

دانشگاه آزاد اسلامی - واحد علوم و تحقیقات

دانشکده مهندسی پزشکی

سمینار درس کامپوزیت

موضوع:

سیمان استخوان

استاد:

جناب آقای دکتر بهرامی

ارائه دهنده :

فاطمه پور عظیم

## سیمان استخوان

در این تحقیق برخی مقالات که از سال ۱۹۹۶ به بعد در ارتباط با سیمان های استخوان مختلف ارائه شده است مورد بررسی قرار گرفته اند.

به طور کلی چهار نوع سیمان استخوان برای کاربردهای ارتوپدی و دندانپزشکی موجود است که دو تا پایه پلیمری و دوتای دیگر سرامیکی دارند که عبارتند از:

- سیمان های اکریلیکی یا سیمان های با پایه پلی متیل متاکریلات (PMMA)
- سیمان های با پایه پلی پروپیل فومریت (PPF)
- سیمان های فسفات کلسیم (CPBCS)
- سیمان های گلاس یونومر (glass inomer)

هر کدام از این چهار نوع سیمان خود دارای ترکیبات و فرمولاسیونهای متفاوت بوده که هر کدام خواص مختلف با یکدیگر دارند.

سیمان استخوان PMMA برای کاربردهای کلینیکی و به منظور اطمینان از تثبیت عضو مصنوعی مفصل در تعویض مفصل ران و زانو مصرف شده است. سیمان استخوان در اصل از پودر پلی متیل متاکریلات و مایع مونومر متیل متاکریلات تهیه می شود.

بخش مایع (۲۰ میلی لیتر)

۹۷/۴ درصد حجمی

متیل متاکریلات (مونومر)

۲/۶ درصد حجمی

ان وان دی متیل پلی تولوئیدن

۱۵±۷۵ قسمت در میلیون

هیدورکسینون

بخش پودر جامد (۴۰ گرم)

۱۵ درصد وزنی

پلی متیل متاکریلات

۷۵ درصد وزنی

کوپلیمر متیل متاکریلات - استیرن

۱۰ درصد وزنی

باریم سولفید

دی بنزوئیل پراکسید در حد بسیار اندک

هیدور کئینون از پلیمریزاسیون سریع جلوگیری می کند. پلیمریزاسیون سریع تحت شرایط خاصی به وقوع می پیوندد. مثلاً قرار گرفتن در معرض نور بالا رفتن درجه حرارت و امثال آن می تواند سبب پلیمریزاسیون نابهنگام شود.

ان وان دی متیل - تولوئیدین برای ترویج یا شتاب بخشیدن عملیات اصلاح سازی سرد به ترکیب نهایی اضافه می شود. (عامل پخت cold curing). واژه اصلاح سازی سرد به این منظور به کار می رود که تفاوت شرایط اجرای عملیات با وضعیت کار در دمای بالا و فشار زیاد (مثل روش قالب گیری تحت فشار و دمای بالا جهت ساخت اجزاء دندانی در دندانسازی ها) مشخص گردد. قسمت مایع از طریق گذراندن از صافی به خوبی سترون می شود. بخش جامد ماده نیز پودری سفید و بسیار ریز است. هنگامی که پودر و مایع با یکدیگر مخلوط می شوند مایع مونومر از طریق فرایند پلیمریزاسیون اضافی، عمل پلیمریزاسیون را انجام می دهد. دی بنزوئیل پراکسید که نقش فعال کننده را به عهده دارد با پودر مخلوط شده و با مونومر واکنش انجام می دهد تا یک رادیکال مونومر را تشکیل دهد. این رادیکال مونومر سپس به مونومر دیگری هجوم می برد تا یک رادیکال دیمر تشکیل دهد. فرایند ادامه می یابد تا مولکولهای زنجیر - طویل تولید شود. مایع مونومر سطح ذرات پودر پلیمر را خیس می کند و آنها را پس از پلیمریزاسیون به یکدیگر مرتبط و متصل می سازد و یک حالت خمیری به وجود می آید که به حفره تزریق می شود. و پوتوز روی سیمان همانند شکل (۱) جداداده می شود.

خواص سیمان استخوان می تواند توسط عوامل داخلی و خارجی تحت تأثیر قرار گیرد که شامل:

عوامل داخلی :

ترکیب مونومر و پلیمر

اندازه، شکل و توزیع ذرات پودر : درجه پلیمریزاسیون

نسبت مایع به پودر

## عوامل خارجی

محیط مخلوط کردن: درجه حرارت، رطوبت، نوع ظرف  
روش مخلوط کردن: آهنگ و تعداد زدن با همزن (کاردک)  
محیط اصلاح سازی: درجه حرارت، رطوبت، فشار، سطح تماس، (بافت، هوا، آب و...)  
مهمترین عامل تعیین کننده خواص سیمان استخوان اکریلیکی را می توان تخلخل ایجاد شده در خلال عملیات اصلاح سازی دانست، حفره های بزرگ (با قطر چند میلیمتر) سبب تضعیف خواص مکانیکی می شود. بخار مونومر و هوای محبوس شده در خلال مخلوط کردن دو دلیل بروز تخلخل در مخلوط است. با استفاده از اعمال خلاء و قرار دادن مخلوط مونومر و پودر تحت نیروی گریز از مرکز (سانتریفوژ) خلال مخلوط کردن می توان تخلخل را کاهش داد. در هر حال هر دو روش مذکور معایبی را مثل دشواری مخلوط کردن هنگامی که خلاء اعمال می شود و جدایش اجزاء مخلوط وقتی که نیروی گریز از مرکز به کار می رود و دربر دارد و گذشته از آن نیاز به تجهیزات اضافی نیز وجود دارد. تخلخل همچنین می تواند با کاهش دمای تولید شده حین پلیمریزاسیون کاهش یابد. (۱)  
به طور کلی وظیفه اصلی سیمان توزیع تنش روی نواحی تماس بین استخوان و پروتز است در واقع به عنوان یک فاز بینابین پروتز فلزی با مدول بالا و استخوان است. و برای انتقال و توزیع بارهای وزن بدن و بارهای سیکلی به خاطر حرکت های حین راه رفتن از پروتز به استخوان به کار می رود. (۱۷). مونومرهای اکریلیکی بسیار واکنش پذیر بوده و حین پلیمریزاسیون گرمای زیادی آزاد می کند. میزان آستانه (حد) برای آسیب حرارتی بافت، در اطلاعات مستند در محدوده زیر  $48^{\circ}C$  تا بالای  $60^{\circ}C$  برای استخوان می باشد. دانسته شده است که اکریلیک سبب مرگ سلولهای استخوان در محل کاشت به خاطر گرمای پلیمریزاسیون یا اثرات موضعی منومر متیل متا کلریلات که از مواد خارج می شود، می شود. سمی بودن اثر دیگر در زمان کاشت می باشد که شامل ارگانهای مثل شش و قلب می شود. برخی تغییرات تنفسی قلب در بشر و

