

## بررسی اثر خون و مایع بافتی صناعی بر میزان ریزسختی ProRoot MTA، OrthoMTA و RetroMTA

دکتر نوشین شکوهی نژاد<sup>۱</sup> - دکتر حسن رزمی<sup>۲</sup> - دکتر مهرفام خوشخونزاد<sup>۳</sup> - دکتر پگاه فیروزمنش<sup>۴</sup>

- ۱- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران؛ دانشیار گروه آموزشی اندودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران
- ۲- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران؛ استاد گروه آموزشی اندودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران
- ۳- عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی، پژوهشکده علوم دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران؛ استادیار گروه آموزشی اندودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران، تهران، ایران
- ۴- دستیار تخصصی گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی بابل، بابل، ایران

### The effect of blood and synthetic tissue fluid on the microhardness of ProRoot MTA, OrthoMTA and RetroMTA

Noushin Shokouhinejad<sup>1</sup>, Hassan Razmi<sup>2</sup>, Mehrfam Khoshkhounejad<sup>3†</sup>, Pegah Firouzmanesh<sup>4</sup>

- 1- Associate Professor, Member of Dental Research Center, Dentistry Research Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran; Department of Endodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
- 2- Professor, Member of Dental Research Center, Dentistry Research Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran; Department of Endodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
- 3<sup>†</sup>- Assistant Professor, Member of Dental Research Center, Dentistry Research Institute, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran; Department of Endodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (meh\_nejad@yahoo.com)
- 4- Post-Graduate Student, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

**Background and Aims:** The aim of this study was to assess the microhardness of BioMTA (OrthoMTA, RetroMTA) in distances of 0.5, 2 and 3.5 mm from the exposed surface to blood, phosphate buffer saline (PBS) or distilled water and to compare to that of ProRoot MTA.

**Materials and Methods:** One hundred and thirty five semicylindrical polymethyl methacrylate were filled with either ProRoot MTA, OrthoMTA, or RetroMTA. Fifteen molds in each group were exposed to blood, 15 molds to PBS and the other 15 to distilled water. The microhardness of the materials at 0.5, 2 and 3.5 mm distance from the exposed surface to phosphate-buffered saline (PBS) as a synthetic tissue fluid, blood, and distilled water was assessed. The data were analyzed using one-way ANOVA and Tukey post hoc tests.

**Results:** Exposure to blood significantly decreased the microhardness of all materials at all three points of 0.5, 2 and 3.5 mm ( $P < 0.001$ ). At level of 0.5 and 2 mm distant from blood, OrthoMTA showed significantly the least microhardness value; however, at the point of 3.5 mm, the microhardness of RetroMTA was higher than the two other materials ( $P < 0.001$ ). After exposure of samples to distilled water or PBS, no significant difference was found between the materials at any levels of 0.5, 2, and 3.5 mm ( $P < 0.01$ ).

**Conclusion:** Blood exposure resulted in the decrease of microhardness of internal part of the materials.

**Key Words:** Blood, Hardness, Mineral trioxide aggregate

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2017;30(3):136-143

† مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - انتهای خیابان امیرآباد - دانشکده دندانپزشکی - دانشگاه علوم پزشکی تهران - گروه آموزشی اندودنتیکس  
تلفن: ۸۸۰۱۵۹۵۰ نشانی الکترونیک: meh\_nejad@yahoo.com

## چکیده

**زمینه و هدف:** هدف مطالعه حاضر مقایسه میزان ریزسختی OrthoMTA و RetroMTA با ProRoot MTA در فواصل ۲،۰/۵ و ۳/۵ میلی‌متری از سطوح در معرض خون، فسفات بافر سالین (PBS) و آب مقطر بود.

**روش بررسی:** ۱۳۵ قالب پلی متیل متاکریلات به شکل نیم استوانه در سه گروه ۴۵ تایی توسط OrthoMTA, RetroMTA و ProRoot MTA پر شدند. سطح تختانی ۱۵ نمونه در هر ماده با PBS، ۱۵ نمونه با خون و ۱۵ نمونه با آب مقطر مواجه گردید. ریزسختی مواد در فواصل ۲،۰/۵ و ۳/۵ میلی‌متری از سطوح در معرض خون، PBS یا آب مقطر اندازه‌گیری شد. داده‌ها با استفاده از تست ANOVA یک طرفه و تست Tukey post hoc تجزیه و تحلیل گردید.

**یافته‌ها:** مجاورت با خون در مقایسه با PBS و آب مقطر سختی تمام مواد را در هر سه ناحیه کاهش داد ( $P < 0/001$ ). ریزسختی RetroMTA در معرض خون در هر سه ناحیه به طور معنی‌دار بیشتر از OrthoMTA بود. در فاصله ۰/۵ و ۲ میلی‌متری از خون، سختی OrthoMTA به طور معنی‌دار کمتر از سایر مواد بود. سختی OrthoMTA در فاصله ۳/۵ میلی‌متری از خون مشابه ProRoot MTA و هر دو به طور معنی‌دار سخت‌تر از RetroMTA بودند ( $P < 0/001$ ). سختی سه ماده ProRoot MTA, RetroMTA و OrthoMTA در معرض PBS یا آب مقطر تفاوت معنی‌داری در هیچ‌یک از سه ناحیه با یکدیگر نداشتند ( $P < 0/01$ ).

