Biomater 2008 Mar;4(2):432-40.
16. 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.
17. Mitra SB. In vitro fluoride release from a light- cured glass-ionomer liner/base. J Dent Res. 1991 Feb;70(1):75-8.
18. Uysal T, Amasyali M, Koyuturk A E, Sagdic D. Efficiency of amorphous calcium phosphate – containing orthodontic composite and resin modified glass ionomer on demineralization evaluated by a new laser fluorescence device. Eur J Dent. 2009 Mar ;3(1):127-134.
19. 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 Jul; 21(6):533-7.
20. Seyedtabaii E, Nurisari 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. 2014 Feb; 4(10):1578-1586.
21. 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. RSBO 2012 Apr-Jun;9(2):170-6.
22. Khoroushi M, Hosseini-Shirazi M, Soleimani H. Effect of acid pre-conditioning and/or delayed light irradiation on enamel bond strength of three resin-modified glass ionomers. Dent Res J (Isfahan). 2013 May;10(3):328-36.
23. Safaralizadeh H, Rezvani MB. Effect of adding 2% zinc oxide nanoparticle on fluoride release of resin modified glass ionomer cement. [Theses] Tehran: Faculty of Dentistry, Shahed University of Medical Sciences; 2014. (Persian)
24. Malek hoseini Z, Rezvani MB. Effect of various amounts of nanozinc oxide incorporation on the antibacterial Activity and Physical Properties of resin modified glass-ionomer Cement. [Theses]. Tehran: Faculty of Dentistry, Shahed University of Medical Sciences; 2013. (Persian)
25. Jatania A, Shivalinga B M. An in vitro study to evaluate the effects of addition of zinc oxide to an orthodontic bonding agent. Eur J Dent. 2014 Mar ;8(2):112-7.
26. Hu W, Fu M, Sun Z. Shear bond strength of glass ionomer cement for orthodontic bracket bonding. Zhonghua Kou Qiang Yi XueZaZhi. 2000 May; 35(3): 227-9.
27. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Feb;129(2):261-5.
28. Mohammadi Basir M, Ataei M, Rezvani MB, Golkar Taft P. Effect of incorporation of various amounts of nano-sized Hydroxyapatite on the mechanical properties of a resin modified glass ionomer. J Dent Sch. 2013 Mar; 30(4):216-223.
29. 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.
30. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. Contemporary Orthodontics. 5th ed. Canada: Mosby. Elsevier; 2013.

Archive of SID
www.SID.ir