حیوانات آزمایشی تشریح شده و عمدتاً به خاطر اثرات گردش منومر متیل متا کریلات است. (۱۵)

آمین های حلقوی نوع سوم خیلی سمی هستند و ترکیب سرطانزا محسوب می شوند، آنها پس از واکنش با بنزوئیل پراکسید (BPO) اکسیده شده و به آمینهای نوع دوم و اکسیدهای آمین بدل می شود. به علاوه برخی آمینهای تغیر نیافته رها خواهند شد. مشکل دیگر سیمان های اکریلیکی لق شدگی در محل فصل مشترک سیمان - پروتز است. همچنین اتصال خوبی با استخوان نداشته و معمولاً باعث شکست می شود. با پوشش دادن پروتز با سیمان استخوان یا پلیمر PMMA لق شدگی سیمان - پروتز کاهش می یابد زیرا پوشش دادن باعث اتصال خوب بین سیمان و پروتز می شود.

انقباض سیمان حین پلیمریزاسیون نیز می تواند بر لق شدگی پروتز ها تأثیر بگذارد. مینیموم کردن فاصله های بین بافت سخت و پروتز در تثبیت طویل المدت پروتز ها مهم است. چسبیدن سیمان استخوان به استخوان و پروتزها ممکن است برای حل این مشکل مهم باشد. (۱۲). برای حل این مشکلات برخی ذرات استخوان را به سیمان استخوان اکریلیکی اضافه کرده اند که کاهش در تعداد تخلخل را باعث شده اما تولید مجدد استخوان را باعث می شود. اجزای دیگر که فرمولاسیون های سیمان استخوان اکریلیکی اضافه شده اند، هیدورکسی آپاتیت است که به صورت ذرات ریز اضافه شده است و از خواص مکانیکی حمایت کرده و ماکزیمم دمای سیمان را کاهش داده و تشکیل بافت استخوان را در اطراف کاشتنی با توجه به فرمولاسیون کلاسیک PMMA تسریع می کند. (۱۶)

سیمان های اکریلیکی معمولترین کاربرد برای ایمپلنت های غیر فلزی در ارتوپدی هستند. آنها معمولاً با اضافه کردن یک ترکیب غیر آلی که معمولاً باریوم سولفات است، رادیو اوپک (غیر شفاف) می شوند. اگر چه مقادیر کمی از نمک های غیر آلی که به طور ظریف در سیمان پخش شده اند با زمینه آلی PMMA سازگار نیستند. مطالعات روی اثر اضافه کردن این ترکیبات کاهش ذاتی خواص مکانیکی را آشکار کرد

که در این باره تافنس و استحکام کششی به طور قابل توجهی کاهش یافتند. همچنین باریم سولفات مقاومت شکست توده ماده را کاهش می دهد که می توان به عنوان یک چادره از متاکریلات که نسبت به نور اشعه X غیر شفاف است. استفاده کرد.

سیمان های استخوان فسفات کلسیم (CPBCS) شامل مایع (محلول یا محلول آبی) و یک پودر شامل یک یا بیشتر ترکیبات جامد کلسیم و یا نمک های فسفات است. در نتیجه اگر پودر و مایع با نسبت مناسب با هم مخلوط شوند خمیری تشکیل می دهند که با رسوب یک یا بیشتر از ترکیبات جامد دیگر که حداقل یکی از آنها فسفات کلسیم است، همواره بده و در دمای اتاق یا بدن گیرش ایجاد می کند. آنها نه تنها زیست سازگار هستند بلکه Osteotransductive نیز می باشند. یعنی پس از جایگذاری در عیوب استخوان پس از اینکه به آهستگی جذب شدند و به طور همزمان بایکدیگر به بافت استخوان جدید تبدیل شدند، باعث کامل شدن استخوان می شوند.

آنها همچنین ممکن است با سیمان های PMMA و پوشش های آپاتیت برای تثبیت پروتز های فلزی در ارتوپدی و ایلپنت شناسی دهانی رقابت می کنند (۲) زیرا آنها اتصال خوبی با فلز و استخوان برقرار می کنند. این سیمان ها به دلیل این که واکنش پلیمریزاسیون ندارند گرمایی تولید نمی کنند بنابراین مشکل مرگ سلولی که در سیمان های PMMA یک مشکل اساسی است. در این سیمان ها به چشم نمی خورند.

