

## سیمانه‌های گلاس اینومر

(Glass-Ionomer cement)

دکتر اسماعیل یاسینی \*

### مقدمه

چسبندگی مواد ترمیمی به دیوارهای دندان از قدیم مورد توجه محققین بوده است. بمنظور ایجاد چسبندگی مواد ترمیمی به نسج دندان متدهای مختلف بکار برده شده است که یکی از این روشها استفاده از روش اسید اچ میباشد که اولین بار Buonocore در سال ۱۹۵۵ ارائه داده است. در واقع با استفاده از اسید فسفریک سطح مینائی که کاملاً "خنثی" است به سطحی با انرژی زیاد که آماده قبول مواد رزینی است تبدیل میشود و در نتیجه کشش سطحی زیادی که مواد رزینی دارند به نفوذ این مواد در سطح اچ شده کمک خواهد شد. اسید فسفریک در سطح مینا سبب اضافه شدن باند بین کامپازیت و مینا بعلت ایجاد خلل و فرج شده و این اسید باعث ایجاد فضای میکروسکوپیک در سطح مینا میگردد و در نتیجه رزین در این نواحی بعلت خاصیت فلو نفوذ کرده و در نتیجه باعث باند میکانیکی بین کامپازیت و دندان میشود (۳۱ و ۲۶).

در سالهای اخیر نیز عده‌ای از محققین درصدد

برآمدن موادی را تهیه نمایند که بدندان چسبندگی شیمیایی داشته باشد از این نظر در سال ۱۹۶۸ Smith سیمانهای پلی کربوکسیلات را معرفی و در سال ۱۹۷۲ Wilson & Kent سیمانهای گلاس اینومر را عرضه نمودند.

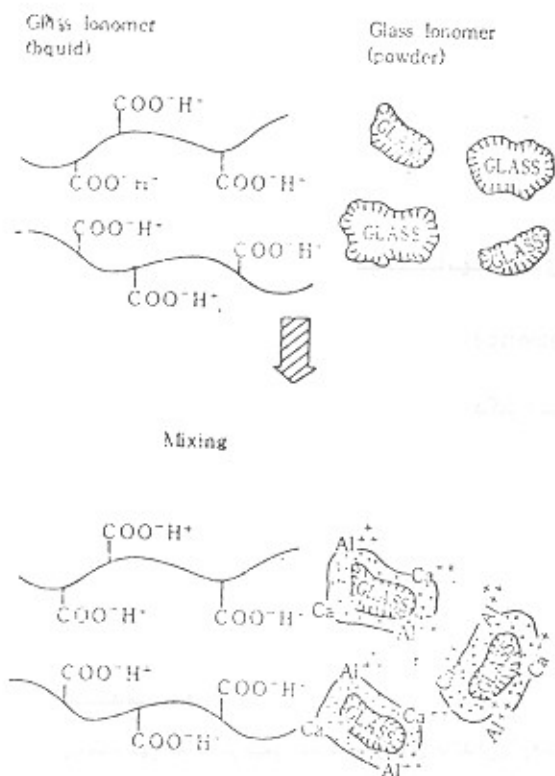
سیمانه‌های گلاس اینومر از نظر ظاهر و طرز کار شبیه سیمانهای سیلیکات و از نظر چسبندگی شبیه سیمانهای پلی کربوکسیلات میباشد. سیمانهای گلاس اینومر برخلاف کامپازیتها که با استفاده از اسید فسفریک در سطح مینا باند میکانیکی ایجاد میکنند، این سیمانها با نسج دندان ایجاد باند شیمیایی مینمایند.

ترکیب سیمان: سیمان گلاس اینومر شامل پودر و مایع است. مایع سیمان محلول آبکی اسید پلی اکریلیک و یا کوپلی مری\*\* (co-polymer) از اسید اکریلیک (حدود ۵ درصد وزنی) و اسید ایتاکونیک (itaconic) و مقدار کمی اسید تارتاریک (حدود ۵ درصد) . چون مایع

\* استادیار گروه دندانپزشکی ترمیمی و مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

\*\* کوپلی مری: یکی از راههای افزایش خواص پلی مرها مخلوط کردن دو یا چند مونومر مختلف است که نتیجه این اختلاط کوپلی مری میباشد (۲).

میشود (۲۲ و ۲۱ و ۷) شکل شماره ۱.