**نتیجه‌گیری:** اکسپوزر با خون سبب کاهش ریزسختی در کل ضخامت هر سه ماده مورد مطالعه گردید.

**کلید واژه‌ها:** سختی، خون، Mineral trioxide aggregate

وصول: ۹۵/۱۰/۰۳ اصلاح نهایی: ۹۶/۰۸/۲۱ تأیید چاپ: ۹۶/۰۹/۰۲

## مقدمه

مواد را تحت تأثیر قرار دهد. مطالعات نشان داده‌اند که عوامل مختلفی می‌توانند بر سختی سطحی ماده MTA تأثیر بگذارند مانند ضخامت ماده (۴)، فشار متراکم نمودن ماده (۵)، میزان pH محیط (۶،۷) اسید اچ نمودن ماده (۸)، میزان رطوبت در دسترس MTA (۹) و آلودگی ماده با خون (۱۰).

از جمله ویژگی‌های مورد نیاز مواد مورد استفاده برای پرکردگی انتهای ریشه، ترمیم پرفوریشن و درمان‌های پالپ زنده، سختی آن می‌باشد (۱۱). آزمون ریزسختی جهت بررسی مقاومت به تغییر شکل، فرآیند ستینگ ماده و کیفیت و پیشرفت فرآیند هیدراسیون ماده به کار می‌رود (۱۱،۱۲) و یکی از روش‌های بررسی ماده از نظر استحکام می‌باشد (۱۳).

اثر منفی آلودگی با خون بر خصوصیات فیزیکی MTA نشان داده شده است (۱۰،۱۴،۱۵). Song و همکاران (۱۶) در مطالعه‌ای نشان داده‌اند که در موارد آلودگی با خون، RetroMTA از سختی سطحی بیشتری نسبت به OrthoMTA و ProRoot MTA برخوردار است.

از سوی دیگر تعدادی از مطالعات نشان داده‌اند که بیومتریال‌های با پایه سیلیکات کلسیم از جمله MTA هنگامی که در معرض مایعات بافتی حاوی فسفات مانند Phosphate Buffer Saline (PBS) قرار می‌گیرند نه تنها به طور منفی تحت تأثیر قرار نمی‌گیرند، بلکه از توانایی تشکیل آپاتیت ناشی از تعامل بین این مواد و بافت‌های اطراف یا اصطلاحاً همان بیواکتیویته برخوردارند (۱۷). بیواکتیویته از طریق

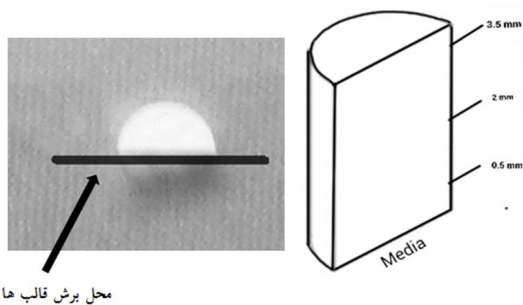
Mineral trioxide aggregate (MTA) یک ماده اندودنتیک زیست سازگار با پایه سیلیکات کلسیم است که از زمان معرفی این ماده به حیطه اندودنتیک به عنوان ماده ترمیم کننده پرفوراسیون‌ها و پرکننده انتهای ریشه کاربردهای فراوان دیگری از جمله در درمان پالپ زنده، آپکسیفیکاسیون و درمان‌های بازسازی کننده اندودنتیک پیدا کرده است (۲،۱). اخیراً یک نوع جدید MTA معرفی شده است (BioMTA, Seoul, Korea) که به دو شکل OrthoMTA و RetroMTA در بازار دندانپزشکی موجود می‌باشد. OrthoMTA از تری کلسیم سیلیکات، دی کلسیم سیلیکات، تری کلسیم آلومینات، تتراکلسیم آلومینوفریت، کلسیم اکساید و بیسموت اکساید تشکیل شده است (۳). ترکیبات تشکیل دهنده OrthoMTA و ProRoot MTA بسیار مشابه می‌باشد با این تفاوت که OrthoMTA فاقد آرسنیک بوده، از مقادیر کمتر کرومیوم برخوردار است و طبق ادعای سازنده محتوای فلزات سنگین این ماده کمتر می‌باشد. زمان سخت شدن اولیه OrthoMTA ۱۸۰ دقیقه می‌باشد. RetroMTA از کلسیم کربنات، سیلیکون دی اکساید، آلومینیوم اکساید و کمپلکس کلسیم زیرکونیا تشکیل شده است و زمان سخت شدن اولیه این ماده ۱۸۰-۱۵۰ ثانیه می‌باشد (۳).

