

مروری بر بیوسرامیک‌های اندودنتیک

دکتر هادی اسدیان^۱ - دکتر احسان حمزه لویی مقدم^۲ - دکتر آزاده امینی^۳ - دکتر کیومرث نظری مقدم^۴ - دکتر محدثه هاشم زهی^۲

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

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

۳- دستیار گروه آموزشی دندانپزشکی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران، تهران، ایران

۴- دانشیار گروه آموزشی اندودنتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران

خلاصه

سابقه استفاده بشر از سرامیک‌ها به قرن‌ها قبل باز می‌گردد، اما استفاده از خواص بیولوژیک آنها در پزشکی و به طور خاص دندانپزشکی سابقه نسبتاً کوتاهی دارد. در این میان ظهور و گسترش سریع بیوسرامیک‌ها و بررسی ساختاری آنها حائز اهمیت است. خصوصیات سازگاری نسجی، القای استخوان‌سازی و مهر و موم‌کنندگی این مواد در زمره مطلوبترین ویژگیهای مواد اندودنتیک قرار دارد. از زمان معرفی (Mineral Trioxide Aggregate (MTA به عنوان نخستین بیوسرامیک اندودنتیک و کشف خصوصیات استثنایی این دسته از مواد، انواع گوناگونی از آنها به بازار عرضه شده است.

بر این اساس در نوشتار پیش رو تعدادی از مقالات از بین مقالات جستجو شده در Pub Med و Google Scholar در بازه زمانی جولای ۱۹۹۵ تا ژانویه ۲۰۱۶ مورد بررسی قرار گرفته و خواص و اطلاعات مورد نیاز بیوسرامیک‌های اندودنتیک موجود در بازار ایران با رویکردی بیشتر بالینی و تکیه بر مقالات جدید گردآوری شده است.

با توجه به نتایج مطالعات خواص فوق‌العاده و نتایج مقبول استفاده از بیوسرامیک‌ها آنها را به عنوان یکی از افقهای آتی در درمانهای اندودنتیک مطرح کرده است لذا همه روزه اعضای جدیدی از این نسل به بازار معرفی می‌شوند.

کلید واژه‌ها: اندودنتیک، بیوسرام، مواد پرکننده کانال ریشه دندان، سیلانت های کانال ریشه

پذیرش مقاله: ۱۳۹۵/۵/۲۸

اصلاح نهایی: ۱۳۹۵/۵/۱۴

وصول مقاله: ۱۳۹۴/۱۲/۱۵

نویسنده مسئول: دکتر احسان حمزه لویی مقدم، گروه آموزشی اندودنتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه شاهد، تهران، ایران

e.mail:hamzelouei@yahoo.com

مقدمه

تیتانیوم ساخته شده‌اند و با توجه به همین مطلب تعریف دقیق آنها غیرممکن است. (۱-۲)، سرامیک‌ها در دندانپزشکی در موارد گوناگونی از جمله ساخت کراون‌های پرسن، فلزی، ساخت گلاس آینومرها و ساخت پروتزهای دندانی مصرف دارند که در این حوزه نام سرامیک‌های دندانی (Dental Ceramics) به آنها اطلاق می‌گردد. (۳)، استفاده از سرامیک در دندانپزشکی به دهه ۱۸ میلادی باز می‌گردد، (۱) اما از حدود سالهای ۱۹۶۰ بحث استفاده از این مواد با طراحی ویژه جهت استفاده در علم پزشکی از جمله ترمیم و بازسازی اجزای آسیب دیده بدن مطرح گردید. (۳)، در سال ۱۹۶۷ فردی به نام Larry L. Hench و همکارانش از جمله پیشگامانی بودند که دریافتند برخی انواع شیشه و سرامیک قابلیت اتصال به استخوان زنده را دارند، لذا این‌گونه مواد را با نام تجاری

سالیان متمادی است که بشر از سرامیک استفاده می‌کند. انجمن سرامیک آمریکا آن را به عنوان ماده‌ای معدنی و غیرفلزی تعریف می‌کند که عموماً ماهیت کریستالی دارد. سرامیک‌ها ترکیباتی را تشکیل می‌دهند که بین فلز و غیر فلز هستند. برای مثال می‌توان به آلومینا (ترکیب آلومینیوم و اکسیژن)، کلسیا (ترکیب کلسیم و اکسیژن) و یا نیتراید (ترکیب سیلیکون و نیتروژن (Nitride-Si₃N₄)) اشاره کرد. (۱)، ساختار کریستالی سرامیک‌ها می‌تواند از حالت کاملاً منظم تا کاملاً آمورف (شیشه) متفاوت باشد. (۲)، در علم دندانپزشکی واژه سرامیک به مواد معدنی غیر فلزی اطلاق می‌شود که عمدتاً از ترکیب اکسیژن و یک یا چند عنصر فلزی، غیر فلزی و یا نیمه فلزی (متالوئید) مانند آلومینیوم، کلسیم، لیتیوم، منیزیوم، پتاسیم، فسفر، لیتیوم، سیلیکون، زیرکونیوم و

سرامیک‌ها اغلب از چند ماده تشکیل شده‌اند و انواع تک جزیی آنها (برای مثال الماس تنها از کربن ساخته شده است) بسیار نادر است. (۱)، بنابراین اغلب سرامیک‌ها از چند جز تشکیل شده‌اند، اما یکی از وجوه اشتراک آنها معدنی بودن مواد تشکیل دهنده است که در ذات تعریف سرامیک قرار دارد و بنابراین اطلاق نام بیوسرامیک به برخی از انواع مواد موجود در بازار که ترکیبی از اجزای سرامیکی و مواد دیگری از قبیل رزین‌هاست به نظر غلط مصطلح است و واژه "بیوکامپوزیت"، "کامپوزیت‌های حاوی فیلر بیوسرامیکی" یا "سیلرهای حاوی فیلر بیوسرامیکی" اصطلاحات دقیقتری برای بیان ماهیت ساختاری این مواد می‌باشند. علیرغم این مطلب در نوشتار پیش رو به جهت پرهیز از پیچیده شدن مطلب از واژه بیوسرامیک استفاده می‌گردد. از طرفی کلسیم سیلیکات تنها نشانگر شاخه‌ای از بیوسرامیک‌هاست و به نظر می‌رسد سایه معرفی MTA (بیوسرامیک کلسیم سیلیکاتی) به عنوان پرآوازه‌ترین بیوسرامیک در اندودنتیکس، بر سایر بیوسرامیک‌ها موجب این طبقه‌بندی نادرست شده باشد. علی‌رغم این مسئله، در مقاله پیش رو سعی شده است تا بر خصوصیات این مواد و برخی از دست آوردهای آنها نگاهی دوباره افکنده شود.

بیوسرامیک‌های اندودنتیک موادی غیرسمی هستند که به رطوبت و خون حساس نیستند لذا Technique sensitive هم نیستند. این نوع از بیوسرامیک‌ها دارای ثبات ابعادی قابل قبول هستند و در زمان Setting انبساط مختصری دارند، لذا خاصیت سیل‌کنندگی آنها عالی است. پس از ست شدن قابلیت حل شوندگی آنها کاهش می‌یابد، بنابراین می‌توانند سیل طولانی مدت ایجاد کنند. مقدار pH آنها در زمان Setting بالاتر از ۱۲ است چرا که در ضمن واکنش Setting یون هیدروکسید آزاد می‌کنند. وقتی Setting کامل نشده باشد خاصیت آنتی‌باکتریال دارند و پس از تکمیل Setting، Bioactive و Biocompatible هستند. بیوسرامیک‌های اندودنتیک در تماس با مایعات بافتی از خود Calcium hydroxide رها می‌کنند که با فسفات مایع بافتی واکنش داده و هیدروکسی آپاتیت تولید می‌کنند که می‌تواند توجیهی برای خواص القایی آنها در برخی موارد باشد. (۵ و ۱۰)

نگاهی به برخی از بیوسرامیک‌های اندودنتیک

Mineral Trioxide Aggregate (MTA)

عده‌ای از محققان MTA را در فرم اصلی خود یک بیوسرامیک

Bioglass نامگذاری کردند. (۴-۶)، بیوسرامیک‌ها امروزه طبق تعریف انواعی از بیومتریال‌ها هستند که با دارا بودن خاصیت سازگاری زیستی به طور خاص در پزشکی و دندانپزشکی کاربرد دارند. این دسته از مواد شامل آلومینا، زیرکونیا، Bioactive Glass (BAG)، پوششها (Coatings)، کامپوزیت‌ها، هیدروکسی آپاتیت و مواد فسفات کلسیمی قابل جذب و گلاس‌های رادیوتراپی هستند. (۴-۷)، بیوسرامیک‌ها می‌توانند به صورت تک کریستال (Sapphire)، چند کریستالی (آلومینا یا هیدروکسی آپاتیت (HA))، کامپوزیتی (Stainless-steel- Fiber-reinforced bioglass) یا پلی اتیلن-هیدروکسی آپاتیت (PE-HA))، شیشه (Bioglass) یا شیشه-سرامیک (Ceravita) یا (A/W Glass-ceramic) باشند. (۳)، کاربرد بیوسرامیک‌ها در ارتوپدی بسیار گسترده است مثلاً در جایگزینی مفاصل یا بافتها، در پوششهایی که باعث افزایش Biocompatibility ایمپلنت‌های فلزی می‌شود و بیوسرامیک‌هایی که به عنوان یک شبکه قابل جذب در رژنراسیون بافتی مورد استفاده قرار می‌گیرند. (۳، ۵ و ۷)، بنابراین تعریف واژه بیوسرامیک تنها به صورت دسته‌ای از مواد که ترکیبی از کلسیم سیلیکات و کلسیم فسفات هستند اشتباهی است که در برخی مقالات رخ داده است. (۸-۹)، بیوسرامیک‌های Glass و Bioglass با نامهای تجاری مختلف در دندانپزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