شکل شماره ۱ - ترکیب پودر و مایع و اختلاط. ایندو را نشان میدهد.

میکنیم چسبندگی: چسبندگی سیمانهای گلاس اینومر به مینا و عاج و سمنتوم مشابه سیمانهای پلی کربوکسیلات است (۲۲ و ۲۱ و ۱۵ و ۷ و ۶ و ۳).

همچنین در مورد فلزات قیمتی (Precious) نظیر طلا و پلانینیوم که با قلع بمقدار 1-2 μm الکتروپلیت شده باشند، باید گفت که سیمانهای گلاس اینومر با اکسید قلع باند یونی و قطبی (Polar and bond) ایجاد میکند (۱۵).

چسبندگی سیمان بدنان در نتیجه تداخل مولکولی یونها حاصل میشود و یا در واقع بعلت فعل وانفعالات بین گروه آنیون کربوکسیل (COOH<sup>-</sup>) مایع ویونهای کاتیون کلسیم (Ca<sup>+</sup>) آزاد شده از هیدروکسی اپاتیت دندان است (۳۱ و ۱۳ و ۷). هرچند که نیروی چسبندگی بین سیمان و مینا و عاج خوب توصیف شده ولی بعلت اینکه مینا کلسیم بیشتری نسبت به عاج دارد بنابراین باند چسبندگی بین

به خشک و یا ژله شدن تمایل دارد بنابراین برای جلوگیری از این عیب از اسید ایتاکونیک استفاده میشود و چنانچه مایع به ژل تبدیل شود غیر قابل استفاده میگردد. اضافه کردن اسید تارتاریک موجب افزایش زمان کار کردن (Working time) میشود.

پودر شامل Aluminosilicate glass همراه با فلوراید میباشد و فرمول کامل آن در جدول زیر آمده است (۲۲):

درصد وزنی

SiO <sub>2</sub>	۲۹
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	۱۶/۶
CaF <sub>2</sub>	۳۴/۳
AlF <sub>3</sub>	۷/۳
NaF	۳
AlPo <sub>4</sub>	۹/۹

ترکیب پودر در سیمان گلاس اینومر

واکنش گرفتن سیمان گلاس اینومر مشابه سیمان سیلیکات است احتمالاً این واکنش بشکل کمپلکس است (۲۲) زمانیکه پودر و مایع را باهم مخلوط کردیم ابتدا ذرات شیشه‌ای (Glass) تحت تاثیر اسید قرار گرفته و در نتیجه یونهای  $Ca^{2+}$  و  $Na^+$  و فلوراید آزاد شده سپس نمکهای کلسیم و سرانجام نمکهای آلومینیوم تشکیل میشوند، این نمکها آب جذب کرده و تشکیل ماتریکس ژل مانند میدهند و مشابه سیمانهای سیلیکات، ذرات شیشه‌ای غیر فعال که در واکنش شرکت نکرده اند بوسیله غلافی از سیلیکا احاطه میشوند.

بدین ترتیب سیمان سخت شده شامل توده‌ای از ذرات پودر غیر فعال (Unreacted) است که با غلافی از ژل سیلیکا احاطه شده و بوسیله ماتریکسی شکل از هیدرات کلسیم و نمکها آلومینیوم در برگرفته شده است. و یا در واقع نتیجه اختلاط پودر (Aluminosilicate Glass) با اسید پلی اکریلیک تشکیل ماتریکس ژل مانندی از Polysalt Calcium و Aluminum Polysalt است که با اسم Alumino-Silicate Polyacrylic (Asp A) نامیده

خواص بیولوژیکی سیمان: در مورد سازگاری سیمانهای کلاس اینومر با نسوج بدن بخصوص پالپ تحقیقات زیادی شده است. این تحقیقات نشان میدهد که سیمانهای کلاس اینومر یک ماده سازگار (Biocompatible) با انساج بدن بخصوص پالپ میباشد (۳۲ و ۳۵ و ۲۲ و ۱۵ و ۹ و ۸ و ۱). چون تحقق باند بین سیمان و نسج دندان در صورتی است که سیمان در تماس مستقیم با مینا و عاج باشد بنابراین هرگونه کف بندی باعث عدم تماس سیمان و کلسیم دندان و در نتیجه کاهش چسبندگی میشود لذا توصیه میشود فقط در قسمت های خیلی عمیق حفره از کلسیم هیدروکساید بعنوان کف بندی استفاده شود، زیرا هرچند تحقیقات نشان میدهند که این سیمان تاثیر سوء زیادی بر روی پالپ ندارد ولی در حفره های عمیق تحریک مختصری بر روی پالپ متصور میباشد (۲۱ و ۱۵ و ۶).