در بسیاری از موقعیت‌های بالینی، مواد اندودنتیک در معرض مایعات بافتی یا خون قرار می‌گیرند که ممکن است خواص فیزیکی این

شدند و بدین ترتیب سطح زیرین مواد موجود در قالب‌ها با PBS، خون یا آب مقطر در تماس بود. نمونه‌ها به مدت ۴ روز در درجه حرارت ۳۷ درجه سانتی‌گراد و رطوبت اشباع قرار داده شدند. استفاده از خون انسان در این تحقیق به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران رسیده بود (کد ۲۴۷۴۱).

#### بررسی ریزسختی Vickers

جهت در دسترس بودن ماده در کل ضخامت ۴ میلی‌متر، قالب پلی‌متیل متاکریلات از ناحیه صاف (قطر) نیم استوانه به صورت طولی برش داده شد و بدین ترتیب، سطح ماده مورد آزمایش جهت بررسی ریزسختی در دسترس قرار گرفت (شکل ۱). سطح برش داده شده توسط کاغذ سیلیکون کاربرد ۶۰۰، ۸۰۰، ۱۰۰۰، ۱۲۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ و ۲۵۰۰ و grit ۳۰۰۰ تحت شستشو با آب پالیش شدند. سپس نمونه‌های پالیش شده در پوتی سیلیکونی (Bonasil Putty, DMP LTD, Markopoulo Industrial Zone, Greece) مانده شدند. سطوح پالیش شده در نواحی ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متری از سطح زیرین در معرض PBS، خون یا آب مقطر (شکل ۱) تحت آزمایش ریزسختی Vickers توسط دستگاه Vickers (Bareiss Prufgeratebau GmbH, Oberdischingen, Germany) قرار گرفتند.



شکل ۱- محل برش قالب‌های نیم استوانه جهت در دسترس قرار گرفتن ماده در کل ضخامت ۴ میلی‌متر

نحوه اندازه‌گیری ریزسختی به این ترتیب بود که یک سنبه به شکل هرم مربع القاعده با زاویه راس ۱۳۶ درجه نیرویی معادل

غوطه‌ور سازی مواد در محلول‌های بافتی سنتتیک حاوی فسفات نظیر PBS در شرایط *in vitro* نیز قابل بازسازی می‌باشد.

اغلب مطالعاتی که در زمینه هیدراسیون، ستینگ و ریزسختی MTA و مواد مشابه MTA در محیط‌های مختلف و پس از مجاورت با مایعات و مواد گوناگون مانند خون، سرم، مایعات بافتی، محیط‌های اسیدی، EDTA و یا تأثیر فاکتورهای دیگر مانند ضخامت ماده، میزان رطوبت در دسترس، فشار کندانس کردن ماده، نحوه تهیه مخلوط ماده با مایع مورد نظر صورت گرفته است (۹-۳) تنها به بررسی خصوصیات سطح ماده پرداخته‌اند، در حالیکه ویژگی‌های قسمت‌های داخلی ماده در دستیابی به خصوصیات ایده‌آل مورد انتظار از مواد اندودنتیک نیز از اهمیت بالایی برخوردار است. اطلاعات در مورد خصوصیات MTA و مواد مشابه MTA در کل ضخامت ماده هنگامی که در محیط‌های مختلف واقع می‌شوند ناکافی می‌باشد. لذا این مطالعه به منظور بررسی سختی OrthoMTA، RetroMTA و ProRoot MTA با ضخامت ۴ میلی‌متر در فواصل ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متری از سطوح در معرض خون، PBS یا آب مقطر طراحی گردید.

#### روش بررسی

۱۳۵ قالب پلی‌متیل متاکریلات (Plexiglass; Cho Chen Industry Co. Ltd., Tainan City, Taiwan) به شکل نیم استوانه با قطر داخلی ۴ میلی‌متر و ارتفاع ۴ میلی‌متر با استفاده از computer numerical control laser cutting (LaserProI, GCC, New Taipei City, Taiwan) تهیه گردید. قالب‌ها به طور تصادفی در ۳ گروه ۴۵ تایی برای پر شدن توسط ماده مورد مطالعه قرار گرفتند. OrthoMTA، RetroMTA و ProRoot MTA طبق دستور کارخانه سازنده آماده گردید و قالب‌ها در هر گروه توسط یکی از مواد پر شدند. به منظور ایجاد سد در مقابل قرار دادن مواد، قالب‌ها بر روی بلوک شیشه‌ای قرار گرفتند و پس از قرار دادن مواد داخل آن‌ها، مواد به آرامی توسط پلاگر اندودنتیک فشرده شد. سپس نمونه‌های هر گروه به طور تصادفی به سه زیر گروه (۱۵ نمونه در هر زیر گروه) تقسیم شدند: زیر گروه PBS، زیر گروه خون و زیر گروه آب مقطر. قالب‌های نیم استوانه‌ای پر شده با مواد در هر گروه بر روی اسفنج‌های آغشته PBS، خون یا آب مقطر قرار داده