یکی از ویژگیهای این سیمان تشکیل هیدروکسی ایلپنت حین گیرش است که باعث سخت شدن سیمان می شود. Chow , Brown (۳) سیمان فسفات کلسیم خودگیر را گزارش کردند که شامل مخلوط تتراکلسیم فسفات ریز (TTCP) و دی کلسیم فسفات آبهنیدراس (DCPA) یا کلسیم فسفات دی هیدرات (DCPD) به عنوان فاز جامد است. وقتی این ترکیبات با آب مخلوط می شوند، سیمان تشکیل هیدورکسی آپاتیت میدهد. به دلیل اینکه سیمان فسفات کلسیم PH خنثی دارد و تنها فسفات کلسیم را شامل می شود، زیست سازگاری بالا و قابلیت تشویق استخوان سازی دارد. اطلاعات مستند نشان می دهد که سرعت تشکیل HA (هیدورکسی آپاتیت) می

تواند با حضور فسفات در محلول افزایش یابد. اخیراً سیمان کلسیم فسفات جدید که نیازی به TTCP ندارد گزارش شده است. در این سیمان ها، تشکیل HA بوسیله استفاده از محلول حاوی فسفات یا محلول PH بالا به عنوان فاز مایع بدست می آید. (۳)

سیمان های فسفات کلسیم می توانند پس از مخلوط شدن یا حین گیرش قالبگیری شوند یا به سادگی به عیوب استخوان تزریق شوند. بعضی سیمان های فسفات کلسیم وقتی تحت فشار قرار می گیرند به یک خمیر نازک خارج شده و جرم جامد داخل سرنگ تفکیک می شوند، بنابراین انتخاب خوب از خمیر ضروری است. خواص سیمان ها با استفاده از اضافه شونده ها تغییر می کند. (۵). همچنین می توان با تغییر در فرایند ساخت یا مواد اولیه مثلاً ریز کردن دانه های پودر، زمان گیرش و خواص مکانیکی سیمان را تغییر می دهد. (۶)

سیمانهای گلاس یونومر (GIC) و سیمانهای یونومری (IC) پ از سیمان های پایه سرامیکی هستند که اغلب در دندانپزشکی استفاده می شوند ولی کاربردهایی نیز در ارتوپدی و اعضای اسکلتی بدن دارد. این سیمان ها از ترکیب شدن یک اسید پلیمریک غلیظ (پلی اکریلیک اسید) با یک شیشه فلئور آلومینو-سیلیکات تخریب پذیر نیز به دست می آیند.

گرمزایی در این واکنش وجود نداشته و یا کم است و به علاوه این سیمان ها اتصال چسبنده بین فلز و استخوان تشکیل می دهند. (۷). این مواد برای کاربرد به عنوان سیمان ارتوپدی و جانشین استخوان در جراحی دهانی و صورتی ارزیابی شد است که مزایایی بر سیمان اکریلیک و هیدورکسی آپاتیت یا جانشین های تری کلسیم فسفات دارند. پیشنهاد شده است که اساس خواص Osteotransductive و اتصال با استخوان برای این سیمان ها تغییر یون ها در تماس بافتها در محل کاشت اپیلنت است. سیمان های یونومری می توانند آب جذب کنند ولی این مسأله باعث تغییر خواص آنها می شود. در ضمن این سیمانها یونهاى مختلفى مانند کلسیم، پتاسیم، سدیم، فلورید و آلومینیوم از خود آزاد می کنند که برخی اثر مثبت دارند و باعث

افزایش رشد استخوان در اطراف سیمان می شوند مانند فلورید و برخی نیز مانند آلومینیوم اثر منفی داشته و زیست سازگاری را کاهش می دهند (۸). برای غلبه بر برخی مشکلات رایج سیمانهای PMMA مانند عدم اتصال به استخوان استحکام مکانیکی نسبتاً پایین و تولید گرمای بالا طی پلیمریزاسیون، سیمانهای استخوان بیواکتیو (BA) که اتصال مستقیم با بافت استخوان زنده دارند و استحکام مکانیکی بسیار بیشتری از سیمانهای PMMA دارند و هنگام سخت شدن گرمای زیادی تولید نمی کنند، مورد استفاده قرار می گیرند.



خواص سیمان های استخوان اکریلیکی

خواص مکانیکی

در سال ۱۹۹۵، PASCUAL و همکارانش خواص مکانیکی سیمانهای اکریلیکی را با جایگزین کردن مقادیر مختلف منومر متیل متاکریلات (تا ۲۰ درصد) با اتوکسی تری اتیلن گلیکول مونومتاکریلات (TEG) اصلاح کردند. خواص مکانیکی با انجام آزمایشات کششی و فشاری انجام شد. به خاطر هیدروفیل بودن واحدهای اتیلن گلیکول موجود در TEG، قبل از آزمایش به منظور شناخت اثر آب روی خواص مکانیکی نمونه ها در محلول نمک NaCl ۹۰٪ در  $37^{\circ}C$  به مدت یک هفته غوطه ور شدند. مطابق شکل (۲) نمونه های متورم شده درجه هیدریداسیون تعادلی بر حسب درصد بین ۱/۲ تا ۲/۵ درصد را نشان دادند. این پارامتر با ارتباط بین وزن جذب آب و وزن نمونه خیس شده در حال تعادل بر حسب درصد تعریف می شود. استحکام فشاری در تمام مواد، بالای ۷۰ MPA است که کمترین مقدار مورد نیاز برای استاندارد ASTM است. با افزایش TEG در فاز مایع مدول یانگ کاملاً کاهش یافت در حالی که استحکام ماکزیموم کششی با افزایش غلظت افزایش می یابد. و همچنین افزایش کرنش کل و کرنش پلاستیک با غلظت های متفاوت TEG صورت می گیرد. (شکل ۲۰)