همچنین تحقیقات نشان میدهند که حداکثر تحریک (تحریک مختصر) سیمان در زمان سخت شدن (Setting) بوده و سیمان سخت شده اثر تحریکی کمتری بر روی پالپ دارد (۱۱ و ۹).

خاصیت ضد پوسیدگی - تحقیقات طولانی بر روی این ماده نشان میدهد که سیمانهای کلاس اینومر مشابه سیمانهای سیلیکات دارای خاصیت ضد پوسیدگی بوده و این خاصیت باعث آزاد شدن فلوراید از سیمان در مجاورت مینا میباشد که این عمل باعث مقاومت مینا در برابر اسید شده و در نتیجه موجب پیدایش خاصیت ضد پوسیدگی (Caries Resistant) میشود (۲۲ و ۱۵ و ۱۴ و ۱۲ و ۵).

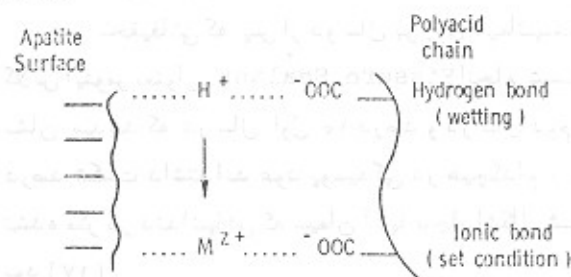
بیشترین فلوراید آزاد شده از سیمان در دو یا سه روز اولیه پرکردگی است ولی بتدریج آزاد شدن فلوراید کاهش یافته ولی همچنان ادامه مییابد (۲۹). تحقیقات هیستولوژیکی نشان میدهد که وجود استانوس فلوراید در سیمان حتی بمقدار ۱۰ درصد اثر سمی بر روی پالپ نداشته ولی آسیب احتمالی مختصر رانباید از نظر درد داشت (۲۵).  
مورد استفاده کلینیکی - این سیمان ها جهت روزنه های ناحیه طوق دندان همچنین پرکردن حفره های ClV و Cl1 کوچک و پرکردن دندانهای شیبری و Pit & Fissures مناسب هستند (۲۲ و ۲۱ و ۱۷ و ۱۵ و ۱۴ و ۱۲ و ۴).

سیمان با مینا بیشتر از سیمان و عاج است (۳۱ و ۲۳ و ۱۹ و ۲۲ و ۱۵ و ۱۴ و ۱۳ و ۱۲ و ۱۱ و ۳).

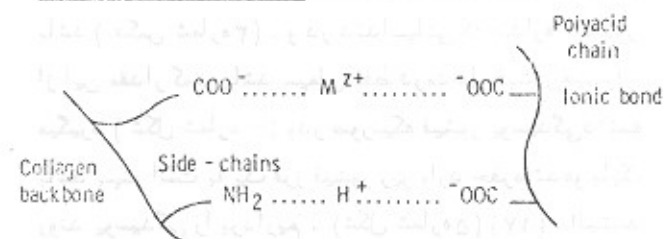
باند بین سیمان و دندان در ابتدا که خمیر کاملاً سخت نشده، باند هیدرژنی است که باعث وجود  $\text{COOH}^-$  آزاد مایع است ولی بتدریج که سیمان سخت میشود اتصال هیدرژنی بین سیمان و دندان بوسیله اتصال یونی فلزی جانشین میشود (۲۴ و ۲۲ و ۱۶).

سیمانهای کلاس اینومر برخلاف کامپازیت به عاج نیز چسبندگی شیمیایی دارند بدین ترتیب که کلاژن موجود در عاج دارای زنجیرهای معلق  $\text{NH}_2$  و  $\text{COOH}^-$  میباشد که این زنجیرها محل های (Sites) برای چسبندگی یونی محسوب میشوند (۲۲ و ۱۵ و ۷) شکل شماره ۲.