### مواد در معرض خون

نتایج این مطالعه نشان داد که مجاورت با خون در مقایسه با PBS و آب مقطر به طور معنی‌دار سختی تمام مواد مورد مطالعه را در هر سه ناحیه ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متر کاهش داد ( $P < 0/001$ ). ریزسختی RetroMTA در هر سه ناحیه ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متر به طور معنی‌دار بیشتر از ریزسختی OrthoMTA بود. در فاصله ۰/۵ و ۲ میلی‌متری از خون، سختی OrthoMTA به طور معنی‌دار کمتر از سایر مواد بود. سختی OrthoMTA در فاصله ۳/۵ میلی‌متری از خون مشابه ProRoot MTA و هر دو به طور معنی‌دار ریز سختی کمتری را در مقایسه با RetroMTA نشان دادند ( $P < 0/001$ ).

### مواد در معرض PBS و آب مقطر

میزان ریز سختی سه ماده ProRoot MTA, RetroMTA و OrthoMTA در معرض PBS یا آب مقطر تفاوت معنی‌داری را در فواصل ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متری (به ترتیب  $P = 0/525$ ,  $P = 0/433$  و  $P = 0/676$ ) با یکدیگر نشان ندادند.

### بحث و نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر تأثیر مجاورت ماده با خون، PBS و آب مقطر بر میزان ریزسختی ProRoot MTA, OrthoMTA و RetroMTA در سطوح مختلف مواد با استفاده از تست ریزسختی Vickers بررسی گردید. ریز سختی مواد تحت تأثیر تعدادی از خصوصیات پایه ای و زیربنایی مواد از جمله استحکام کششی (tensile strength)، استحکام تسلیم (yield strength) ضریب کشسانی (modulus of elasticity) و ثبات ساختار کریستالی می‌باشد (۱۳) و ارتباطی معکوس با تخلخل مواد دارد (۱۹). بنابراین تست ریزسختی برای ارزیابی تأثیر مایعات و شرایط نگهداری ماده بر روی ستینگ سیمان‌های با پایه سلیکات کلسیم به کار می‌رود.

مجاورت سطح تحتانی نمونه‌ها با اسفنج مرطوب شده با خون انسان نیز برای بازسازی برخی شرایط بالینی که بیومتریال مورد استفاده در معرض خون واقع می‌شود مانند سوراخ شدگی‌های ریشه، درمان پالپ زنده، درمان دندان‌های نکروز با آپکس باز و جراحی‌های اندودنتیک صورت گرفت. PBS حاوی  $\text{KH}_2\text{PO}_4$ ,  $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ .

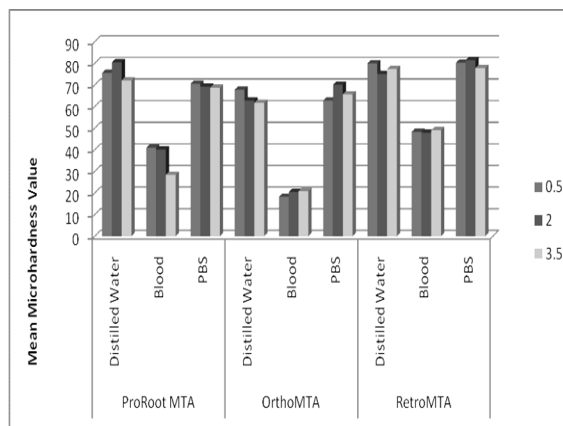
۳۰۰ گرم نیرو را به مدت ۱۰ ثانیه بر سطح ماده اعمال می‌کرد که موجب ایجاد یک فرورفتگی لوزی شکل در سطح ماده می‌شد (۱۸). در هر ناحیه مورد بررسی، دو فرورفتگی مجزا و با فاصله از یکدیگر و از قالب اطراف ایجاد گردید. ریزسختی Vickers با استفاده از فرمول زیر به دست آمد که در این فرمول F میزان نیرو بر حسب کیلوگرم و d میانگین دو قطر d1 و d2 فرورفتگی لوزی شکل ایجاد شده در ماده بر حسب میلی‌متر می‌باشد.

$$\frac{2F \sin(136/2)}{d^2} = 1.854 \frac{F}{d^2}$$

در تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها، تست repeated measure ANOVA نشان داد که تعامل بین فاکتورهای PBS، خون و آب مقطر از یک سو و ناحیه مورد بررسی (فواصل ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متر) از سوی دیگر معنی‌دار بود ( $P < 0/05$ ). داده‌ها با استفاده از تست ANOVA یک طرفه و تست Tukey post hoc تجزیه و تحلیل گردید.  $P < 0/05$  به عنوان سطح معنی‌داری آماری در نظر گرفته شد.

### یافته‌ها

در نمودار ۱ میانگین ریزسختی سه ماده ProRoot MTA, OrthoMTA و RetroMTA در معرض PBS، خون و آب مقطر در نواحی ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متری مواد مشاهده می‌گردد.