تنها اثر قابل توجه نمونه های ذخیره شده در محلول نمکی افزایش کرنش کل است که مربوط به اثر دخول آب به سیمان می شود یعنی اینکه داکتیلیته سیمان اصلاح شده بهبود یافته است. مطالعات تصویر برداری از شکست با میکروسکوپ الکترونی از سطوح شکست کششی سیمان استخوان رایج و سیمان استخوان اصلاح شده با TEG ۲۰٪ به ترتیب در شکل های ۲۴ و ۲۵ نشان داده شده است. سطح شکست می تواند به یک ناحیه صاف که ترک شروع می شود و یک ناحیه خشن که با گسترش ترک از منبع خشن تر می شود تقسیم می شود. ناحیه صاف شامل شروع ترک می شود که ترک به آسانی در آن رشد می کند. این ناحیه میتواند در سیمان استخوان اصلاح نشده مشاهده شود (شکل a ۲۴) و یک نوع مشخصه ترک در زمینه و دانه

های PMMA احساس می شود. در مقابل در سیمان استخوان اصلاح شده، ناحیه صاف به سختی احساس می شود (شکل ۲۵a). در سیمان اصلاح شده ترک برداشتن در زمینه بیشتر از دانه ها می باشد. ناحیه انتشار ترک (a ۲۴ و ۲۵a) در سیمان استخوان اصلاح شده با TEG بیشتر از سیمان اصلاح نشده است. از نتایج چنین بر می آید که سیمان استخوان اصلاح شده، تردی کمتری از سیمان اصلاح نشده دارد. در خشن ترین ناحیه (شکل ۲۵c و ۲۴c) انتشار ترک بین زمینه و دانه ها قابل تشخیص نیست.

بنابراین جایگزینی جزئی MMA توسط TEG، داکتیلیته بیشتر سیمان استخوان همراه با رفتار چقرمه تر در شکست را باعث می شود. که زمان کار پروتز HIP را افزایش می دهد. (۱۷). (شکل ۲۴ و ۲۵)

در سال ۱۹۹۷، Furman و Safa کنترل خواص مکانیکی سیمان استخوان PMMA را با تکنیک های تهیه در شرایط مختلف مخلوط کردن بررسی کردند. این عمل باعث بهبود خواص مکانیکی تا فنس شکست و خستگی می شود که به دو دسته تقسیم می گردند:

۱- آنهایی که برای رسیدن به بالاترین سطح کیفیت در مواد به کار می روند.

۲- آنهایی که برای بهبود خواص با تغییر ترکیب شیمیایی و فیزیکی مواد پایه انجام می شوند.

باید توجه داشت که سیمان استخوان اکریلیکی یک ماده هموزن نیست و از مواد مختلفی تشکیل شده است که اغلب آنها تخلخل ایجاد می کند، بنابراین سیمان استخوان یک کامپوزیت است. (۱۳)

Huiskes و Verdonschot رفتار دینامیکی خزش سیمان Simplex- P با دست مخلوط شده را در کشش و فشار سیکلی، تحت بارگذاری مشابه با بارگذاری فیزیولوژیکی بدن بررسی کردند. آنها دریافتند که خزش سیمان استخوان در کشش بسیار بیشتر از (۵ تا ۱۰ مرتبه سریعتر) از فشار است. همچنین در کشش، کرنش خزش در سیمان استخوان می تواند بیشتر از فشار از محدوده کرنش الاستیک بحرانی تجاوز کند. همچنین ناهمگنی های نمونه به خاطر تخلخل متغیر وزن مولکولی، جهت مندی زنجیر پلیمر و تنش های باقیمانده داخلی، می تواند یک نقش بزرگ در رفتار خزش در کرنش کم ایفا کند. Topolesky و همکارانش بیان نموده اند که:

تخلخل برای مقاومت خستگی سیمان استخوان تعیین کننده است زیرا ریز ترکها در حفرات جوانه می زنند. بنابراین بهتر است که تخلخل را حذف کرده و برای افزایش تافنس شکست مواد از یک تقویت کننده استفاده کنیم. مشکل نمونه های مخلوط شده با دست در اتمسفر هوا، حباب های هواست که در سیمان گیر می افتد. همچنین به دلیل گرمای واکنش ممکن است برخی منومرهای پلیمریزه نشده به صورت گاز بیرون روند که باعث ایجاد حفره می شود. جراح می تواند گاز را با فشار دست خارج کند. چندین تکنیک اخیراً توسعه یافته اند که گاز حبس شده را حذف می کنند.

ممکن است این تکنیک ها به تنهایی و یا به صورت گروهی استفاده شوند و شامل کاربرد خلاء برای مخلوط کردن، سانتریفوژ مخلوط و لرزاندن مخلوط می شوند. سرعت مخلوط کردن حدود یک هرتز است، سرعت های بیشتر باعث گرم شدن مخلوط می شود. متغیرهای زیادی مثل زمان و سرعت مخلوط کردن ... وجود دارند که می توانند در مخلوط کردن در خلاء تغییر کند. سانتریفوژ، روش دیگر برای خارج کردن حباب های گاز از سیمان است که در آن سیمان چگالتر به سمت بیرون می رود و همگنی خود را کاهش می دهد که در نتیجه اهمیت این اثر واضح نیست. ماشین های مخصوصی هستند که مخلوط کردن و سانتریفوژ را با هم انجام می دهند. لرزش مکانیکی نیز برای کاهش تخلخل در سیمان استفاده می شود. (۱۳)

در سال ۲۰۰۰، Mccullough و Buchanan و Walker، تأثیرات دما و شرایط مخلوط کردن در کیفیت و استحکام (PMMA) سیمان استخوان را بیان نمودند.

چندین تکنیک برای مخلوط کردن سیمان استخوان وجود دارد:

۱- مخلوط کردن دستی سیمان در ظرف روباز که همزن (Spatula) مورد استفاده قرار می گیرد.