سرامیک‌های متخلخل مانند مواد با بیس فسفات کلسیم در ترمیم ضایعات استخوانی کاربرد دارند، از جمله بیوسرامیک‌ها Calcium silicate material ها همچون MTA و Bio Aggregate به عنوان Root repair material استفاده می‌شوند. (۳، ۵)، بیوسرامیک‌ها بر اساس واکنش بافتی به سه دسته کلی قابل تقسیم بندی هستند:

بیوسرامیک‌های Bioinert: این نوع از بیوسرامیک‌ها با سیستم‌های بیولوژیک وارد هیچ واکنشی نمی‌شوند مانند آلومینا و زیرکونیا. (۵)

بیوسرامیک‌های Bioactive: این نوع از بیوسرامیک‌ها دوام طولانی در بافتها دارند و صرفاً در محل اتصال با بافتها وارد واکنش می‌شوند. (۵)

بیوسرامیک‌های Biodegradable: این نوع از بیوسرامیک‌ها قابلیت حل شوندگی دارند و قابل جذب هستند و در نهایت با بافت جایگزین و یا در ترکیب بافت وارد می‌شوند مانند تری کلسیم فسفات. (۲-۶)

پنجاه دقیقه (۲۴) گزارش شده است. پیشنهاد شده است که MTA به نسبت سه قسمت پودر به یک قسمت مایع مخلوط شوند. اما اگر به MTA خشکی که در داخل کانال پک شده است زمان کافی داده شود به واسطه نفوذ رطوبت از کانال‌های جانبی و سمان در نهایت ست خواهد شد (۲۵) عملکرد آن در محیط نسبتاً خشک به خوبی زمانی که با رطوبت در تماس است نخواهد بود. (۲۶)، از سوی دیگر مقادیر زیاد آب نیز موجب بروز تخلل بیشتر و شسته شدن MTA در زمان سخت شدن و کاهش استحکام MTA سخت شده می‌گردد. (۲۷)، علی‌رغم اینکه اکثر مطالعات بیانگر فقدان یا حداقل حل شونده‌گی MTA هستند (۱۰، ۲۸)، در یک مطالعه ۷۸ روزه که توسط Fridland در سال ۲۰۰۵ انجام شد افزایش حل شونده‌گی MTA مشاهده شد. نکته جالب توجه در این مطالعه آن بود که افزایش درصد مایع به پودر از ۲۸٪ به ۳۳٪ موجب افزایش میزان حلالیت آن می‌گردد. (۲۹)

یکی از ایرادات وارده به MTA کاربری یا Handling دشوار آن است که به واسطه نیروی کوهزیو پایین بین اجزا آن رخ می‌دهد. (۳۰)، نشان داده شده است که MTA سفید نسبت خاکستری ذرات یک نواخت تری (هموژن تر) داشته (۳۱) و از اجزای درشت کمتری برخوردار است که موجب Handling آسانتر آن می‌شود. (۱۸)، اما گذشته از آن مواد متفاوتی نیز جهت بهبود Handling و کاهش زمان سخت شدن مورد بررسی قرار گرفته است. از جمله این مواد می‌توان به کلرید کلسیم، K-Y jelly (Johnson & Johnson, New Brunswick, NJ, USA)، کلرگزیدین (۳۲)، دی سدیم هیدروژن فسفات (Na₂HPO₄) (۳۳) و کلسیم فرمیت (۳۴) اشاره کرد. اضافه کردن 1% Methylcellulose و 2% Calcium chloride به MTA قوامی مانند سمان زینک اکساید اوژنول به MTA داده و زمان سخت شدن را حدود یک ساعت کاهش می‌دهد. (۳۵)، در یک مطالعه جهت استفاده یک جلسه‌ای از MTA توصیه شده است که به جای اختلاط پودر با آب از کلرید کلسیم ۵٪ یا ژل هیپوکلریت سدیم استفاده شود. (۳۲)، استفاده از ژل هیپوکلریت سدیم خصوصیات Handling را نیز بهبود داد. اما از سوی دیگر نشان داده شده است که اختلاط MTA با هیپوکلریت یا لیدو کابین اثر زیان‌آوری بر روی تشکیل کلسیم هیدروکساید دارد. (۳۶)، از سوی دیگر مخلوط تازه MTA با هیپوکلریت سدیم ۳٪ موجب کاهش حیات فیروبلاست‌ها شد اما این اثر بعد از ۲۴ ساعت از بین رفت. اختلاط MTA با آب،

کلاسیک می‌دانند که برخی فلزات سنگین به آن افزوده شده است. این ماده از جمله موادی است که بیشترین مطالعات را در حیطه دندانپزشکی به خود اختصاص داده و همه خواص فوق‌الذکر را داراست. (۵)، فرمولاسیون اولیه MTA در دهه ۹۰ میلادی معرفی و توسط Dentsply International (Dentsply-Tulsa Dental, Johnson City, USA) تولید شد. MTA مخلوطی است از دی کلسیم سیلیکات، تری کلسیم سیلیکات، تری کلسیم آلومینات، گچ (Gypsum)، تترا کلسیم آلومینوفریت و ۲۰٪ اکسید بیسموت است که به عنوان Radiopacifier و برای تغییر خواص فیزیکی افزوده شده است. (۱۱-۱۳)، فرمولاسیون ابتدایی این ماده به صورت خاکستری رنگ و بر پایه ۷۵٪ سمان پرتلند نوع I وارد بازار شد اما به جهت حضور فلزات سنگین (۱۴)، فقدان اکسید بیسموت (۱۵)، وجود محتوای آلومینا، روش تهیه، ساختار قویتر ناشی از فقدان بیسموت اکساید (۱۳) و وجود پتاسیم (۱۶) در سمان پرتلند با آن تفاوت دارد. به واسطه تغییر رنگ ناشی از نوع خاکستری در سال ۲۰۰۲ نوع سفید رنگ آن نیز تولید گردید اما همچنان درجاتی از تغییر رنگ را ایجاد می‌کند که به دلیل وجود اکسیدهای آهن در ترکیبات آن می‌باشد. (۱۷)، میزان آهن، الومینیوم و منیزیم White MTA نسبت به Gray MTA کمتر و ذرات آن نیز کوچکتر است. (۷، ۱۲، ۱۵ و ۱۷-۱۸)

در زمان اختلاط MTA با آب کلسیم سیلیکات هیدرات ژل و کلسیم هیدروکساید تشکیل می‌شود (۱۹-۲۰)، با گذر زمان این ژل هیدراته خشک شده و ماتریکسی را از جنس کلسیم سیلیکات فراهم می‌آورد که کلسیم هیدروکساید در خلل و فرج آن قرار می‌گیرد. (۲۱)، Torabi Nejad در سال ۱۹۹۵ عنوان کرد که pH ماده MTA پس از مخلوط کردن معادل ۱۰/۲ است که پس از سه ساعت به ۱۲/۵ می‌رسد. (۱۰)، مطالعه Chang در سال ۲۰۰۵ نشان داد که pH White MTA پس از مخلوط کردن در بازه زمانی طولانی به طور قابل توجهی از Gray MTA بیشتر است. (۲۲)

یکی از خصوصیات مثبت MTA اتساع در زمان سخت شدن است و نشان داده شده است که میزان این اتساع در نوع خاکستری از سفید بیشتر است. (۲۳)، مدت زمان سخت شدن MTA بر اساس روش اندازه‌گیری مطالعه متفاوت است. سخت شدن اولیه در حدود ۴۵ دقیقه رخ می‌دهد (۲۲) اما زمان سخت شدن نهایی از صد و چهل دقیقه (۲۲) تا دویست و

MTA Angelus به دو شکل سفید (برای نواحی استتیک) و Gray و با ترکیب ۸۰٪ سمان پرتلند و ۲۰٪ اکسید بیسموت تولید شده است. میزان اکسید بیسموت آنجلوس خاکستری نسبت به ProRoot خاکستری کمتر است. میزان آلومینیوم اکساید موجود در MTA Angelus نیز ۲۳۷٪ بیشتر از MTA ProRoot سفید می‌باشد میزان اکسید منیزیوم موجود در MTA Angelus خاکستری نیز نسبت به MTA ProRoot سفید ۴۸۶٪ بیشتر است. (۱۷)، هم‌ژنیسیته MTA Angelus نسبت به ProRoot MTA کمتر است. (۱۶)، همچنین انواع Self-cure و Light cure آن در دسترس می‌باشد که البته در ایران موجود نیست. در مطالعه بالینی نشان داده شده است که نوع لایت کیور MTA Angelus در بازه شصت روزه شبیه MTA است اما موجب مینرالیزاسیون نمی‌شود. (۵۳)، در MTA Angelus سولفات کلسیم در آن گنجانده نشده است تا زمان Setting (تقریباً ده دقیقه) کاهش یابد. میزان اکسید بیسموت MTA Angelus کمتر از ProRoot MTA است اما در مقابل میزان کلسیم (حدود ۴۵٪) آن بیشتر است. (۵۴)، pH و رهایش یون Ca در MTA Angelus بالاتر از ProRoot MTA است و احتمالاً به میزان سیمان بیشتر و محتوای کلسیمی بالاتر مربوط است. (۵۴-۵۵)، نوع خاکستری MTA Angelus رهایش یون Ca و pH بالاتری نسبت به نوع سفید آن دارد. (۵۶)، هر دو نوع MTA Angelus سفید و خاکستری اوپاسیتی کمتری در مقایسه با ProRoot MTA دارند. (۵۷)