#### ENAMEL



#### COLLAGEN (Dentin)



شکل شماره ۲ - نشان دهنده مکانیسم چسبندگی سیمانهای کلاس اینومر با مینا و عاج است.

بررسی های کلینیکی نشان میدهد که چسبندگی این ماده با نسج دندان ۹۵ - ۷۵ درصد بوده و در تحقیقی دیگر این چسبندگی را پس از شش سال حدود ۹۵ درصد بیان کرده اند (۲۲).

## ۳- سازگاری با نسوج دهان

## ۴- خاصیت ضد پوسیدگی

هر نوع لیکج سبب عود پوسیدگی و رشد باکتریها میشود بنابراین ماده‌ای برای Seal کردن باید بکار رود که دارای خاصیت ضد پوسیدگی باشد. ماده‌ای که امروزه بطور معمول جهت Fissure sealant بکار می‌رود رزین‌های آلی هستند که بوسیله کاتالیست و یا اشعه، پلی‌مریزه میشوند که بیشتر از همه Bis-GMA و Polyurethane هستند همانطوریکه گفته شد ماده‌ای که برای Sealant بکار می‌رود باید محکم بدن دندان چسبندگی داشته باشد ولی رزین‌های اکریلی فاقد این خاصیت بوده چون بطور واقعی خاصیت چسبندگی نداشته و گیر آنها بطور میکانیکی و از طریق اج کردن مینا با اسید فسفریک تامین میشود.

تحقیقاتی که پس از دو سال بر روی سیمانهای گلاس اینومر بعنوان Fissure Sealant انجام شده نشان میدهد که در سال اول ۱۰ درصد و در سال دوم ۴ درصد شکست داشته اند عود پوسیدگی در هیچکدام دیده نشده مگر در دندانهایی که سیمان آنها دچار اشکال شده بود (۱۷).

از نظر کلینیکی در دندانهایی که از گلاس اینومر بعنوان Fissure sealant استفاده میکنیم باید عرض فیشور دندان حدود ۳۵۰µm یا باندازه نوک سوند تیز باشد (عکس شماره ۳). و در دندانهایی که اندازه فیشور از این مقدار کمتر باشد سیمان فقط درمداخل فیشور قرار میگیرد (شکل شماره ۴) و در صورتیکه فیشور پوسیدگی داشته باشد بهتر است با یک فرز فیشور ریز وارد حفره شده و بایک روند پوسیدگی را برداریم. (شکل شماره ۵) (۱۷). البته سیمانهای جدید بعلت داشتن ذرات ریز قادرند در داخل فیشورهایی که عرض آنها کمتر از ۱۰۰µm نیز باشند براحتی نفوذ کنند.

۱- ترمیم اروژنها بدون تهیه حفره - با توجه باینکه سیمانهای گلاس اینومر دارای خاصیت چسبندگی به نسج دندان هستند بنابراین بهترین ماده برای پر کردن این نوع ضایعات سیمانهای گلاس اینومر میباشد. در صورتیکه اروژن بدون پوسیدگی باشد میتوان سیمان را بدون تهیه حفره و با گیر اضافی پس از تمیز و ایزوله کردن دندان، با سیمان پر نمود. البته در حفره‌های خیلی عمیق بهتر است از کلسیم هیدروکساید بعنوان کف بندی نیز استفاده شود. در یک بررسی بر روی اروژنها پس از سه سال مشاهده شد که از ۲۷۶ مورد پر شده فقط ۹ درصد دچار شکست شده که بیشتر این شکست‌ها در ماههای اولیه پر کردن صورت گرفته است (۱۵).

۲- ترمیم حفره های C1V و C1 111 کوچک - با توجه باینکه سیمانهای گلاس اینومر نسبت به کامپازیت اوپاسیتی بیشتر داشته و کمتر ترانسلوسنت هستند بنابراین از نظر زیبایی محدودیتی در کاربرد این ماده وجود دارد. در حفره های C1V و C1 111 وسیع که در معرض دید هستند چندان مناسب نیستند هرچند از نظر بهبود ترانسلوسنسی اخیراً " در این ماده تغییراتی شده ولی هنوز در مقایسه با کامپازیت ها رضایت بخش نیستند (۱۵ و ۲۲). بنابراین توصیه شده که سیمانهای گلاس اینومر را فقط در حفره های C1V و C1 111 کوچک و یا در محل هایی از دندان که زیاد در معرض دید نیستند بکار برده شوند.