۲- مخلوط کردن مکانیکی

۳- مخلوط کردن مکانیکی در خلاء

۴- عمل سانتریفوژ

۵- عمل سانتریفوژ در خلاء

کیفیت سیمان استخوان بعد از مخلوط کردن توسط روشهای بالا بیان شد. تکنیک دستی سطح بالایی از خلل و فرج را نشان داده است. ( $2/3 \pm 10$ ). در تکنیک سانتریفوژ، هر چند که میزان تخلخل کاهش یافته ولی خلل و فرج ها تمایل به انتشار دارند. مخلوط کردن مکانیکی سیمان در خلاء کمترین تخلخل را نشان می دهد که حدود  $0/5 \pm 0/5$  است.

Josty و Davies مطالعاتی را بر روی خواص مکانیکی و سطوح متخلخل سیمان استخوان سانتریفوژی و غیر سانتریفوژی انجام دادند. و افزایش ۵۴٪ در تنش نهایی و

افزایش ۳۶٪ در کشش برگشتی و استحکام خستگی سیمان سانتریفوژ دیده شده است. خصوصیت تر شوندگی پارامتر مهمی در مخلوط کردن سیمان استخوانی می باشد که نفوذ مایع به وزن مولکولی پلیمر حل شده بستگی دارد. (شکل ۲). هر چه دما بیشتر باشد نفوذ مایع افزایش می یابد. در روش های مخلوط کردن با افزایش دما ویسکوزیته مخلوط زیاد می شوند ولی سرعت افزایش ویسکوزیته به دمای اولیه مخلوط بستگی دارد. اگر دمای اولیه زیاد باشد سرعت افزایش ویسکوزیته زیاد می شود. اگر ویسکوزیته افزایش یابد، ترشوندگی پودر کاهش می یابد و این علتی است که باعث کاهش سرعت حل شدن PMMA در مونومر می شود در حالیکه دمای اولیه مخلوط کاهش یابد و این باعث افزایش زمان مخلوط کردن اجزا MMA - PMMA در ویسکوزیته پایین می شود. فاکتورهای اساسی مؤثر در ویسکوزیته مخلوط تورم پودر PMMA توسط مونومر و حل PMMA در مونومر می باشد و سیکوزیته MMA به قدری کم است که نمی توان آن را در ظرف چکه کن قرار داد. اما وجود PMMA حل شده، این مشکل را از بین می برد و ویسکوزیته را افزایش می دهد. و وقتی حل PMMA در مونومر کاهش یابد، دمای اولیه MMA - PMMA نیز کاهش می یابد. بنابراین افزایش زمان مخلوط کردن MMA - PMMA در ویسکوزیته پایین صورت می گیرد. به طور کلی کاهش دمای مخلوط کردن باعث کاهش ویسکوزیته مایع در حین مخلوط کردن می شود و همچنین باعث افزایش زمان می گردد تا مایع نفوذ کند. (۱۸) (شکل ۳)

از شکل ۴ و ۵ می توان فهمید که غلظت خلل و فرج ها از قسمت بیرونی نمونه های دیسکی به مرکز آن تغییر می کند، هر چند در دیسک های وکیوم، خلل و فرج زیادی وجود ندارد. علت اصلی این تفاوت در توزیع تخلخل، انقباض در حین مخلوط کردن می باشد. مخلوط کردن نمونه در دمای پایین دارای خصوصیات تر شوندگی کافی در پودر است که برای تولید نمونه کافی است و نمونه دارای پلیمریز مرطوب نمی باشد و همچنین ناحیه ای که نشان دهنده مخلوط کردن ناقص باشد وجود ندارد. (شکل ۶ و ۷) با آزمایشات انجام شده میتوان فهمید که با کاهش دما در مخلوط کردن اصلاح

در کیفیت سیمان تولید شده صورت می گیرد. مخلوط کردن ماشینی در دمای پایین (۲۸-) و زمان مخلوط کردن ۷s باعث کاهش تخلخل در پارامترهای به کاررفته نمی شود. هر چند زمان ۲s ماکزیمم زمان مخلوط کردن است

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)



تقویت سیمان PMMA و سیمان استخوان (Simplex - P)

نتایج مطالعات Topoleski و همکارانش نشان داد که هم سانتریفوژ کردن و هم تقویت با رشته Ti عمر خستگی سیمان استخوان را حدود پنج برابر افزایش می دهد. آنها پیشنهاد کردند که کاهش تخلخل با سانتریفوژ و تقویت سیمان ممکن است بطور مشترک عمل کرده و بهبود خستگی را باعث شود. کاهش حفره اثر بیشتری روی مقاومت شروع ترک دارد و با تقویت با رشته یا ایجاد انحراف ترک انفصال -رشته زمینه، بیرون کشی رشته و شکست نرم رشته به عنوان مکانیزم جذب کننده انرژی این مقاومت همیشگی می شود. (۱۳)

Gilbera و همکارانش بهبود خواص مکانیکی PMMA خود تقویت شده را نسبت به سیمان استخوان PMMA یکدست و Simplex - P که در خلاء مخلوط شده مشاهده کردند. کامپوزیت PMMA خود تقویت شده از رشته های PMMA کشیده شده که به طور پیوسته به شبکه سیمانی PMMA اضافه شده است، تهیه شدند دو نوع سیمان خود تقویت شده با رشته های 120 $\mu$  و 40 $\mu$  تهیه شدند. کرنش شکست برای سیمان های با رشته 120 $\mu$  بیشترین بود. که این مقدار حدود سه برابر سیمان PMMA یکدست است. مدول خمشی برای مواد خود تقویت شده زیاد بهبود نیافت، اما داکتیلیته افزایش یافت. تافنس شکست برای سیمان خود تقویت شده بیشتر است. آزمایشات خستگی خمشی آشکار کرد که مواد خود تقویت شده استحکام شکست بسیار بیشتر (حدود ۴ برابر) دارند. اضافه کردن رشته، کامپوزیتی بوجود می آورد که مکانیزم آسیب دیدن آن گسترده وسیعی مانند انحراف ترک و بیرون آمدن رشته در مورد مواد همگن و یکپارچه وجود ندارد، دارد.