نمودار ۱- میانگین ریزسختی ProRootMTA, OrthoMTA و RetroMTA در معرض PBS، خون و آب مقطر

آب مقطر به مدت ۴ روز در معرض خون قرار گرفته بودند به طور معنی‌دار از استحکام فشاری کمتری در مقایسه با MTA در معرض آب مقطر برخوردار بودند (۱۰). در همین راستا، نشان داده شده است که آلودگی با خون سبب کاهش معنی‌دار استحکام فشاری Root MTA پس از ۳ و ۲۴ ساعت و ۱ هفته اکسپوزر با خون می‌گردد (۱۴). همچنین تأثیر منفی آلودگی با خون بر مقاومت به جابجایی (۱۵) و تطابق حاشیه‌ای (۲۴) MTA و برخی دیگر از سیمان‌های با پایه سیلیکات کلسیم نشان داده شده است. بررسی ریزساختار سطح نمونه‌های در معرض خون با استفاده از میکروسکوپ الکترونی در مطالعات قبلی (۲۴،۲۵)، فقدان کریستال‌های سوزنی شکل در نمونه‌های MTA آلوده به خون را نشان داده است، در حالیکه در MTA ست شده در معرض آب مقطر و مایعات صنعتی بافتی مانند PBS این کریستال‌ها به وضوح مشاهده شده است. نشان داده شده است که مخلوط شدن MTA با خون باعث فقدان شکل‌گیری کریستال‌های هیدروکسید کلسیم در مراحل ابتدایی روند هیدراسیون می‌شود (۲۶). پس از آغاز واکنش هیدراسیون سیمان‌های با پایه سیلیکات کلسیم، کریستال‌های سوزنی شکل ettringite (کلسیم آلومینیوم سولفات هیدراته) در نتیجه واکنش بین سولفات کلسیم و آلومینات کلسیم هیدراته شکل می‌گیرند (۲۶،۲۷). تکامل ستینگ و استحکام سیمان‌های هیدرولیک را به شکل‌گیری کریستال‌های ettringite بر روی هسته‌های تشکیل شده از کریستال‌های هیدروکسید کلسیم نسبت داده اند. بنابراین کاهش ریزسختی هر سه نوع MTA در تحقیق حاضر را می‌توان به ریزساختار تغییر یافته آن‌ها در معرض خون در مقایسه با آب مقطر که در مطالعات دیگر به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شده است نسبت داد.

در رابطه با اکسپوزر مواد مورد مطالعه با PBS که مشابه مایع بافتی می‌باشد، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که ریزسختی ProRoot MTA، OrthoMTA و RetroMTA در معرض PBS در هر سه ناحیه ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متری تفاوت معنی‌داری با ریزسختی مواد در معرض آب مقطر نداشت. در مطالعات مختلف، توانایی القای تشکیل آپاتیت در محیط‌های حاوی فسفات به عنوان خصوصیت مشترک همه بیومتریال‌های حاوی سیلیکات کلسیم گزارش شده است (۲۰،۲۲،۲۸). برخی از خصوصیات ویژه بیومتریال‌های حاوی سیلیکات

NaCl و KCl می‌باشد و به دلیل مشابهت بسیار زیاد با مایع بافتی تحت عنوان مایع بافتی مصنوعی نیز نامیده می‌شود (۲۰) و بدین ترتیب تا حدودی می‌توان شرایط کلینیکی بافت‌های اطراف ریشه در شرایط نرمال و بدون حضور خونریزی را با این مایع مشابه سازی نمود (۲۳-۲۱). آب مقطر و نرمال سالیین به دلیل تفاوت با مایع بافتی، محیط مناسبی جهت نگهداری و اکسپوزر نمونه‌های مربوط به بررسی MTA و سایر سیمان‌های هیدرولیک با پایه سیلیکات کلسیم نمی‌باشند و آب مقطر معمولاً به عنوان گروه کنترل منفی در مقایسه با خون، سرم و مایع بافتی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

در این مطالعه، نمونه‌ها به مدت ۴ روز در حرارت ۳۷ درجه سانتی‌گراد و رطوبت اشباع انکوبه شدند. در رابطه با زمان انکوباسیون مواد با پایه سیلیکات کلسیم مانند MTA قبل از انجام آزمون ریزسختی، توصیه شده است که نمونه‌ها حداقل به مدت ۷۲ تا ۹۶ ساعت دستکاری نشوند تا خطر جابجایی آن‌ها کاهش یابد (۵،۸).