۳- ترمیم دندانهای شیری - این سیمان برای دندانهای شیری مناسب است بطوریکه با حداقل گیر و تهیه حفره از این ماده جهت پر کردن دندانهای شیری استفاده میشود (۱۵ و ۲۱). منتها چون سیمان مقداری از نظر نیروی کششی ضعیف است بنابراین در Isthmus کم عمق بکار برده نمیشود. تنها اشکال این ماده برای پر کردن دندانهای شیری طولانی بودن زمان سخت شدن آن است.

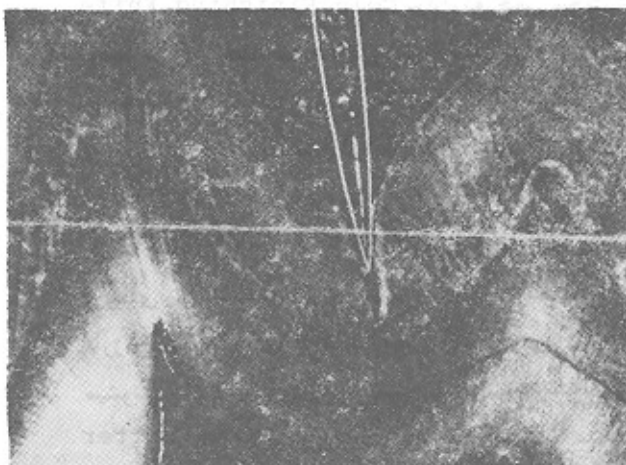
۴- Pit & Fissure sealant - سیمانهای گلاس اینومر بعنوان یک ماده برای دندانپزشکی پیشگیری بخاطر چسبندگی شیمیایی با دندان که نتیجه آن Seal Marginal خوب است و همچنین آزاد کننده فلوراید و کاهش دهنده پوسیدگی میباشد بکار برده میشود.

ماده‌ای که برای sealant بکار برده میشود باید دارای خواص زیر باشد.

۱- ایجاد باند با نسج دندان

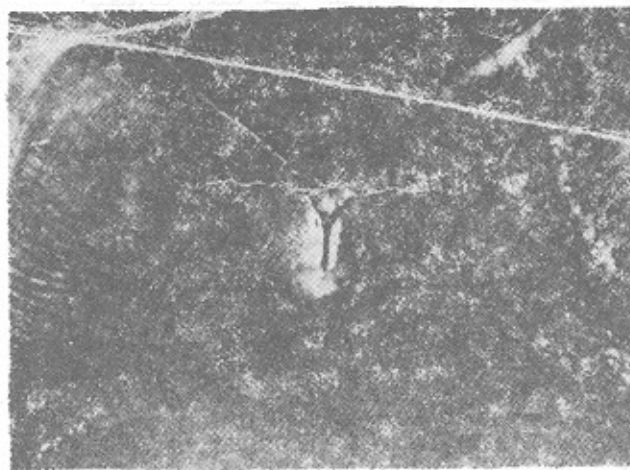
۲- مقاومت در مقابل اسیدهای دهانی

انواع سیمانهای گلاس اینومر - سیمانها گلاس اینومر بدو گروه تقسیم میشوند: گروه اول، که در مقایسه با سیمانهای فسفات روی، چسبندگی و گیر بیشتری دارند و دستهای هستند که جهت سمیت کردن کرون و بریج و بطور کلی کارهای ریختگی بکار برده میشوند. (۲۳) گروه دوم سیمانهای هستند که جهت پرکردن دندان بکار برده میشوند و اخیراً نیز گروه سومی به بازار عرضه شده که منحصر به "عنوان Pit & Fissure sealant مورد استفاده قرار میگیرند.