همانطور که قبلاً ذکر شد یکی از مشکلات اساسی سیمان های استخوان اکریلیکی، لق شدگی و انفصال ایمپلنت می باشند. در سال ۱۹۹۸، Sadao و همکارانش یک سیمان استخوان اکریلیکی جدید که هم می تواند به استخوان و هم به پروتزاها بچسبید را گسترش دادند. این سیمان با پایه منومر MMA شامل ۴-متاکریلوی لوکسی تری ملیتیت آنهیدرید (۴-META) به عنوان عامل افزایش چسبندگی

است. علاوه بر آن ذرات هیدروکسی آباتیت به سیمان حاوی META-۴ به عنوان پرکننده قابل جذب اضافه شدند. آنها اثرات این دو ماده را روی میزان چسبندگی و افزایش استحکام سیمان استخوان بررسی کردند. فاز مایع این سیمان شامل منومر MMA و META-۴ و تری -n- بوتیل بوران (TBB) به عنوان آغازگر بوده و پودر آن PMMA است یعنی سیمان TTB -MMA/META-۴.

خواص مکانیکی سیمان استخوان شامل پرکننده HA :  
اثرات ذرات HA را روی برخی خواص مکانیکی سیمان استخوان با META-۴ و بدون META-۴ مورد بررسی قرار می گیرد.

در غیاب META-۴ مقدار حد تناسب فشاری به میزان HA دو سیمان استخوان بستگی ندارد، در حالیکه مقدار استحکام کششی و حد تناسب خمشی با افزایش درصد HA کاهش می یابد. META-۴، خواص مکانیکی را به طور قابل توجهی بهبود می بخشد. همچنین META-۴، چسبندگی ذرات HA به شبکه سیمان اکریلیکی را باعث می شود. ذرات HA در صورت نچسبیدن به شبکه عیوبی ایجاد می کنند. پس ذرات HA اثر منفی روی سیمان ندارند و چونکه META-۴ برای اتصال ذرات HA استفاده می شود. ذرات HA در سطح سیمان جایگزین شده و برای تماس مستقیم با استخوان در (شکل ۲۶-۲۵) دسترس قرار می گیرند.

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

یکی از راههای بهبود خواص مکانیکی تقویت سیمان با فیبر در رشته می باشد. Topolesky و همکارانش دو آزمایش روی سیمانهای استخوان تقویت شده با رشته های تیتانیوم انجام داده و ویژگی های فرو رفتن سیمان به شکافها و خواص شکست این سیمان ها را بررسی کردند. آزمایشات تافنس شکست و شکست خستگی روی دو نوع نمونه خستگی (نمونه صاف و نمونه ناچ شده) انجام شد. نمونه صاف یا صیقلی، مینیموم ترک را در سطح داشت. عمر نمونه صیقلی به شروع ترک خستگی (FCI) و انتشار ترک خستگی (FCP) بستگی دارد. دو سیمان استخوان تجاری در این آزمایش استفاده شد: نوع A، یک سیمان ویسکوز استاندارد (Simplex - P) و نوع B، سیمان استخوان با ویسکوزیته کم می باشد. برای هر نوع رشته (هر درصد حجمی) یک افزایش کافی در تافنس شکست بیش از نمونه کنترل وجود داشت. به طور خلاصه اضافه کردن ۰.۵٪ حجمی رشته تیتانیوم منجر به افزایش تافنس شکست در محدوده ۰.۵۶٪ - ۰.۳۷٪ شد. چهار اثر در سطوح شکست با آزمایش SEM مشاهده شده است: سیمان استخوان نوع A تافنس شکست به مراتب بیشتر از سیمان استخوان نوع B داشت. هیچ اختلاف مهمی بین سیمان استخوان نوع A و نوع B تقویت شده با ۰.۵٪ حجمی وجود نداشت که نشان می دهد اثر تقویت بسته به شبکه سیمان دارد. بنابراین شبکه ویس کوزیته کم درصد حجمی رشته بیشتری نیاز دارد.

۱- رشته های تیتانیوم تغییر شکل پلاستیک دارند و پارگی نرم حین شکست نمونه داشتند.

۲- رشته های تیتانیوم که به آنها تنشی وارد نشده و زمینه PMMA در تماس مستقیم با رشته بود.

۳- رشته های تیتانیوم که از زمینه طی شکست نمونه جدا شوند.

۴- رشته های تیتانیوم صفحه گسترش ترک را تغییر دادند.

سیکلهای اصلی تا شکست برای نمونه ناچ نشده در هر سطح تنش خیلی متفاوت بود. برای مطالعات فروروندگی، هشتب فمور از چهار سنگ تهیه شدند. یکی از جفت فمورها با سیمان تقویت نشده و دیگری با سیمان تقویت شده با تیتانیوم پر شدند.