تحقیق حاضر نشان داد که مجاورت با خون در هر سه ماده ProRoot MTA، OrthoMTA و RetroMTA سبب کاهش معنی‌دار ریزسختی مواد در فواصل ۰/۵، ۲ و ۳/۵ میلی‌متری از خون در مقایسه با اکسپوزر با مواد در معرض آب مقطر گردید. این یافته در توافق با نتایج مطالعه Song و همکاران (۱۶) می‌باشد که نشان داده‌اند در نمونه‌هایی که از هر دو سمت در معرض خون قرار گرفته بودند، آلودگی خون سبب کاهش سختی سطحی ProRoot MTA، OrthoMTA و RetroMTA در مقایسه با نرمال سالیین گردید. در مطالعه حاضر نیز نمونه‌ها با وجود اینکه فقط از یک سمت با خون در تماس بودند ولی اثر منفی خون بر سختی نواحی دورتر از سطح در معرض تماس نیز مشاهده گردید. این یافته‌ها در توافق با نتایج تعداد زیادی از مطالعات است که تأثیر منفی خون بر خصوصیات فیزیکی و شیمیایی MTA و سایر سیمان‌های سیلیکاتی هیدرولیک را نشان داده‌اند. Nekoofar و همکاران (۲۴) نشان داده‌اند که آلودگی با خون در نمونه‌های ProRoot MTA در کوتاه مدت (اکسپوزر ۴ روزه) و طولانی مدت (اکسپوزر ۱۸۰ روزه) باعث کاهش ریزسختی سطح مواد در معرض خون در مقایسه با گروه کنترل (در معرض آب مقطر) گردید. همچنین در مطالعه‌ای دیگر، نمونه‌های ProRoot MTA که با خون انسان مخلوط شده بودند و نمونه‌های ماده که پس از مخلوط شدن با

کلسیم بر بهبود استحکام ماده گزارش شده است (۳۰،۳۱). ست شدن اولیه سریع‌تر ماده می‌تواند مانع شسته شدن مخلوط سیمان‌های اندودنتیک در زمان‌های ابتدایی اکسپوزر آن‌ها با مایعات اطراف گردد. در مطالعاتی نیز نشان داده شده است که افزودن مواد ضد شسته شدن به مخلوط سیمان‌های با پایه سیلیکات کلسیم منجر به افزایش استحکام فشاری این مواد شده است (۳۲). ست شدن سریع ماده علاوه بر کمک به پیشگیری از شسته شدن ماده در طی دقایق اولیه ستینگ ممکن است با جلوگیری از نفوذ خون به داخل مخلوط ست نشده، ماده را از اثرات سوء خون بر روند هیدراسیون و متاثر شدن خصوصیات فیزیکی مواد حفظ نماید.

لازم به ذکر است در مطالعه کنونی به جهت فراهم آمدن امکان بررسی تأثیر خون و PBS بر سطح در معرض این مدیوم‌ها و بخش‌های داخلی تر ماده در فواصل دورتر، فقط یک سطح ماده در تماس با مدیوم‌های مورد مطالعه قرار گرفت. هر چند معمولاً در شرایط بالینی زمانی که از MTA و یا سایر سیمان‌های با پایه سیلیکات کلسیم استفاده می‌گردد، طبق دستور برخی از سازنده‌ها جهت پیشبرد ستینگ یک پنبه مرطوب نیز در سمت مقابل ماده قرار داده می‌شود (اکسپوزر دو طرفه) و بدین ترتیب شرایط هیدراسیون و خصوصیات فیزیکی سطح داخل دندانی و یا حتی بخش داخلی مواد نسبت به زمانی که فقط از سمت خارج دندانی در معرض مدیوم باشند (اکسپوزر یک طرفه)، متفاوت می‌گردد. در مطالعه حاضر در صورتی که سطح فوقانی مواد مورد مطالعه در معرض آب مقطر یا سالیین قرار می‌گرفت، امکان تفکیک دقیق اثر خون و PBS که ماده از سطح تحتانی در معرض آن‌ها بود و اثر رطوبت تأمین شده از سطح فوقانی بر خصوصیات بخش‌های سطحی و عمقی ماده عملاً بسیار مشکل می‌گردید. البته در برخی از شرایط بالینی نیز ممکن است شرایطی مشابه مطالعه فعلی وجود داشته باشد مانند بستن پرفوراسیون‌ها در یک جلسه بدون قرار دادن پنبه مرطوب و ترمیم تاج دندان در همان جلسه، قرار دادن پلاگ آپیکال و پرکردن باقیمانده کانال با گوتا پرکا در یک جلسه که مطالعاتی نیز در جهت حمایت از این پروسه‌ها موجود می‌باشد (۳۳-۳۵) و همچنین جراحی‌های اندودنتیک که ماده پرکننده انتهایی ریشه فقط از یک سمت در معرض خون و مایعات بافتی می‌باشد. بنابراین به نظر می‌رسد در شرایط بالینی که ماده اندودنتیک از