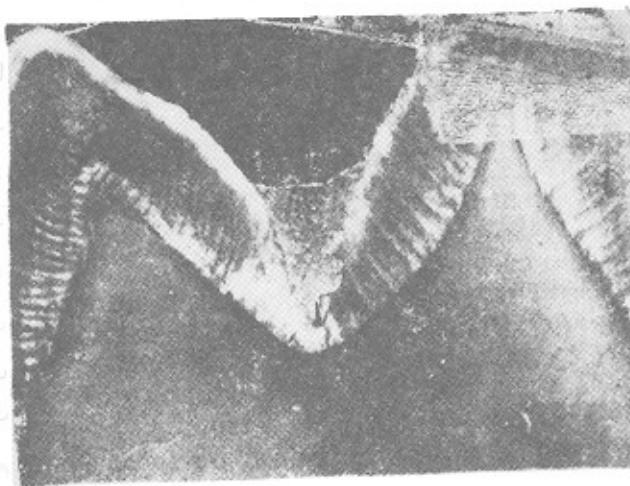
شکل شماره ۳

طرز کار و قرار دادن سیمان در حفره - با توجه باینکه سیمان قدرت چسبندگی به مینا و عاج را دارد بنابراین احتیاج به تهیه حفره گیردار نبوده و از برداشتن نسج اضافی خودداری میکنیم ولی برای چسبندگی بیشتر، بایستی حفره تمیز و بدون بقایای پروتئین باشد بدین منظور ابتدا حفره را با رابراکپ و پامیس تمیز کرده سپس از اسید سیتریک ۵ درصد بمدت ۳۰ ثانیه استفاده میشود (منظور استفاده از اسید سیتریک بخاطر خاصیت تمیز کنندگی است که دارد و برای اچ کردن بکار نمیرود) سپس حفره شسته و خشک میشود در صورتیکه ناحیه عاج تراش خورده باشد (بعلت تهیه حفره) بخاطر باز بودن کانالیکولها از بکار بردن اسید در این نواحی بعلت تحریک پالپ و گشاد شدن کانالیکولها خودداری میکنیم (۲۵ و ۲۲ و ۱۵ و ۷ و ۶) ضمناً "اسید فسفریک بهیچ عنوان نبایستی بکار برده شود چون این اسید باعث میکروپروزیستی و دکلسیفیه شدن نسج شده و این مسئله مغایر با اصل باند شدن این سیمان است (۱۵ و ۱۲ و ۶) چون هر قدر مقدار کلسیم دندان بیشتر باشد باند بیشتر است و بهمین دلیل چسبندگی بین سیمان و مینا بیشتر از سیمان و عاج است.



شکل شماره ۴

عدهای نیز معتقدند که چنانچه بتوانیم غلظت یونهای کلسیم را در سطح عاج بیشتر کنیم باند بین سیمان و عاج بیشتر خواهد شد (۱۳ و ۳).



شکل شماره ۵

در سالهای اخیر عدهای از محققین براین عقیده هستند که برای چسبندگی بهتر سیمان و دندان فقط بیک سطح سالم و تمیز و بدون پوسیدگی احتیاج است و مصرف اسید سیتریک بعلت تحریک و باز کردن توپولهای عاجی و برداشتن کلسیم و فسفات دندان ماده مناسبی نبوده و برای بهبود باند بین سیمان و دندان موادی نظیر chloride Tannic acid, Ferric را بکار برده اند و عقیده براین



است که این مواد میتواند با کلاژن راکسیون نشان دهند و بطور کلی میتوان گفت که بهترین تمییز کننده ها (Conditioning) برای مینا و عاج عبارتند از (Acrylic Dodicin-Tannic acid-poly (۲۴) بوده لذا توصیه میشود اسید سیتریک را فقط زمانی که کارخانه سازنده تجویز نموده (مثل سیمان ASPA) مصرف نمود. نسبت پودر و مایع طبق دستور کارخانه بوده ولی بطور کلی ۳ به ۱ میباشد و برای طولانی شدن زمان کار کردن با این سیمان بهتر است پودر و بلوک شیشه‌ای در یخچال نگه داری شوند ولی هرگز مایع را نباید در یخچال نگه داشت چون مایع در یخچال تبدیل به ژل غیر قابل استفاده میشود (۲۲ و ۱۸ و ۱۵).

برای مخلوط کردن پودر و مایع از اسپاتولهای نایلونی استفاده میشود. پودر را بدو قسمت تقسیم کرده ابتدا یک قسمت را با مایع مخلوط کرده سپس قسمت دیگر پودر را نیز اضافه و مخلوط میکنیم، حداکثر زمان مخلوط کردن بطور متوسط ۴۵ ثانیه است چون وجود آب مانع چسبندگی کامل بین سیمان و دندان میشود بایستی دندان مورد نظر کاملاً "ایزوله و کاملاً خشک" باشد در صورتیکه بتوانیم از رابردم استفاده کنیم کار با موفقیت بیشتر انجام میشود (۱۸).