میله فولادزنگ نزن، برای شبیه سازی ساقه مصنوعی به سیمان اضافه شد. به خاطر مورفولوژی نامنظم استخوان، تعیین کمیت عمق فرورفتگی ممکن نبود اما در عوض مشاهدات عمومی و ویژگی های فرورفتگی انجام شد. سیمان استخوان تقویت نشده عموماً به شکاف های استخوان اسفنجی نفوذ می کرد. اگر چه برای نفوذ به استخوان اسفنجی موفق نمی شد (شکل ۳۳a) ظاهراً سیمان Ti-PMMA به استخوان اسفنجی در فصل مشترک متخلخل استخوان نفوذ می کند. در این مورد مشاهده شد که سیمان استخوان به شکاف فرورفتن سیمان نشدند اما به ندرت خود رشته هادر شکاف ها مشاهده شدند. در آزمایشات خستگی نمونه های ناچ شده و ناچ نشده ترکیبی از تقویت با رشته و سانتریفوژ منجر به بهبود ذاتی در عمر خستگی سیمان استخوان در هر سطح تنش می شوند یعنی اثرات تقویت با رشته و سانتریفوژ می توانند با یکدیگر جمع شود. ممکن است کاهش تخلخل یا کاهش مکانهای دارای پتانسیل برای شروع ترک اثر ابتدایی روی شروع ترک و انتشار آن داشته باشد. به علاوه تقویت سیمان روی زمان مخلوط کردن، زمان پلیمریزه شده و گرمای پلیمریزاسیون تأثیر خواهد گذاشت. مدول الاستیسیته یک پارامتر مهم برای ماده بوده و به سختی به عنوان تابعی از میزان رشته تغییر می کند اگر چه مطالعات اولیه پیشنهاد می کند که مدول با ۰.۵٪ رشته تغییر نمی کند. رشته ها عموماً به شکاف نفوذ نمی کنند بنابراین قفل شدگی مکانیکی در فصل مشترک (یعنی سیمان در داخل شکاف ها) تقویت نشده است و همچنین مهم نیست که میزان رشته چقدر باشد، زیرا زمینه، همیشه PMMA خواهد بود و تنها PMMA تقویت نشده در تماس با استخوان خواهد بود بنابراین فصل مشترک سیمان - استخوان همیشه تقویت کننده نشده است. در سیمان تقویت شده، سرعت انتشار ترک کندتر از سیمان تقویت نشده است. سانتریفوژ کردن Ti-PMMA هم مقاومت شروع و هم مقاومت انتشار ترک را بهبود می بخشد و اگر شکست در ناحیه ای از فصل مشترک سیمان - استخوان

شروع شود، سیمان - استخوان تقویت شده مقاومت انتشار ترک بالاتر داشته و رشد ترک را کند یا متوقف خواهد کرد. (۱۴)

یکی دیگر از خواص مهم سیمانهای استخوانی، خواص برشی آنها می باشد. از آنجا که معمولاً مدول الاستیسیته سیمانها بیشتر از مدول استخوان است، این اختلاف مدول باعث ایجاد تنش های برشی در فصل مشترک سیمان - استخوان می شود که این تنش برشی مسئول لق شدگی پروتز است. در سال ۱۹۹۸، Funk و Litsky در مطالعاتی روی خواص برشی فصل مشترک سیمان - استخوان در خارج از بدن با استفاده از دو نوع سیمان استخوان PMMA رایج و دانه های پلی بوتیل متاکریلات در زمینه متیل متاکریلات (PBMMA) انجام دادند. تستها در امتداد فصل مشترک انجام شد. آزمایشات خواص برشی روی استخوان اسفنجی و روی هر سیمان به طور جداگانه انجام شد. دانسیته ظاهری سیمان استخوان ارتباط مستقیم با مدول الاستیک و استحکام فشاری و استحکام برشی دارد و مدول الاستیک و استحکام فشاری متناسب با مجذور دانسیته ظاهری است. دمای شیشه ای PMMA،  $114^{\circ}C$  است. بنابراین در دمای بدن رفتار ترد دارند. ولی دمای تبدیل شیشه ای PBMMA،  $27^{\circ}C$  است، دانه های PBMMA در دمای بدن حالت لاستیکی داشته و مدول الاستیک سیمان را کاهش و انعطاف پذیری آن را افزایش می دهد. PBMMA در دمای  $37^{\circ}C$  مدول الاستیک  $0.27 \text{ Gpa}$  از دیاد طول کششی تنهایی بیش از ۴۰٪ و کاربیشتر برای شکست نسبت به PMMA دارد. چونکه استخوان و سیمان به یکدیگر نفوذ می کنند، لذا یک فصل مشترک منفرد بین آنها نیست. در واقع یک ناحیه کامپوزیت از استخوان اسفنجی و سیمان که از یک طرف با استخوان اسفنجی و از طرف دیگر با سیمان فصل مشترک پیدا می کنند، ایجاد می شود. اندازه ناحیه کامپوزیت اثر مستقیم روی استحکام فصل مشترک سیمان - استخوان دارد. افزایش میزان نفوذ PMMA به استخوان اسفنجی قفل شدگی مکانیکی را بهبود می بخشد که باعث افزایش استحکام برشی و تانفس شکست فصل مشترک می شود. یک ارتباط مثبت بین استحکام استخوان و استحکام برشی فصل مشترک وجود دارد. از

طرفی با افزایش دانسیته استخوان، نفوذ سیمان مشکل تر می شود. Macdonald و همکارانش دریافته اند که دانسیته، فاکتور غالب در تعیین استحکام برشی و فصل مشترک است. یک نمونه با دانسیته استخوان پایین و نفوذ سیمان جذب ممکن است استحکام برشی فصل پایین تر از نمونه ای با دانسیته بالاتر و نفوذ سیمان کمتر داشته باشد. بنابراین برای یک دانسیته معلوم، افزایش نفوذ سیمان استحکام برش فصل مشترک را افزایش می دهد. (۱۱) شکل ۳۶