Root MTA

این MTA توسط Lotfi، در دانشگاه تبریز و شرکت سلامی‌فر تولید شده است و به عنوان نوع ارزاتر MTA مطرح است. (۵۸)، این ماده از ۴۱/۶۴٪ اکسید کلسیم، ۱۸/۵۸٪ اکسید سیلیسیوم، ۱۵/۱۸٪ اکسید بیسموت، ۳/۴۱٪ اکسید آلومینیوم، ۲/۰۸٪ اکسید منیزیوم و مقادیر اندکی از اکسید آهن، اکسید گوگرد، اکسید فسفر، اکسید تیتانیوم، اکسید سدیم، کلر، آب و دی اکسید کربن تشکیل شده است. اندازه ذرات آن بین ۵-۶۰ میکرون متغیر بوده و از اندازه ProRoot MTA خاکستری کوچکتر است. (۱۷)، بررسی سازگاری نسبی ProRoot MTA و Root MTA میزان حیات سلولی در بازه‌های زمانی ۴۸ و ۱۶۸ ساعت برای ProRoot و ۷۲ ساعته برای Root MTA نشان نداد اما در کل تفاوت معنی‌دار نبود. (۵۹)، مقایسه نشت اپیکالی MTA سفید، Root MTA و CEM Cement تفاوتی را در میزان نشت این مواد نشان نداد. (۶۰-۶۱)، اگر چه اضافه

سالین، کلرید کلسیم و لیدوکائین اثری بر روی سازگاری بافتی آن نداشت. (۳۷) وجود محیط اسیدی در هنگام ست شدن MTA موجب کاهش تشکیل کلسیم هیدروکساید (تغییر رفتار هیدراسیون) (۳۸)، کاهش Push out strength (۳۹)، اختلال در Hardness سطحی و افزایش تخلخل (با کاهش هر چه بیشتر pH) (۴۰) می‌گردد. بنابراین در ترمیم‌های کامپوزیتی توصیه می‌شود که اسید اچینگ حداقل ۹۶ ساعت بعد از اختلاط MTA انجام گیرد. (۴۱) از جمله ایرادهای دیگر وارده به MTA تغییر رنگ خاکستری ناشی از آن است که علی‌رغم معرفی نوع سفید به عنوان همرنگ دندان در هر دو نوع آن دیده می‌شود اما در نوع خاکستری از سفید بیشتر است. (۴۲-۴۶)، نمکهای آهن و منگنز مسئول این تغییر رنگ شناخته می‌شوند. (۴۳)، تغییر رنگ خاکستری ناشی از MTA سفید در حضور خون شدیدتر می‌شود (۴۴) لذا در مواردی مانند درمان‌های رژنراتیو دندانهای قدیمی استفاده از باندینگ‌های عاجی را به عنوان پیشگیری از تغییر رنگ بایستی مد نظر قرار داد. (۴۷)، تماس MTA یا سایر مواد حاوی بیسموت با هیپوکلریت سدیم (مشابه آنچه برای مثال در درمان دندانهای با اپکس باز رخ می‌دهد) موجب ایجاد تغییر رنگ قهوه‌ای تیره می‌گردد. (۴۸)، در صورت بروز تغییر رنگ استفاده از Internal bleaching می‌تواند مفید باشد. (۴۲)، در یک مطالعه اثر مواد بلیچینگ بر MTA مورد بررسی قرار گرفت و نشان داده شد که این مواد موجب تغییر در خصوصیات سطحی MTA شده و این ماده نمی‌تواند به عنوان سد مناسبی در مقابل مواد بلیچینگ مطرح باشد (۴۹) توصیه می‌گردد از Barrier دیگری بر روی MTA استفاده شود. پاسخ التهابی سلولی اولیه به MTA کمتر از حد ایده آل است. میزان سازگاری نسبی MTA سفید در طی سه روز اول بیشتر از نوع خاکستری است و در هفته اول کاملاً معکوس شده و در هفته سوم به بعد تفاوتی نخواهند داشت. (۵۰)، جایگذاری زیر پوستی MTA موجب ایجاد واکنش التهابی شدید به همراه نکروز انعقادی و کلسیفیکاسیون در یافت همبند می‌گردد. (۵۱)، افزودن دی سدیم هیدروژن فسفات (Na₂HPO₄) به MTA سفید موجب افزایش سازگاری نسبی آن شد. (۵۲)

MTA Angelus

(Angelus soluções odontológicas, Londrina, PR, Brazil)

قیاس با MTA سفید رنگ کمتر بود و بنابراین در نواحی زیبایی می‌توانند جایگزین MTA باشند. (۶۸)

میزان رهایش یون کلسیم از بیودنتین نسبت به MTA، EndoSequence BC، بیواگریگیت و Intermediate Restorative Material (IRM) بالاتر بود. (۴۵، ۶۹)، Grech در ۲۰۱۳ نشان داد که pH بیودنتین در روز اول ۱۱/۷ و از روز دوم به بعد به حدود ۱۲/۲ رسیده و طی تقریباً ۲۸ روز ثابت می‌ماند. (۶۹)، در سال ۲۰۱۱ مطالعه Han نشان داد که در مقایسه Bond failure بین بیودنتین و MTA نوعاً شکستها در MTA بیشتر به صورت ادهزیو و در بیودنتین بیشتر کوهزیو است. نویسنده مدعی است که این مسئله مربوط به پایینتر بودن اندازه ذرات در Biodentine است که سبب نفوذ بیشتر به داخل توبول‌های عاجی و ازدیاد تگ‌ها و ایجاد Micromechanical anchor در آن گردیده است. (۷۰)، مقاومت بیشتر به Push-out در بیودنتین نیز به اندازه کوچکتر و یکنواختی ذرات بیودنتین نسبت داده شده است. (۷۱)، نشان داده شده است که MTA در معرض کلرکزدین دچار کاهش استحکام می‌شود در حالی که بیودنتین در مجاورت با کلرکزدین، هیپوکلریت سدیم و سالیین تغییری نشان نداده است. (۷۲)، با وجود همه این مزایا و علی‌رغم رمینرالیزاسیون عاجی در اثر تماس طولی مدت با بیودنتین، کاهش Integrity ماتریکس کلاژنی عاجی مشاهده شده است ولی با توجه به تأثیر در کلاژن موجود در ناحیه تماس می‌تواند مورد استفاده بوده اما بایستی در دیواره‌های عاجی نازک با احتیاط مورد استفاده قرار گیرد. (۷۳)، با توجه به تغییر رنگ کمتر نسبت به MTA (خصوصاً در مجاورت شوینده‌های نظیر هیپوکلریت سدیم یا کلرکزدین)، بیودنتین به دلیل فقدان بیسموت در نواحی زیبایی می‌توانند جایگزین مناسبی برای MTA به شمار بیایند. (۶۸، ۷۴)، مشابه آنچه در مورد MTA نیز مطرح است حضور خون میزان تغییر رنگ این ماده را نیز افزایش می‌دهد تفاوتی بین تغییر رنگ ایجاد شده این دو ماده در حضور خون وجود نداشت. (۷۵)، استفاده از این ماده در درمانهای مختلف مانند وایتال پالپ تراپی (۷۶)، ترمیم پرفوراسیون‌ها (۷۲) یا به عنوان پلاگ ریشه (۷۷) روز به روز گسترش یافته و کارخانه سازنده ادعا می‌کند این ماده به عنوان جایگزینی برای دنتین مطرح است. رادیو اسیپتبه کمتر این ماده نسبت به MTA موجب دشواری تشخیص در جراحی و استفاده آن به عنوان پلاگ شده است. (۷۸-۷۹)

کردن کلرید کلسیم ۲٪ و ۵٪ موجب کاهش استحکام فشاری MTA می‌گردد، اضافه کردن این ماده به Root MTA موجب افزایش استحکام فشاری در ساعت اول گردید که بعد از سه ساعت مشابه با Root MTA بدون کلرید کلسیم شد. کلرید کلسیم علاوه بر افزایش استحکام فشاری موجب تسریع واکنش نیز شد. مشابه نتایج در مورد دی سدیم هیدروژن فسفات نیز اثرات مشابهی داشت. اضافه کردن این مواد مانع از تأثیر سو آلودگی با خون و کاهش استحکام فشاری نگردید. (۶۲)، Root MTA در ترمیم پرفوراسیون نواری (۵۸) و پرفوراسیون فورکا (۶۳) استفاده شده است. علی‌رغم پاسخ التهابی بیشتر Root MTA نسبت به ProRoot MTA این دو ماده را می‌توان به جای یکدیگر در ترمیم پرفوراسیون‌های فورکا استفاده کرد. (۶۳)، تفاوتی در اثر آنتی میکروبیال Root MTA و ProRoot MTA بر روی اکتینوباسیلوس اکتینومایست امکومیتانس دیده نشد. (۶۴)، بررسی سمیت سلولی ProRoot MTA، Root MTA و سمان پرتلند بر روی سلول‌های فیبروبلاست لثه انسان نشان داد که سازگاری نسبی این مواد در Setting آزمایشگاهی مشابه است. (۶۵)، علی‌رغم وجود تحقیقات گسترده در مورد Root MTA در مقالات ذکر شده است که می‌توان این ماده را به جای MTA به کار برد. (۲، ۵۸، ۶۳ و ۶۵)

Biodentine

بیودنتین (Septodont, Saint-Maur-des-Fosse's Cedex, France) یکی از سمانهای بیوسرامیکی جدید به شکل پودر و مایع است. پودر حاوی اکسیدهای کلسیم سیلیسیوم و زیرکونیوم و مایع حاوی سدیم، منیزیوم، کلر و آب می‌باشد. (۶۶)، اکسید زیرکونیوم موجود در ترکیب به عنوان Radiopacifier و کلرید کلسیم نیز به عنوان تسریع‌کننده واکنش Setting عمل می‌کند. (۵)، کارخانه سازنده ادعا می‌نماید که کربنات کلسیم موجود در پودر نقش فیلر را بازی کرده و جز مایع نیز حاوی یک پلیمر محلول در آب است که به هدف کاهش میزان آب اضافه شده است. عمل اختلاط ابتدایی این ماده توسط یک دستگاه میکسر مشابه آمالگاماتور و در داخل کپسول انجام شده و در نهایت قوام مورد نظر به روش دستی انجام می‌پذیرد. زمان سخت شدن این ماده سریع (تقریباً ۱۰-۱۲ دقیقه) و از انواع MTA کوتاهتر است. (۶۷)، تغییر رنگ ناشی از مواجهه بیودنتین یا بیو اگریگیت (هر دو بیوسرامیک فاقد اکسید بیسموت هستند) با کلرکزدین و هیپوکلریت سدیم در