کلسیم مانند MTA از جمله توانایی مهروموم‌کنندگی عالی و سازگاری نسبی به واکنش‌های فیزیکی- شیمیایی خاص این مواد و توانایی آن‌ها در تولید هیدروکسی آپاتیت در حضور مایعات حاوی فسفات نسبت داده شده است. به این ترتیب که بعد از قرار دادن MTA در کانال ریشه و تجزیه تدریجی آن به یون‌های کلسیم، یک لایه بینابینی متشکل از هیدروکسی آپاتیت یا کربنات آپاتیت فضای میکروسکوپی بین MTA و دیواره عاجی را پر می‌کند که به نوبه خود موجب ایجاد مهروموم و باند در حد فاصل MTA و عاج می‌گردد (۲۰،۲۹). مطالعات متعددی نیز نشان داده‌اند که میزان رسوب کریستال‌های آپاتیت در سطح ماده با افزایش زمان مواجهه با مایعات حاوی فسفات افزایش می‌یابد و به عبارتی بیواکتیویته آن‌ها با گذشت زمان، بیشتر بروز می‌نماید (۲۲،۲۸،۲۹)، بنابراین ممکن است عدم تفاوت در ریزسختی سطحی ProRoot MTA و RetroMTA اکسپوز شده به آب مقطر و PBS را به مدت زمان کوتاه اکسپوزر به مدیوم‌های مختلف و عدم فرصت کافی جهت ایجاد تعامل بین PBS و ماده نسبت داد. در همین راستا مطالعه قبلی (۹) نشان داده است که قرار دادن پنبه مرطوب شده با آب مقطر یا PBS بر روی سطح فوقانی ضخامت ۴ میلی‌متری ProRoot MTA به مدت ۴ روز منجر به تفاوت معنی‌دار در ریزسختی سطحی ماده که از سمت تحتانی با خون در تماس بود، نگردد.

در توافق با نتایج مطالعه Song و همکاران (۱۶) که نشان دادند ریزسختی سطحی OrthoMTA کمتر از RetroMTA بود در مطالعه حاضر ریزسختی کمتر OrthoMTA در معرض خون در کل ضخامت ۳/۵ میلی‌متری ماده نسبت به RetroMTA و ریزسختی بیشتر RetroMTA در فاصله ۳/۵ میلی‌متری از خون نسبت به OrthoMTA و ProRoot MTA را ممکن است بتوان به زمان ستینگ اولیه متفاوت این مواد نسبت داد. زمان ستینگ اولیه RetroMTA ۱۵۰-۱۸۰ ثانیه، ProRoot MTA ۷۴ دقیقه و OrthoMTA ۱۸۰ دقیقه ذکر شده است. بنابراین ستینگ اولیه بسیار سریع‌تر RetroMTA (۳ دقیقه) و ProRoot MTA (۱ ساعت و ربع) ممکن است به ریزسختی بیشتر این دو ماده در مقایسه با OrthoMTA (با زمان ستینگ اولیه ۳ ساعت) منجر گردد. پیش از این اثر افزودن تسریع‌کننده‌های ستینگ به سیمان‌های با پایه سیلیکات

ناحیه ۰/۵ و ۲ میلی‌متری) ریزسختی ProRoot MTA و RetroMTA بیشتر از ریزسختی OrthoMTA بود. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که اکسپوزر با خون سبب کاهش ریزسختی در کل ضخامت هر سه ماده مورد مطالعه گردید.

### تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان‌نامه طرح تحقیقاتی با کد ۲۴۷۴۱ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران اجرا شده است. همچنین از زحمات جناب آقای دکتر محمد جواد خرازی فرد در تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها تشکر و قدردانی می‌گردد.

سمت خارجی دندان در تماس با خون یا مایعات بافتی قرار می‌گیرد و یا در موارد درمان‌های پالپ زنده که ماده از سمت پالپ با خون مواجه می‌شود استفاده از ProRoot MTA و RetroMTA انتخاب مناسب‌تری نسبت به OrthoMTA باشد. هر چند لازم به ذکر است که ریزسختی، تنها یکی از خصوصیات مطلوب مواد دندان‌محسوب می‌گردد و مهم است که این ویژگی در کنار بررسی سایر ویژگی‌ها به منظور دستیابی به مواد اندودنتیک ایده‌آل در نظر گرفته شود.

طبق نتایج مطالعه حاضر، هنگام حضور خون در ناحیه و به عبارتی مجاورت یک سطح ماده با خون، ریزسختی RetroMTA در کل ضخامت ۳/۵ میلی‌متری ماده به طور معنی‌دار بیشتر از ریزسختی OrthoMTA بود. در نیمه نزدیک‌تر به خون ماده