تحقیقات نیز نشان میدهند که حتی پس از خوب پرداخت کردن هم، بررور زمان در سطح سیمان گلاس اینومر خشونت و ناهمواری ایجاد خواهد شد (۲۷).

خلاصه: سیمانهای گلاس اینومر شامل پودر (Calcium aluminosilicate glass) و مایع آبی از اسید اکریلیک است. یکی از خواص این سیمان چسبندگی شیمیایی به مینا و عاج بوده و بعلاوه آزاد کردن فلوراید خاصیت ضد پوسیدگی دارد.

مورد استفاده کلینیکی این سیمان برای پر کردن اروژنها (بدون تهیه حفره) و دندانپزشکی پیشگیری و پر کردن حفره های Cl I, Cl IV میباشد.

پس از مخلوط کردن بایستی ظاهر یا نمای سیمان شفاف (Glossy) باشد چنانچه تغییر در نسبت پودر و مایع داده شود و یا تاخیر در قرار دادن سیمان در حفره داشته باشیم سیمان کدر شده و بنابراین گروه کربوکسیل ( $\text{COOH}^-$ ) آزاد موجود در سیمان که عامل چسبندگی با کلسیم دندان است نمیتواند راکسیون را انجام داده در نتیجه سیمان با دندان چسبندگی نداشته و یا مقدار چسبندگی کمتر خواهد شد و چون سیمان قبل از Setting اولیه خود نسبت به آب و رطوبت هوا خیلی حساس است بنابراین بهتر است بلافاصله پس از قرار دادن سیمان در حفره از ماتریکس های سلولزی استفاده نموده و مدت ۵ دقیقه صبر کنیم، همچنین بلافاصله پس از برداشتن ماتریکس برای جلوگیری از تماس سیمان با بزاق از وارنیش مخصوص استفاده میکنیم و در صورت آلوده شدن سیمان با بزاق یا آب، با سیمانی مواجه خواهیم بود که شکننده و گچی و بدون شفافیت است (۲۹).

از خواص خوب این سیمان سازگاری با نسج بدن بخصوص پالپ است.

در این جلسه فقط مجاز هستیم که اضافات بزرگ سیمان را با یک بیستوری تمییز و یا

## REFERENCES

- 1) BEAGRIE, G.S., MAIN, J.H.P. and SMITH D.C.: Inflammatory reaction evoked by Zinc polyacrylate and Zinc eugenate cement. *Brit. Dent. J.* 132:351, 1972.
- 2) BOYER, D.: Dental materials. Hand book of Iowa university. PP 2-6, 1976.
- 3) CAUSTON, B.F. and JOHNSON, N.W.: The role of diffusible ionic species in the bonding of polycarboxylate cement to dentine; An in vitro study. *J. Dent. Res.* 58: 1383, 1979.
- 4) FIYNN, M.: Clinical evaluation of cervident and ASPA in restoring teeth with cervical abrasions. *Gen. Dent.* 28: 74, 1980.
- 5) FORSTEN, L.: Fluoride release from a glass ionomer cement. *Scand. J. Dent. Res.* 85: 509, 1977.
- 6) GILMOR, L., BALES, V.: Operative dentistry. The C.V. Mosby Co. PP 199, 1982.
- 7) HOTZ, P., McLEAN, J.W., and WILSON, A.D.: The bonding of glass ionomer cement to metal and tooth substrates. *Brit. Dent. J.* 142:41, 1971.
- 8) JENDRESON, M.D., and TROWBRIDGE, H.O.: Biologic and physical properties of a zinc polycarboxylate cement. *J. prosth. Dent.* 28: 264, 1972.
- 9) Kawakara, H., Imanishi Y., and oshima H.: Biological evaluation on glass ionomer cement. *J. Dent. Res.* 58: 1080, 1979.
- 10) KAWAKARA, H., IMANISHI, Y. and TOMIKA, K.: Dental application of a glass ionomer cement. *Dental outlook* 50: 623, 1977.
- 11) Ramahara, H., Yamagami, A. and Nakamura, M.: Biological testing of dental materials by means of tissue culture. *Int. Dent. J.* 18: 443, 1968.
- 12) Lacefield, W.R; Reindl, M.C.: Tensile strength of a glass ionomer cement *J. Prosth. Dent.* 53: 194, 1985.
- 13) Levine, R.S., Beech, D.R. and Garton, B.: Improving the bond strength of polyacrylate cements to dentine. *Brit. Dent. J.* 143:275, 1977.
- 14) Maldonada, A., Swartz, M.L., and Phillips R.W. An in vitro study of certain properties of a glass ionomer cement. *J. Am. Dent. Assoc.* 96: 785, 1978.
- 15) McLean, J.W.: Status report on the glass ionomer cements. *J. Am. Dent. Assoc.* 99: 221, 1979.
- 16) McLean, J.W., Jones, P.A., and Wilson H.J.: Some properties of glass ionomer *Brit. Dent. J.* 146: 279, 1979.
- 17) McLean, J.W., and Wilson, A.D.: Fissure sealing and filling with an adhesive glass ionomer cement. *Brit. Dent. J.* 136:269, 1974.
- 18) Mount, G.J., and Makinson, O.F.: Clinical characteristic of glass ionomer cement. *Brit. Dent. J.* 145: 671, 1978.
- 19) Negm, M.M., Beech, D.R. and Grant A.A.: An evaluation of mechanical and adhesive properties of polycarboxylate and glass ionomer cement. *J. Oral Rehabil.* 9: 161, 1982.