درمان با CEM و MTA قرار گرفتند. در طی یک سال پیگیری این دندانها تفاوتی در علایم رادیوگرافیک و بالینی این دو ماده دیده نشد، موفقیت این روش بیش از ۹۰٪ برای هر دو ماده ذکر شده است. (۹۶) نتایج مشابهی نیز در یک مطالعه چند مرکزی در دندانهای با وضعیت مشابه گزارش شده است و بیان شده است که پالپوتومی دندانهای دارای پالپیت برگشت‌ناپذیر با CEM نسبت به درمان ریشه معمول ارجح است. (۹۷)

EndoSequence

Endosequence root repair material (ERRM) توسط کمپانی Brasseler و به اشکال پوتی Moldable (که با لیبیل iRoot BP Plus عرضه می‌شود) و سرنگ حاوی خمیر با قابلیت انتقال به داخل کانال به بازار عرضه شد. محصول دیگر این شرکت Endosequence BC obturation system (متشکل از گوتاپرکا و سیلر Endosequence BC) می‌باشد. تمامی اشکال ERRM عمدتاً از سیلیکات‌های کلسیم، اکسید زیرکونیوم، اکسید تانتالوم و فسفات کلسیم منوبازیک، فیلر و مواد قوام‌دهنده تشکیل شده (۷، ۹۸) و در زمره مواد از پیش آماده هستند که از ذرات نانوسفر تشکیل شده و با قابلیت ورود به توبول‌های عاجی توسط رطوبت آنهاست می‌شوند. (۹۸)

فرم خمیری و Putty ماده ERRM از لحاظ ساختار کریستالوگرافیک سطحی مشابه MTA خاکستری است. (۹۸) رسوب آپاتیت و افزایش کلسیم و فسفر در سطح ماده پس از دو ماه غوطه‌وری در Phosphate buffered saline دیده شده است. (۹۹)، استحکام فشاری ERRM مشابه MTA است اما به دلیل ایجاد ساختارهای شبیه تگ در عاج باعث ایجاد گیر میکرومانیکال و نهایتاً اتصال به عاج می‌شود که در MTA چنین پدیده‌ای یافت نمی‌شود. (۷)، بر اساس اطلاعات ارائه شده توسط کارخانه سازنده زمان کارکرد ERRM سی دقیقه و Setting time آن چهار ساعت است. این ماده در حضور رطوبت سخت می‌شود و pH آن ۱۲/۴ گزارش شده است که در طول زمان Setting حفظ می‌شود، اما pH سطحی این ماده در ضایعات تحلیلی شبیه سازی شده ریشه کمتر از ProRoot MTA بوده است. (۱۰۰)، از لحاظ خاصیت آنتی باکتریال بر روی انتروکوک فکاليس تفاوتی بین دونوع پوتی و سرنگی ERRM و ProRoot MTA سفید دیده نشده است. (۱۰۱)، مطالعه‌ای اخیراً نشان داد که ERRM Microhardness در

Calcium Enriched Mixture Cement (CEM Cement)

این محصول در شرکت Bionique Dent و در ایران تولید و از اکسید کلسیم (آهک) (۵۱/۸۱٪)، اکسید سیلیسیوم (۶/۲۸٪)، اکسید آلومینیوم (۰/۹۵٪)، اکسید منیزیم (۰/۲۳٪)، اکسید گوگرد (۹/۴۸٪)، اکسید فسفر (۸/۵۲٪)، اکسید سدیم (۰/۳۵٪)، کلر (۰/۱۸٪)، آب، دی اکسید کربن و سایر مواد (۲۲/۲٪) تشکیل شده است. (۸۰)، به جز برخی عناصر کمیاب غلظت سایر مواد تشکیل دهنده CEM با، سمان پرتلند سفید و خاکستری متفاوت است. (۱۷)، در قیاس CEM و ProRoot MTA مقادیر pH، زمان کارکرد (حدود پنج دقیقه) و تغییرات ابعادی تقریباً مشابه بوده اما زمان ست شدن کوتاهتر (کمتر از یک ساعت)، Film thickness کمتر و سیلان بیشتر از جمله خواص مکانیکی مقبولتر CEM می‌باشد. (۸۰)، تفاوتی در ایجاد pH قلیایی و رهایش یون کلسیم CEM با White ProRoot MTA وجود ندارد اما در طی یک ساعت اول پس از مخلوط کردن CEM مقادیر فسفات بیشتری در مقایسه با سمان پرتلند و White ProRoot MTA آزاد می‌شود. (۸۱)

رادیو اسیته این ماده تقریباً نصف MTA می‌باشد (۸۲) که کمتر از حداقل مورد نیاز برای مواد سیل کننده اندودنتیک (معادل سه میلی‌متر آلومینیوم) است. نشان داده است که یک هفته پس از قرار گرفتن CEM در معرض PBS کریستال‌هایی مشابه با ترکیب هیدروکسی آپاتیت استاندارد بر روی این ماده شکل می‌گیرد که نشانه Bioactivity این ماده است. (۸۳)، خاصیت ضد میکروبی CEM و Calcium hydroxide به طور قابل توجهی از ProRoot MTA سفید و خاکستری و سمان پرتلند بیشتر است (۸۴) اما در خاصیت ضد قارچی علیه کاندیدا آلیکانس تفاوتی بین CEM و ProRoot MTA سفید دیده نشد. (۸۵)

توانایی سیل کنندگی CEM در مطالعات بسیاری مشابه MTA بوده است (۶۰، ۸۶-۸۷)، آلودگی با خون اثری بر روی توانایی سیل این دو ماده MTA و CEM نداشت، اما در آلودگی با بزاق CEM توانایی سیل بهتری داشت. (۸۸)

در گزارش موردها مطالعات متعددی در زمینه استفاده از CEM در پالپوتومی دندانهای نابالغ (۸۹) و بالغ (۹۰)، پالپ کپ (۹۱)، ترمیم پرفوراسیون فورکا (۹۲)، ترمیم ضایعات تحلیل خارجی (۹۳)، رتروگرید فیلینگ (۹۴)، درمانهای رژنراتیو اندودنتیکس (۹۵) و ... وجود دارد. در یک کارآزمایی بالینی دندانهای مولر بالغ دارای پالپیت برگشت‌ناپذیر تحت

Plus نیز به فروش می‌رسد. (۷)، علی‌رغم وجود تشابه ساختاری این دو ماده (۱۲)، در بررسی اظهارات کارخانه سازنده و رفرانس‌های مقاله مذکور چنین مطلبی یافت نشد.

طبق اظهارات کارخانه سازنده زمان سخت شدن iRoot BP Plus دو ساعت است اما نشان داده شده است که Setting این ماده هفت روز به طول می‌انجامد. (۱۰۸)، تفاوتی در توانایی تشکیل پل عاجی دندانهای پالپ کپ شده بین iRoot BP Plus و MTA دیده نشد. (۱۰۹) مقایسه سازگاری سلولی این دو ماده نیز نشان داد که میزان حیات سلول‌ها در مواجهه با iRoot BP Plus نسبت به ProRoot MTA کمتر است. (۱۱۰)

iRootFS (Brasseler USA, Savannah, GA) عضو دیگری از این خانواده است. این ماده نیز جز مواد پرکننده و ترمیم کننده دائمی دندان است که بر اساس کلسیم سیلیکات ساخته شده اما فاقد آلومینیوم می‌باشد. خصوصیات Handling آن بهتر شده و زمان ست شدن آن کاهش یافته است (حدود یک ساعت) (۱۰۸)

Bio Aggregate نیز محصول Innovative BioCeramix (Vancouver, Canada) Inc است و بر اساس فناوری نانو ساخته شده است اما برخلاف سایر محصولات این کارخانه Premixed نیست و از دو جز پودر و مایع ساخته شده است. مدت زمان کارکرد آن پنج دقیقه است و با پوشاندن آن توسط گاز افزایش می‌یابد. (۲)

سیلرهای بیوسرامیک

iRoot SP و BC Sealer

همان‌طور که در بالا نیز ذکر شد طبق اذعان کارخانه سازنده ماهیت iRoot SP root canal و EndoSequence BC Sealer و iRoot SP sealer یکسان است. (۲)، این سیلر به صورت بیوسرامیکی Premixed می‌باشد که حاوی اکسید زیرکونیم (Radiopacifier)،

تری کلسیم سیلیکات، دی کلسیم سیلیکات، سیلیکای کلوییدی، سیلیکات‌های کلسیم، کلسیم فسفات منوبازیک، کلسیم هیدروکساید، فیلر و مواد قوام دهنده است. این سیلر یک سیلر هیدروفیلیک است و رطوبت درون توبول‌ها باعث سخت شدن آن می‌شود. مدت زمان کارکرد این ماده در دمای اتاق بیش از چهار ساعت و زمان سخت شدن آن بسته به میزان رطوبت از چهار ساعت و در کانال‌های بسیار خشک ده ساعت می‌باشد. (۱۱۱)، نشان داده شده است که قابلیت سیل اپیکالی iRoot SP با Single gutta percha cone معادل آپچوریشن با سیلر AH26 و به روش متراکم کردن موج مداوم (Continuous)

محیط اسیدی کاهش می‌یابد، تخلخل آن افزایش یافته و ساختمان کریستالی میکروسکوپی آن کمتر می‌شود. (۱۰۲) سمیت سلولی ERRM مشابه ProRoot MTA و MTA angelus گزارش شده است. (۹۸)، اما در مطالعه‌ای دیگر بر روی سلول‌های شبه استئوبلاستی نشان داده شد که ERRM پوتی بر خلاف ProRoot MTA سفید باعث کاهش فعالیت سلولی و آلکالین فسفاتاز می‌شود. (۱۰۳)، علاوه بر اینکه بقا و پرولیفراسیون سلول‌های بنیادی پالپ در حضور ERRM و MTA حفظ می‌شود، ترشح عوامل Angiogenic از سلول‌های مذکور نیز در حضور این مواد افزایش یافته و در نتیجه ERRM را به عنوان جایگزینی مناسب در درمان پالپ کپ مستقیم مطرح می‌کند. (۱۰۴)، در مطالعه‌ای که توسط Chen و همکاران انجام شد ارزیابی CBCT و Micro CT التیام بعد از جراحی ERRM در مقایسه با MTA نتایج بهتری را نشان داد اما در رادیوگرافی پری اپیکال تفاوت معنی‌داری دیده نشد. بررسی هیستولوژیک نیز پوشش بیشتر انتهای ریشه توسط مواد شبه سمان، استخوان و بافت‌های مشابه PDL را در حضور ERRM نشان داد. (۱۰۵)، مقایسه Subcutaneous implantation این دو ماده نیز نتایج جالبی داشته است.