### منابع:

- 1- Torabinejad M. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Alpha Omegan*. 2004;97(4):23-31.
- 2- Chen MY, Chen KL, Chen CA, Tayebaty F, Rosenberg PA, Lin LM. Responses of immature permanent teeth with infected necrotic pulp tissue and apical periodontitis/abscess to revascularization procedures. *Int Endod J*. 2012;45(3):294-305.
- 3- BioMTA. Available at: <http://www.bioMTA.com>. Accessed June 24, 2016.
- 4- Matt GD, Thorpe JR, Strother JM, McClanahan SB. Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique. *J Endod*. 2004;30(12):876-9.
- 5- Nekoofar MH, Adusei G, Sheykhrezae MS, Hayes SJ, Bryant ST, Dummer PM. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2007;40(6):453-61.
- 6- Oh S, Perinpanayagam H, Lee Y, Kum JW, Yoo YJ, Lim SM, et al. Effect of acidic solutions on the microhardness of dentin and set OrthoMTA and their cytotoxicity on murine macrophage. *Restorative dentistry & endodontics*. 2016;41(1):12-21.
- 7- Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2008;41(2):108-16.
- 8- Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandag M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, et al. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2009;42(11):1004-14.
- 9- Shokouhinejad N, Jafargholizadeh L, Khoshkhounejad M, Nekoofar MH, Raof M. Surface microhardness of three thicknesses of mineral trioxide aggregate in different setting conditions. *Restorative dentistry & endodontics*. 2014;39(4):253-7.
- 10- Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2010;43(9):782-91.
- 11- Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schafer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J*. 2006;39(3):213-9.
- 12- Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Aeinehchi M, Ranjkesh B. Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J Endod*. 2009;35(5):706-10.
- 13- Chandler H. *Hardness testing*. 2<sup>nd</sup> edition, ASM International, Materials Park, OH (US). 1999.
- 14- 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 dentistry & endodontics*. 2013;38(3):128-33.
- 15- Rahimi S, Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughrehyani M, Milani AS, et al. Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *J Endod*. 2013;39(5):697-700.
- 16- Song M, Yue W, Kim S, Kim W, Kim Y, Kim JW, et al. The effect of human blood on the setting and surface microhardness of calcium silicate cements. *Clin Oral Investig*. 2016;20(8):1997-2005.
- 17- Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science*. 1984;226(4675):630-6.
- 18- Bolhari B, Nekoofar MH, Sharifian M, Ghabrai S, Meraji N, Dummer PM. Acid and microhardness of mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-like materials. *J Endod*. 2014;40(3):432-5.
- 19- Saghiri MA1, Asgar K, Lotfi M, Nazari A, Karamifar K, Neelakantan P, et al. Effect of storage temperature on sealing ability and solubility of White Mineral Trioxide Aggregate.

- Acta Odontol Scand. 2012;70(6):536-40.
- 20- Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31(2):97-100.
- 21- Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J. Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Aust Endod J.* 2009;35(3):147-52.
- 22- Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Razmi H, Sajadi S, Davies TE, Saghiri MA, et al. Bioactivity of EndoSequence root repair material and bioaggregate. *Int Endod J.* 2012;45(12):1127-34.
- 23- Lee YL, Lee BS, Lin FH, Yun Lin A, Lan WH, Lin CP. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials.* 2004;25(5):787-93.
- 24- Nekoofar MH, Oloomi K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PM. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010;43(10):849-58.
- 25- Salem Milani A, Rahimi S, Froughreyhani M, Vahid Pakdel M. Effect of Blood Contamination on Marginal Adaptation and Surface Microstructure of Mineral Trioxide Aggregate: A SEM Study. *J dent research, dental clinics, dental prospects.* 2013;7(3):157-63.
- 26- Nekoofar MH, Davies TE, Stone D, Basturk FB, Dummer PM. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2011;44(11):1011-8.
- 27- Camilleri J. Hydration characteristics of calcium silicate cements with alternative radiopacifiers used as root-end filling materials. *J Endod.* 2010;36(3):502-8.
- 28- Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod.* 2010;36(2):286-91.
- 29- Shokouhinejad N, Razmi H, Nekoofar MH, Sajadi S, Dummer PM, Khoshkhounnejad M. Push-out bond strength of bioceramic materials in a synthetic tissue fluid. *J Dent (Tehran).* 2013;10(6):540-7.
- 30- Juenger MCG MP, Gartner EM, Denbeaux GP. A soft X-ray microscope investigation into the effects of calcium chloride on tricalcium silicate hydration. *Cement Concrete Res.* 2005;35:19-25.
- 31- Kim Y, Kim S, Shin YS, Jung IY, Lee SJ. Failure of setting of mineral trioxide aggregate in the presence of fetal bovine serum and its prevention. *J Endod.* 2012;38(4):536-40.
- 32- Walsh RM, Woodmansey KF, Glickman GN, He J. Evaluation of compressive strength of hydraulic silicate-based root-end filling materials. *J Endod.* 2014;40(7):969-72.
- 33- Budig CG, Eleazer PD. In vitro comparison of the setting of dry ProRoot MTA by moisture absorbed through the root. *J Endod.* 2008;34(6):712-4.
- 34- DeAngelis L, Chockalingam R, Hamidi-Ravari A, Hay S, Lum V, Sathorn C, et al. In vitro assessment of mineral trioxide aggregate setting in the presence of interstitial fluid alone. *J Endod.* 2013;39(3):402-5.
- 35- Caronna V, Himel V, Yu Q, Zhang JF, Sabey K. Comparison of the surface hardness among 3 materials used in an experimental apexification model under moist and dry environments. *J Endod.* 2014;40(7):986-9.