- 20) Plant, C.G.: The effect of polycarboxylate containing stannous fluoride on the pulp. Brit. Dent.J.135:317,1973.
- 21) Plant, C.G.,Shovelton, D.S., and Wartnaby, J.M.: The use a glass ionomer cement in deciduous teeth. Brith Dent.J. 143:271, 1977.
- 22) Philips, R.W.: Science of detal materials. W.B. saunders co.PP 471,472, 477, 486-489,1982.
- 23) Philips, R.W., Swartz, M.L., and Rhodes, B.: An evaluation of a carboxylate adhesive cement. JADA 81: 1353, 1970.
- 24) Powis, D.R., Folleras, T., Merson, S.A., and Wilson, A.D.: Improved adhesive of a glass ionomer cement to dentin and enamel. J.Dent.Res. 61:141, 1982.
- 25) Prodger, T.E., and Symonds, M.: ASPA adhesive study. Brit.Dent.J.143:266, 1977.
- 26) Retief, D.H.,:The mecahnical bond.Int. Dent. J. 49:18,1978.
- 27) Roulet, J.F., Walti, C.: Influence of oral fluid on composite resin and glass ionomer cement. 52: 182, 1984.
- 28) Saito, S.: Characteristic of glass ionomer cement and clinical application. J.Dent. Med. 10:1,1979.
- 29) Saito, S.: Clinical studies on glass ionomer. Int. J. of Dent. Med. 6:1,1977.
- 30)Truelove, E.L., Mitchell, D.F., and Philips, R.W.: Biologic evaluation of a caaboxylate cement. J.Dent. Res. 50:166, 1971.
- 31) Vougiouklakis G., Smith, D.C., and Lipton, S.: Evaluation of the bonding of cervical restoration materials. J. Oral Rehabil. 9: 231, 1982.
- 32) Yakushiji, M., Kinumatsu, T., and Machida, Y.: Effect of glass ionomer cement on the dental pulp and its efficiency as a base materials. The Bulletin of Tokyo of dental collage. 20: 47, 1979.



## Summary:

Glass ionomer cement for restorative purposes are based on the hardening reaction between ion-leachable glasses (fine calcium aluminosilicate glass powders prepared with a fluoride flux) and aqueous solutions of homopolymers and copolymers of acrylic acid.

Although clinical use and viability of the glass ionomer cements have not been fully established, they are of great interest for future research and development.

They can adhere to enamel and dentin by physicochemical bonding and may possess anticariogenic properties because of the ability to leach fluoride ions.

Most useful clinical applications of glass ionomer cements have been in the restoring of erosion lesion (without cavity preparation) and the restoring or sealing of occlusal fissures.

Further developments have enabled manufactures to offer the cement as material for class 3 and class 5 restorations.

In view of this expanded clinical use, and clinical viability of the glass ionomer cements is timely.