واکنش التهابی MTA پس از هفت و سی روز بیشتر بوده و نواحی بیشتری از تجمع سلول‌های مونوکلتر، تشکیل آبسه و نکروز در گروه MTA دیده شد. ضخامت کپسول فیبروتیک گروه MTA نیز به طور معنی‌داری بیشتر بود. (۱۰۶) نشان داده شده است که تغییر رنگ ناشی از ERRM از MTA کمتر است. (۷۴ و ۱۰۷)، اما تغییر رنگ ERRM همانند MTA و بیودنتین در حضور خون افزایش یافته و با گذر زمان نیز بیشتر می‌شود و تفاوتی از نظر تغییر رنگ بین آنها وجود ندارد. (۷۵)

محصولات iRoot از سه نوع iRootSp، iRootBP و iRoot BP plus تشکیل شده است. این محصولات توسط شرکت Innovative BioCeramix Inc (Vancouver, Canada) تولید شده و بنابر اظهار خود کارخانه سازنده iRoot Sp همان iRoot BP (BC sealer) Endosequence BC sealer می‌باشد. iRoot BP Plus و iRoot BP مواد غیر قابل حل، آماده مصرف، فاقد آلومینیوم و اپک هستند که از لحاظ قوام با یکدیگر متفاوتند. iRoot BP خمیر سفید رنگ قابل تزریق است اما iRoot Bp Plus قوام پوتی دارد. (۲)، در یک مقاله مطرح شده است که iRoot BP نام Endosequence root repair material Putty

نشان داده شد که iRoot SP و MTA قادر به متمایز کردن سلول‌های بنیادی جوانه دندانی به سلول‌های شبه ادنتوبلاست و القای Biomaterialization هستند. (۱۲۲)، تفاوتی در پاسخ التهابی به جایگذاری داخل استخوانی و زیرپوستی iRoot SP و MTA در موش صحرایی دیده نشد و هر دوی این مواد با قابلیت سازگاری نسبی بودند. (۱۲۳)

MTA Fillapex

این سیلر محصول شرکت Angelus برزیل است و با هدف ترکیب خواص فیزیکی و شیمیایی سیلرهای رزینی و خواص بیولوژیک MTA به بازار عرضه شده است. (۱۲۴)، ترکیب این ماده پس از مخلوط کردن شامل MTA، رزین سالیسیلاتی، رزین طبیعی، بیسموت و سیلیکا ست. (۱۲۵)، در سطح این ماده کلسیم و کربن بسیار بالایی وجود دارد (۱۲۰) اما پس از هفت روز از میزان کربن کاسته شده که احتمالاً به دلیل تجزیه پلیمر این ماده است. نتیجه این موضوع این است که جذب آب زیادی صورت می‌گیرد و یون کلسیم آزاد می‌شود. (۷)، این ماده دارای قابلیت حل شونده‌گی زیاد و رهایش یون کلسیم بالا است. (۱۲۰ و ۱۲۶)، میزان حلالیت این ماده بیش از استاندارد بوده و در کنار رهایش کلسیم در حین حلالیت خاصیت ضد میکروبی بالاتری نسبت به برخی سیلرهای دیگر ایجاد می‌کند. (۱۲۶)، برخلاف pH آلکالینی این سیلر قبل و بعد از ست شدن، خاصیت ضد میکروبی آن علیه باکتری مورد نظر (انتروکوک فکالیس) بعد از Setting از بین رفت. (۱۲۷)، قدرت باند این ماده در مقایسه با سایر سیلرها همچون AH Plus و iRootSP به میزان قابل توجهی کمتر بوده و علت آن ظرفیت چسبندگی کمتر ساختارهای Tag-like گفته شده است (۱۲۸) مقایسه باند سیلرهای iRoot SP و MTA Fillapex در شرایط متفاوت رطوبتی (خشک، مرطوب (Moist) و خیس (Wet)) نشان داد که حداکثر قدرت باند این سیلرها در شرایط مرطوب بوده و حداقل آن در شرایط خیس می‌باشد. در محیط خیس Fillapex هیچ باندی با دیواره کانال برقرار نکرد. باند iRoot SP در تمامی شرایط مطالعه از Fillapex بیشتر بود. (۱۱۳)، استفاده از کلسیم هیدروکساید داخل کانال برای مدت هفت روز قبل از پرکردن کانال با استفاده از سیلر Fillapex باند این سیلر را کاهش داد. (۱۱۶)، در مطالعه دیگری نشان داده شده است که برداشت لایه اسمیر تاثیر سوئی بر قابلیت سیل iRoot SP و Fillapex نداشته اما میزان سیل کنندگی Fillapex از iRoot SP کمتر است. (۱۲۹)، تفاوتی در استحکام شکست

(Wave) می‌باشد. (۱۱۲)، بر خلاف آنکه قدرت باند عاجی آبچوریشن با گوتاپرکا به همراه این سیلر در قیاس با MTA Fillapex و AH plus به مراتب بالاتر بود (۱۱۳) در مطالعه Shokohinejad و همکاران تفاوت معنی‌داری در قدرت باند بین BC sealer و AH plus با گوتاپرکا دیده نشد. (۱۱۴)، استحکام Push out ریشه‌هایی که با استفاده از iRootSP به روش Bulk fill پر شده‌اند نسبت به حالتی که با گوتاپرکا همراه هستند کمتر است. (۱۱۵)، قرار دادن کلسیم هیدروکساید قبل از پرکردن کانال ریشه با iRoot Sp باند این سیلر با عاج را افزایش داده و با AH plus برابر می‌کند. (۱۱۶)، نشان داده شده است که حضور فسفات بافر سالین PBS در داخل کانال‌های ریشه سبب افزایش قدرت اتصال باند EndoSequence BC sealer با گوتا پرکا در یک هفته شد اما پس از دو ماه، حضور یا عدم حضور PBS تاثیری در این مقوله نداشت. (۱۱۷)، pH بازی ایجاد شده توسط این سیلر برای مدت هفت روز باقیمانده و اثر آنتی میکروبیال این سیلر علیه انتروکوک فکالیس در هفت روز پس از مخلوط شدن نیز دیده شده است. (۱۱۸)، برای رسیدن به ست نهایی این ماده حضور آب ضروری است. هم آب جذب شده از محیط و هم آب ایجاد شده در واکنش بین فسفات‌های کلسیم و رسوبات هیدروکسید کلسیم برای تشکیل فاز کلسیم سیلیکات هیدرات مورد استفاده قرار می‌گیرند و به نوبه خود باعث ایجاد رسوب هیدروکسی آپاتیت و افزایش باند سیلر-عاج می‌شوند. (۱۱۹)، نشان داده شده است که در طی درمان مجدد، امکان خارج‌سازی کامل SP BC Sealer از کانال ریشه با روشهای معمول مثل کلروفورم و حرارت و فایل وجود ندارد. (۱۱۱)، میزان حلالیت سیلرهای Fillapex و iRoot Sp بیشتر از AH plus و Angelous MTA است و با استاندارد آن همخوانی ندارد، اما میزان حلالیت iRoot SP از Fillapex بیشتر است. (۱۲۰)، در مطالعه دیگری تفاوتی در میزان حلالیت iRoot SP و AH plus دیده نشد و با استاندارد مربوطه همخوانی داشت. iRoot SP میزان آب بیشتری را جذب کرده ولی تفاوتی در میزان سیل اپیکالی این دو ماده دیده نشد. (۱۲۱)، رادیوپاسیتی این سیلر معادل ۲/۸۴ میلی‌متر آلومینیوم است که تقریباً معادل نصف اپاسیته AH Plus است اما با استاندارد مربوطه (حداقل سه میلی‌متر آلومینیوم) همخوانی دارد. (۹)، BC sealer در مدت پنج هفته برای سلول‌های استئوبلاست اثر سایتوتوکسیک متوسطی دارد (۱۱۹) اما در مطالعه دیگری

سیلیکاتی موجود در ترکیب سیلر ارتباط داده شده است. (۱۳۶)، البته این ماده قابلیت تحریک شکل‌گیری Nucleation sites و شکل‌گیری آپاتیت را دارد. (۶۱)

نتیجه‌گیری

بیوسرامیک‌های اندودنتیک موادی غیر سمی، غیرحساس به رطوبت، دارای ثبات ابعادی، خاصیت سیل‌کنندگی عالی، ایجاد pH بازی و دارای خاصیت القا تشکیل بافت سخت هستند. این خواص فوق العاده در کنار عیوبی مانند تغییر رنگ، دشواری کاربرد و زمان سخت شدن طولانی موجب شده است تا تحقیقات در این زمینه ادامه داشته باشد. همه روزه بر تعداد موادی که به اسم بیوسرامیک‌ها وارد بازار می‌شوند افزوده می‌شود. برای مثال می‌توان به Endocem، Endocem MTA، Mechanically mixed MTA، Ortho MTA، Retro MTA، Zr CER، Cimento Endodóntico، Gray MTA Plus، MTA Plus Nano، MTA Caps، Rápido or fast endodontic cement، Bioactive glass، Generex A,B، Theracal، white MTA، Bioceramic gutta-percha و ... اشاره کرد. لذا توصیه می‌شود که دندانپزشکان از مقالات و اطلاعات این مواد مطلع بوده و دانش خود را در این زمینه به روزرسانی نمایند. روند سریع معرفی و ارتقای کیفیت و خواص بیوسرامیک‌ها نشان از آینده بسیار روشن داشته و چه بسا موجب تغییرات بنیادی در درمانهای اندودنتیک در آینده‌ای نه چندان دور گردد.

دندانهایی که با استفاده از گوتاپرکا و سیلرهای Fillapex، iRootSP و AH plus آچوره شده بودند مشاهده نشد (۱۳۰) رادیوپاسیتی (معادل ۷/۰۶ میلی‌متر آلومینیوم) و Flow این ماده در مقایسه با AH Plus بیشتر است. (۱۲۴)، با این وجود در مطالعه دیگری دیده شده است که AH plus رادیو اپک تر است. (۱۳۱)، استفاده از اولتراسونیک نسبت به استفاده از لتولو یا چرخش معکوس روتاری باعث افزایش بیشتر عمق نفوذ این سیلر به داخل توبول‌های عاجی می‌شود (۱۳۲) علی‌رغم این فلوی بالا نشان داده شده است که در درمان مجدد هیچ کدام از سیلرهای مورد نظر (AH plus و Fillapex) قابلیت نفوذ به توبول‌های عاجی را ندارند. (۱۳۳)

مقایسه واکنش بافت همبندی به iRoot SP، Fillapex و Angelus MTA نشان داد که Fillapex حتی تا پس از گذشت نود روز همچنان برای بافتهای زیرجلدی سمی است. (۱۳۴)، سیلر Fillapex در دو هفته (یا بیشتر) پس از ست شدن نسبت به سیلر تازه یا یک هفته ست شده سایتوتوکسیک بود. کاهش Viability سلولی پس از مواجهه با MTA Fillapex بسیار قابل توجه بود است که می‌تواند به دلیل رها شدن سرب از سیلر ست شده (۱۳۵) یا رزین موجود در آن می‌باشد. (۱۲۵)، در تنها مطالعه‌ای که اثر واکنش بافت استخوانی به این سیلر را بررسی کرده است مشخص شد که این سیلر ماده‌ای با سازگاری نسبی محسوب می‌شود، اما حضور MTA در آن موجب بهبود ترمیم استخوان نشده است. واکنش التهابی و تاخیر تشکیل پل عاجی در این مطالعه به وجود رزین‌های

REFERENCES

1. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. Trends Biomater. 2006;20(1):7-11.
2. Available from: <https://en.wikipedia.org/wiki/Ceramic>.
3. Hench LL. The story of Bioglass®. J of Mater Sci & Materials in Medicine. 2006 Nov;17(11):967-78.
4. Malhotra S, Hegde MN, Shetty C. Bioceramic technology in endodontics. Br J Med and Med Res. 2014 Apr; 4(12):2446.
5. Trope M, Bunes A, Debelian G. Root filling materials and techniques: Bioceramics a new hope? Endod Topics. 2015 May;32(1):86-96.
6. Best S, Porter A, Thian E, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. J of the Europ Ceramic Soc. 2008 Dec;28(7):1319-27.
7. Wang Z. Bioceramic materials in endodontics. Endod Topics. 2015 May;32(1):3-30.
8. Koch K, Brave D. Bioceramic technology-the game changer in endodontics. Endod Practice US. 2009;12: 7-11.
9. de Miranda Candeiro GT, Correia FC, Duarte MAH, Ribeiro-Siqueira DC, Gavini G. Evaluation of radiopacity, pH, release of calcium ions, and flow of a bioceramic root canal sealer. J of Endod. 2012 Jun; 38(6):842-5.
10. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Ford TP. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. J Endod. 1995 Jul; 21(7):349-53.
11. Primus CM, Gutmann JL, Yapp R, Tay F. Physical Properties of new generation tricalcium silicate dental

materials. *Bioceramics Develop and App*. 2014 Oct.

12. Shen Y, Peng B, Yang Y, Ma J, Haapasalo M. What do different tests tell about the mechanical and biological properties of bioceramic materials? *Endod Topics*. 2015 May; 32(1):47-85.

13. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Inter Endod J*. 2007 Jun; 40(6):462-70.

14. Dammaschke T, Gerth HU, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater*. 2005 Aug;21(8):731-8.

15. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Stowe S, Brink F. A qualitative X-ray analysis of white and grey mineral trioxide aggregate using compositional imaging. *J of Mater Sci: Mater in Med*. 2006 Feb;17(2):187-91.

16. Song J-S, Mante FK, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, and Endod*. 2006 Dec;102(6):809-15.

17. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J, Kheirieh S, Brink F. Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J of Endod*. 2009 Feb; 35(2): 243-50.

18. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TRP. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater*. 2005 Apr; 21(4):297-303.

19. Holland R, De Souza V, Nery MJ, Otoboni Filho JA, Bernabé PF, Dezan E. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide. *J of Endod*. 1999 Mar;25(3):161-6.

20. Holland R, Souza Vd, Nery MJ, Faraco Júnior IM, Bernabé PFE, Otoboni Filho JA, et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tubes filled with a white mineral trioxide aggregate. *Brazil Dent J*. 2002 Mar:23-6.

21. Gandolfi M, Taddei P, Tinti A, Prati C. Apatite-forming ability (bioactivity) of ProRoot MTA. *Inter Endod J*. 2010 Oct;43(10):917-29.

22. Chng HK, Islam I, Yap AUJ, Tong YW, Koh ET. Properties of a new root-end filling material. *J of Endod*. 2005 Sep;31(9):665-8.

23. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J of Endod*. 2008 Jan; 34(1):80-2.

24. Ding SJ, Kao CT, Shie MY, Hung C, Huang TH. The physical and cytological properties of white MTA mixed with Na₂HPO₄ as an accelerant. *J of Endod*. 2008 Jun;34(6):748-51.

25. Budig CG, Eleazer PD. In vitro comparison of the setting of dry ProRoot MTA by moisture absorbed through the root. *J of Endod*. 2008 Jun; 34(6):712-4.

26. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J of Endod*. 2006 Sep;32(9):894-6.

27. Walker MP, Diliberto A, Lee C. Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *J of Endod*. 2006 Apr; 32(4): 334-6.

28. Shie M-Y, Huang T-H, Kao C-T, Huang C-H, Ding S-J. The effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. *J of Endod*. 2009 Jan;35(1):98-101.

29. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: a long term study. *J of Endod*. 2005 May; 31(5):376-9.

30. Hsieh S-C, Teng N-C, Lin Y-C, Lee P-Y, Ji D-Y, Chen C-C, et al. A novel accelerator for improving the handling properties of dental filling materials. *J of Endod*. 2009 Sep; 35(9):1292-5.

31. Komabayashi T, Spångberg LS. Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *J of Endod*. 2008 Jan; 34(1):94-8.

32. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J of Endod*. 2006 Jun; 32(6):569-72.

33. Huang T-H, Shie M-Y, Kao C-T, Ding S-J. The effect of setting accelerator on properties of mineral trioxide aggregate. *J of Endod*. 2008 May; 34(5):590-3.

34. Wiltbank KB, Schwartz SA, Schindler WG. Effect of selected accelerants on the physical properties of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J of Endod*. 2007 Oct; 33(10):1235-8.

35. Ber BS, Hatton JF, Stewart GP. Chemical modification of ProRoot MTA to improve handling characteristics and decrease setting time. *J of Endod*. 2007 Oct;33(10):1231-4.

36. Zapf AM, Chedella SC, Berzins DW. Effect of additives on mineral trioxide aggregate setting reaction product formation. *J of Endod*. 2015 Jan; 41(1):88-91.

37. Jafarnia B, Jiang J, He J, Wang Y-H, Safavi KE, Zhu Q. Evaluation of cytotoxicity of MTA employing various additives. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, and Endod*. 2009 May; 107(5):739-44.

38. Lee Y-L, Lee B-S, Lin F-H, Lin AY, Lan W-H, Lin C-P. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate.

Biomater. 2004 Feb; 25(5):787-93.

39. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Iravani A, Kharrazifard MJ, Dummer PM. Effect of acidic

environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 2010 May; 36(5):871-4.

40. Namazikhah M, Nekoofar MH, Sheykhrezae M, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Inter Endod J.* 2008 Feb; 41(2):108-16.

41. Kayahan M, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, et al. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Inter Endod J.* 2009 Nov; 42(11): 1004-14.

42. Belobrov I, Parashos P. Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 2011 Jun; 37(7):1017-20.

43. Bortoluzzi EA, Araújo GS, Tanomaru JMG, Tanomaru-Filho M. Marginal gingiva discoloration by gray MTA: a case report. *J of Endod.* 2007 Mar; 33(3): 325-7.

44. Felman D, Parashos P. Coronal tooth discoloration and white mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 2013 Apr;39(4):484-7.

45. Han L, Okiji T. Bioactivity evaluation of three calcium silicate-based endodontic materials. *Inter Endod J.* 2013 Sep;46(9):808-14.

46. Ioannidis K, Mistakidis I, Beltes P, Karagiannis V. Spectrophotometric analysis of coronal discoloration induced by grey and white MTA. *Inter Endod J.* 2013 Feb;46(2):137-44.

47. Akbari M, Rouhani A, Samiee S, Jafarzadeh H. Effect of dentin bonding agent on the prevention of tooth discoloration produced by mineral trioxide aggregate. *Inter J of Dent.* 2011 Nov; 2012.

48. Camilleri J. Color stability of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. *J of Endod.* 2014 Mar;40(3):436-40.

49. Tsujimoto M, Ookubo A, Wada Y, Matsunaga T, Tsujimoto Y, Hayashi Y. Surface changes of mineral trioxide aggregate after the application of bleaching agents: electron microscopy and an energy-dispersive X-ray microanalysis. *J of Endod.* 2011 Feb;37(2):231-4.

50. Shahi S, Rahimi S, Lotfi M, Yavari H, Gaderian A. A comparative study of the biocompatibility of three root-end filling materials in rat connective tissue. *J of Endod.* 2006 Aug;32(8):776-80.

51. Yaltirik M, Ozbas H, Bilgic B, Issever H. Reactions of connective tissue to mineral trioxide aggregate and amalgam. *J of Endod.* 2004 Feb; 30(2):95-9.

52. Lotfi M, Vosoughhosseini S, Saghiri MA, Mesgariabbasi M, Ranjkesh B. Effect of white mineral trioxide aggregate mixed with disodium hydrogen phosphate on inflammatory cells. *J of Endod.* 2009 May;35(5):703-5.

53. Gomes-Filho JE, de Faria MD, Bernabé PFE, Nery

MJ, Otoboni-Filho JA, Dezan-Júnior E, et al. Mineral trioxide aggregate but not light-cure mineral trioxide aggregate stimulated mineralization. *J of Endod.* 2008 Jan;34(1):62-5.

54. Oliveira MGd, Xavier CB, Demarco FF, Pinheiro ALB, Costa AT, Pozza DH. Comparative chemical study of MTA and Portland cements. *Brazil Dent J.* 2007;18(1):3-7.

55. Duarte MAH, de Oliveira Demarchi ACC, Yamashita JC, Kuga MC, de Campos Fraga S. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, and Endod.* 2003 Mar;95(3):345-7.

56. de Vasconcelos BC, Bernardes RA, Cruz SML, Duarte MAH, de Magalhães Padilha P, Bernardineli N, et al. Evaluation of pH and calcium ion release of new root-end filling materials. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, and Endod.* 2009 Jul;108(1):135-9.

57. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *J of Endod.* 2010 Jan;36(1):16-27.

58. Froughreyhani M, Milani AS, Barakatein B, Shiezadeh V. Treatment of strip perforation using Root MTA: a case report. *Iran Endod J.* 2013 Spring;8(2):80-83.

59. Moazami F, Shahsiah S. The cellular behavior and SEM evaluation of ProRoot and Root MTAs on fibroblast L929. *Iran Endod J.* 2006 Fall; 1(3):87-92.

60. Kazem M, Eghbal MJ, Asgary S. Comparison of bacterial and dye microleakage of different root-end filling materials. *Iran Endod J.* 2010 Winter; 5(1):17-22.

61. Salles LP, Gomes-Cornélio AL, Guimaraes FC, Herrera BS, Bao SN, Rossa-Junior C, et al. Mineral trioxide aggregate-based endodontic sealer stimulates hydroxyapatite nucleation in human osteoblast-like cell culture. *J of Endod.* 2012 Jul;38(7):971-6.

62. Oloomi K, Saberi E, Mokhtari H, Mokhtari Zonouzi HR, Nosrat A, Nekoofar MH, et al. Evaluation of the effect of blood contamination on the compressive strength of MTA modified with hydration accelerators. *Restorative Dent & Endod.* 2013 Aug;38(3):128-33.

63. Jahromi Z, Razavi S, Esfahanian V, Feizi G. Histological evaluation of inflammation after sealing furcating perforation in dog's teeth by four materials. *Dent Res J.* 2006 Autumn-Winter;3(2):1-10.

64. Sheykhrezaei MS, Aligholi M, Ghorbanzadeh R, Bahador A. A comparative study of antimicrobial activity of ProRoot MTA, Root MTA, and Portland cement on *Actinobacillus actinomycetemcomitans*. *Iran Endod J.* 2008 Fall;3(4):129-133.

65. Sharifian MR, Ghobadi M, Shokouhinejad N, Assadian H. Cytotoxicity evaluation of ProRoot MTA,

- Root MTA and Portland cement on human gingival fibroblasts. *Iran Endod J.* 2007 Fall; 2(3):91-94.
66. Camilleri J, Kralj P, Veber M, Sinagra E. Characterization and analyses of acid-extractable and leached trace elements in dental cements. *International Endod J.* 2012 Aug;45(8):737-43.
67. Setbon H, Devaux J, Iserentant A, Leloup G, Leprince J. Influence of composition on setting kinetics of new injectable and/or fast setting tricalcium silicate cements. *Dent Mater.* 2014 Dec; 30(12):1291-303.
68. Keskin C, Demiryurek EO, Ozyurek T. Color Stabilities of Calcium Silicate-based Materials in Contact with Different Irrigation Solutions. *J of Endod.* 2015 Mar;41(3):409-11.
69. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *International Endod J.* 2013 Jul;46(7):632-41.
70. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *International Endod J.* 2011 Dec;44(12):1081-7.
71. Atmeh A, Chong E, Richard G, Festy F, Watson T. Dentin-cement Interfacial Interaction Calcium Silicates and Polyalkenoates. *J of Dent Res.* 2012 May; 91(5): 454-9.
72. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of biodentine and conventional root perforation repair materials. *J of Endod.* 2013 Mar; 39(3):380-4.
73. Leiendecker AP, Qi Y-P, Sawyer AN, Niu L-N, Agee KA, Loushine RJ, et al. Effects of Calcium Silicate-based Materials on Collagen Matrix Integrity of Mineralized Dentin. *J of Endod.* 2012 Jun; 38(6):829-33.
74. Marconyak LJ, Kirkpatrick TC, Roberts HW, Roberts MD, Aparicio A, Himel VT, et al. A Comparison of Coronal Tooth Discoloration Elicited by Various Endodontic Reparative Materials. *J Endod.* 2016 Mar;42(3):470-3.
75. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Pirmoazen S, Shamshiri AR, Dummer PM. Evaluation and Comparison of Occurrence of Tooth Discoloration after the Application of Various Calcium Silicate-based Cements: An Ex Vivo Study. *J of Endod.* 2016 Jan; 42(1):140-4.
76. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, et al. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 2013 Jun; 39(6):743-7.
77. Bani M, Sungurtekin-Ekçi E, Odabaş ME. Efficacy of Biodentine as an Apical Plug in Nonvital Permanent Teeth with Open Apices: An In Vitro Study. *Biomed Res Int.* 2015;2015:359275. doi: 10.1155/2015/359275. Epub 2015 Sep 7.
78. Tanalp J, Karapınar-Kazandağ M, Dölekoğlu S, Kayahan MB. Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials. *The Scientific World J.* 2013 Oct;2013.
79. Caron G, Azérad J, Faure M-O, Machtou P, Boucher Y. Use of a new retrograde filling material (Biodentine) for endodontic surgery: two case reports. *International J of Oral Sci.* 2014 Dec;6(4):250-3.
80. Asgary S, Shahabi S, Jafarzadeh T, Amini S, Kheirieh S. The properties of a new endodontic material. *J of Endod.* 2008 Aug;34(8):990-3.
81. Ghazvini SA, Tabrizi MA, Kobarfard F, Baghban AA, Asgary S. Ion release and pH of a new endodontic cement, MTA and Portland cement. *Iran Endod J.* 2009 Spring; 4(2):74-78.
82. Torabzadeh H, Aslanzadeh S, Asgary S. Radiopacity of Various Dental Biomaterials. *Research J of Biological Sci.* 2012;7(4):152-8.
83. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddsi J. Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Aust Endod J.* 2009 Dec; 35(3): 147-52.
84. Asgary S, Kamrani FA, Taheri S. Evaluation of antimicrobial effect of MTA, calcium hydroxide, and CEM cement. *Iran Endod J.* 2007 Fall; 2(3):105-109.
85. Kangarlou A, Sofiabadi S, Yadegari Z, Asgary S. Antifungal effect of calcium enriched mixture cement against *Candida albicans*. *Iran Endod J.* 2009 Summer; 4(3):101-105.
86. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Torabzadeh H. Sealing ability of three commercial mineral trioxide aggregates and an experimental root-end filling material. *Iran Endod J.* 2006 Fall; 1(3):101-105.
87. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M. Sealing ability of a novel endodontic cement as a root-end filling material. *J of Biomedical Mater Res Part A.* 2008 Dec;87(3):706-9.
88. Hasheminia M, Nejad SL, Asgary S. Sealing ability of MTA and CEM cement as root-end fillings of human teeth in dry, saliva or blood-contaminated conditions. *Iran Endod J.* 2010 Autumn; 5(4):151-156.
89. Nosrat A, Seifi A, Asgary S. Pulpotomy in caries-exposed immature permanent molars using calcium-enriched mixture cement or mineral trioxide aggregate: a randomized clinical trial. *International J of Paediatric Dent.* 2013 Jan;23(1):56-63.
90. Asgary S, Eghbal MJ. The effect of pulpotomy using a calcium-enriched mixture cement versus one-visit root canal therapy on postoperative pain relief in irreversible pulpitis: a randomized clinical trial. *Odontology.* 2010 Jul;98(2):126-33.
91. Ghajari MF, Jeddi TA, Iri S, Asgary S. Direct pulp-

- capping with calcium enriched mixture in primary molar teeth: a randomized clinical trial. *Iran Endod J.* 2010 Winter; 5(1):27-30.
92. Asgary S. Furcal perforation repair using calcium enriched mixture cement. *J Conserv Dent.* 2010 Jul-Sep; 13(3):156-158.
93. Asgary S, Nosrat A, Seifi A. Management of inflammatory external root resorption by using calcium-enriched mixture cement: a case report. *J of Endod.* 2011 Mar;37(3):411-3.
94. Asgary S, Eghbal MJ, Ehsani S. Periradicular regeneration after endodontic surgery with calcium-enriched mixture cement in dogs. *J of Endod.* 2010 May;36(5):837-41.
95. Nosrat A, Seifi A, Asgary S. Regenerative endodontic treatment (revascularization) for necrotic immature permanent molars: a review and report of two cases with a new biomaterial. *J of Endod.* 2011 Apr; 37(4):562-7.
96. Asgary S, Eghbal MJ. Treatment outcomes of pulpotomy in permanent molars with irreversible pulpitis using biomaterials: a multi-center randomized controlled trial. *Acta Odontologica Scandinavica.* 2013 Jan;71(1):130-6.
97. Asgary S, Eghbal MJ, Ghodousi J, Yazdani S. One-year results of vital pulp therapy in permanent molars with irreversible pulpitis: an ongoing multicenter, randomized, non-inferiority clinical trial. *Clinical oral investigations.* 2013 Mar;17(2):431-9.
98. Damas BA, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J of Endod.* 2011 Mar;37(3):372-5.
99. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Razmi H, Sajadi S, Davies TE, Saghiri M, et al. Bioactivity of EndoSequence root repair material and bioaggregate. *International Endod J.* 2012 Dec; 45(12):1127-34.
100. Hansen SW, Marshall JG, Sedgley CM. Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. *J of Endod.* 2011 Apr; 37(4):502-6.
101. Lovato KF, Sedgley CM. Antibacterial activity of endosequence root repair material and proroot MTA against clinical isolates of *Enterococcus faecalis*. *J of Endod.* 2011 Nov; 37(11):1542-6.
102. Wang Z, Ma J, Shen Y, Haapasalo M. Acidic pH weakens the microhardness and microstructure of three tricalcium silicate materials. *International Endod J.* 2015 Apr; 48(4):323-32.
103. Modareszadeh MR, Di Fiore PM, Tipton DA, Salamat N. Cytotoxicity and alkaline phosphatase activity evaluation of endosequence root repair material. *J of Endod.* 2012 Aug; 38(8):1101-5.
104. Machado J, Johnson JD, Paranjpe A. The Effects of Endosequence Root Repair Material on Differentiation of Dental Pulp Cells. *J of Endod.* 2016 Jan; 42(1):101-105.
105. Chen I, Karabucak B, Wang C, Wang H-G, Koyama E, Kohli MR, et al. Healing after Root-end Microsurgery by Using Mineral Trioxide Aggregate and a New Calcium Silicate-based Bioceramic Material as Root-end Filling Materials in Dogs. *J of Endod.* 2015 Mar; 41(3):389-99.
106. Khalil WA, Abunasef SK. Can Mineral Trioxide Aggregate and Nanoparticulate EndoSequence Root Repair Material Produce Injurious Effects to Rat Subcutaneous Tissues? *J of Endod.* 2015 Jul;41(7): 1151-1156.
107. Beatty H, Svec T. Quantifying Coronal Tooth Discoloration Caused by Biodentine and EndoSequence Root Repair Material. *J of Endod.* 2015 Dec; 41(12): 2036-9.
108. Jiang Y, Zheng Q, Zhou X, Gao Y, Huang D. A comparative study on root canal repair materials: a cytocompatibility assessment in L929 and MG63 cells. *The Scientific World J.* 2014 Jan;2014.
109. Shi S, Bao Z, Liu Y, Zhang D, Chen X, Jiang L, et al. Comparison of in vivo dental pulp responses to capping with iRoot BP Plus and mineral trioxide aggregate. *International Endod J.* 2016 Feb; 49(2):154-160.
110. De-Deus G, Canabarro A, Alves G, Marins J, Linhares A, Granjeiro J. Cytocompatibility of the ready-to-use bioceramic putty repair cement iRoot BP Plus with primary human osteoblasts. *International Endod J.* 2012 Jun;45(6):508-13.
111. Hess D, Solomon E, Spears R, He J. Retreatability of a bioceramic root canal sealing material. *J of Endod.* 2011 Nov;37(11):1547-9.
112. Zhang W, Li Z, Peng B. Assessment of a new root canal sealer's apical sealing ability. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol, and Endod.* 2009 Jun; 107(6):e79-e82.
113. Nagas E, Uyanik MO, Eymirli A, Cehreli ZC, Vallittu PK, Lassila LV, et al. Dentin moisture conditions affect the adhesion of root canal sealers. *J of Endod.* 2012 Feb;38(2):240-4.
114. Shokouhinejad N, Gorjestani H, Nasseh AA, Hoseini A, Mohammadi M, Shamshiri AR. Push-out bond strength of gutta-percha with a new bioceramic sealer in the presence or absence of smear layer. *Australian Endod J.* 2013 Dec; 39(3):102-6.
115. Ersahan S, Aydin C. Dislocation resistance of iRoot SP, a calcium silicate-based sealer, from radicular dentine. *J of Endod.* 2010 Dec; 36(12):2000-2.

116. Amin SAW, Seyam RS, El-Samman MA. The effect of prior calcium hydroxide intracanal placement on the bond strength of two calcium silicate-based and an epoxy resin-based endodontic sealer. *J of Endod.* 2012 May; 38(5):696-9.
117. Shokouhinejad N, Hoseini A, Gorjestani H, Raouf M, Assadian H, Shamshiri AR. Effect of phosphate-buffered saline on push-out bond strength of a new bioceramic sealer to root canal dentin. *Dent Res J.* 2012 Sept; 9(5):595-599.
118. Zhang H, Shen Y, Ruse ND, Haapasalo M. Antibacterial activity of endodontic sealers by modified direct contact test against *Enterococcus faecalis*. *J of Endod.* 2009 Jul;35(7):1051-5.
119. Loushine BA, Bryan TE, Looney SW, Gillen BM, Loushine RJ, Weller RN, et al. Setting properties and cytotoxicity evaluation of a premixed bioceramic root canal sealer. *J of Endod.* 2011 May;37(5):673-7.
120. Borges R, Sousa-Neto M, Versiani M, Rached-Júnior F, De-Deus G, Miranda C, et al. Changes in the surface of four calcium silicate-containing endodontic materials and an epoxy resin-based sealer after a solubility test. *International Endod J.* 2012 May; 45(5):419-28.
121. Ersahan S, Aydin C. Solubility and apical sealing characteristics of a new calcium silicate-based root canal sealer in comparison to calcium hydroxide-, methacrylate resin-and epoxy resin-based sealers. *Acta Odontologica Scandinavica.* 2013 Jan;71(3-4):857-62.
122. Zhang W, Li Z, Peng B. Effects of iRoot SP on mineralization-related genes expression in MG63 cells. *J of Endod.* 2010 Dec;36(12):1978-82.
123. ZHANG W, PENG B. Tissue reactions after subcutaneous and intraosseous implantation of iRoot SP, MTA and AH Plus. *Dent Mater J.* 2015; 34(6):774-80.
124. Silva EJ, Rosa TP, Herrera DR, Jacinto RC, Gomes BP, Zaia AA. Evaluation of cytotoxicity and physicochemical properties of calcium silicate-based endodontic sealer MTA Fillapex. *J of Endod.* 2013 Feb; 39(2):274-7.
125. Bin CV, Valera MC, Camargo SE, Rabelo SB, Silva GO, Balducci I, et al. Cytotoxicity and genotoxicity of root canal sealers based on mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 2012 Apr; 38(4):495-500.
126. Faria-Júnior N, Tanomaru-Filho M, Berbert F, Guerreiro-Tanomaru J. Antibiofilm activity, pH and solubility of endodontic sealers. *International Endod J.* 2013 Aug;46(8):755-62.
127. Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Oliveira SDD, Antunes FC, Cogo DM, Kopper P. Antibacterial activity of two MTA-based root canal sealers. *International Endod J.* 2011 Dec; 44(12):1128-33.
128. Sagsen B, Ustün Y, Demirbuga S, Pala K. Push-out bond strength of two new calcium silicate-based endodontic sealers to root canal dentine. *International Endod J.* 2011 Dec; 44(12):1088-91.
129. Bidar M, Sadeghalhoseini N, Forghani M, Attaran N. Effect of the smear layer on apical seals produced by two calcium silicate-based endodontic sealers. *J of Oral Sci.* 2014 Sept; 56(3):215-9.
130. Sağsen B, Ustün Y, Pala K, Demirbuğa S. Resistance to fracture of roots filled with different sealers. *Dent Mater J.* 2012;31(4):528-32.
131. Borges AH, Orçati Dorileo MCG, Villa RD, Borba AM, Semenoff TADV, Guedes OA, et al. Physicochemical Properties and Surfaces Morphologies Evaluation of MTA FillApex and AH Plus. *The Scientific World J.* 2014 May; 2014.
132. Nikhil V, Bansal P, Sawani S. Effect of technique of sealer agitation on percentage and depth of MTA Fillapex sealer penetration: A comparative in-vitro study. *J of Conservative Dent: JCD.* 2015 Mar; 18(2): 119-123.
133. Kok D, Rosa RA, Barreto MS, Busanello FH, Santini MF, Pereira JR, et al. Penetrability of AH plus and MTA fillapex after endodontic treatment and retreatment: A confocal laser scanning microscopy study. *Microscopy Res and Technique.* 2014 Jun; 77(6):467-71.
134. Bósio C, Felipe G, Bortoluzzi E, Felipe M, Felipe W, Rivero E. Subcutaneous connective tissue reactions to iRoot SP, mineral trioxide aggregate (MTA) Fillapex, DiaRoot BioAggregate and MTA. *International Endod J.* 2014 Jul;47(7):667-74.
135. Zhou H-m, Du T-f, Shen Y, Wang Z-j, Zheng Y-f, Haapasalo M. In Vitro Cytotoxicity of Calcium Silicate-containing Endodontic Sealers. *J of Endod.* 2015 Jan;41(1):56-61.
136. Assmann E, Böttcher DE, Hoppe CB, Grecca FS, Kopper PMP. Evaluation of bone tissue response to a sealer containing mineral trioxide aggregate. *J of Endod.* 2015 Jan; 41(1):62-6.