مدول برشی کم همراه با مدول الاستیک کم PBMMA باعث کاهش تنش های تماس موضعی می شود. مقایسه استحکام و مدول برشی در فصل مشترک استخوان- کامپوزیت تفاوت کمی را بین PMMA و PBMMA نشان می دهد. استحکام برشی نمونه های PMMA کمی بیشتر از PBMMA بود. در ناحیه کامپوزیت، استحکام و مدول برشی نمونه های PMMA به مراتب بیشتر از استحکام و سفتی نمونه های PBMMA و استخوان اسفنجی در ناحیه کامپوزیت خیلی بیشتر از نمونه های PBMMA نیست در حالی که مدول برشی استخوان اسفنجی کمتر از نمونه های ناحیه کامپوزیت استخوان- PMMA است. همچنین به نظر می رسد که برای ناحیه کامپوزیت استحکام و مدول برشی برای نمونه های PBMMA وابسته به ساختار استخوان اسفنجی باشد. نواحی کامپوزیت PMMA و استحکام و مدول برشی خیلی بیشتری از PBMMA دارند که تمایل به خواص سیمان PMMA را دارند. خواص برشی هر ناحیه کامپوزیت با ماده سفت تر مشخص می شود. برای هر سیمان استحکام و مدول برشی در فصل مشترک های هر طرف ناحیه کامپوزیت، با مواد خالص کنترل می شود بنابراین در فصل مشترک استخوان- کامپوزیت، خواص برشی از خواص استخوان اسفنجی پیروی می کند و همین طور در فصل مشترک سیمان- کامپوزیت، خواص سیمانها تعیین کننده خواص است. در ناحیه کامپوزیت، استحکام و مدول برش از ماده سفت تر اقتباس می شود که این ماده برای کامپوزیت استخوان- PBMMA استخوان اسفنجی و برای کامپوزیت PMMA و PMMA است. طبیعت نرم سیمان استخوان PBMMA یک مزیت است که تنش های تماس زیاد را کاهش

می دهد و مانع تشکیل ذرات در فصل مشترک می شود. PMMA یک ماده ترد است که در شکست های ریز، ذرات سیمان را در فصل مشترک رسوب می دهد. انعطاف پذیری PBMMA، تافنس افزایش یافته آن در مقایسه با PMMA آن را در برابر شکست مقاوم می کند. (۱۱)

همانطور که قبلاً ذکر کردیم، استفاده از سیمان با مدول کاهش یافته باعث کاهش تنش های تماسی در فصل مشترک سیمان - استخوان می شود، در سال ۱۹۹۸، Listsky , yetkinler رفتار ویسکوالاستیک سیمان PBMMA که مدول کمی دارد را بررسی و با سیمان PMMA مقایسه کردند. در تنش های تماسی موضعی در فصل مشترک سیمان - استخوان را که نقش مهمی در شروع لق شدگی بازی می کنند را بررسی می کردند. یک سیمان استخوان با مدول کاهش یافته می تواند این تنش های تماسی موضعی را کاهش دهد. در ضمن اینکه خواص ویسکوالاستیک این چین سیمانی، مشکل نشست طویل المدت را در سیستم ایمپلنت بالا می برد. (۱۹)

پارامترهای گیرش و زیست سازگاری

سیمان های اکریلیکی در حین پلیمریزاسیون گرمای زیادی تولید می کنند. و همچنین به علت وجود منومر متیل متاکریلات سمی هستند. در راستای رفع این عیوب در سال ۱۹۹۵، Tanzi و Sket خواص مکانیکی و دمای پلیمریزاسیون سیمان اکریلیکی را با جایگزین کردن مقادیر مختلف منومر متیل متاکریلات (تا ۲۰ درصد) با توکسی تری اتیلن گلیکول مونومتاکریلات (TEG) اصلاح کردند. اضافه کردن TEG به سیمان به طور قابل توجهی ماکزیموم دمای پلیمریزاسیون را کاهش داده و زمان گیرش و زمان کار کردن را افزایش می دهد. شکل ۴۴ نمودارهای گرمایی سیمان استخوان اصلاح شده با جایگزین کردن جزئی MMA توسط TEG را نشان می دهد. افزودن TEG باعث کاهش پیک دما تا  $15^{\circ}\text{C}$  به ازای TEG ۲۰٪ در فاز مایع می شود. عموماً پلیمریزاسیون منومرهای وینیلی رهایش گرمای مشابه با منومرهای اکریلیکی را دارند لذا کاهش پیک دمای پلیمریزاسیون سیمان استخوان اصلاح شده



به سرعت کمتر پلیمریزاسیون TEG میتواند نسبت داده شود. به عبارت دیگر با افزایش TEG زمان گیرش تا حدود ۳ دقیقه افزایش می یابد. این افزایش میتواند مطلوب باشد. زیرا باعث افزایش زمان کار کردن می شود. منومرهای باقیمانده در سیمان، تغییر زیادی در پیک دما نمی دهد. و در واقع نه تنها مقادیر پیک دما را کاهش می دهد بلکه Tg را نیز کاهش می دهد. (۱۷)

در سال ۱۹۹۸، Jen - ming و همکارانش اثر اصلاح تری کلیسم فسفات (TCP) هیدروکسی اتیل متاکریلات (HEMA) و اتیلن گلیکول دی متا کریلات (EGDMA) را روی زمان و دمای حین کار سیمان های استخوان اکریلیکی را بررسی کردند.

با افزایش درصد TCP، دمای تجزیه سیمان افزایش یافت، اما در مورد HEMA و EGDMA چنین اثری مشاهده نشده است.

در ارتباط با بهبود خواص سیمان های استخوان اکریلیکی در سال ۱۹۹۸، ELVIRA و همکارانش اثر افزودن اجزای فعال پلیمری ۵-هیدروکسی -۲- متاکریلامید و بنزوئیک اسید (HMA-۵) و ۲-هیدروکسی اتیل متاکریلات (HEMA) که از اسید لیسینیک گرفته می شود را روی خواص سیمان های اکریلیکی مانند پارامترهای گیرش و پارامترهای سینتیکی بررسی کردند. منومر HEMA توانایی تشکیل ترکیبات ملکولی با اتم های کلسیم را دارد که میتواند تولید مجدد استخوان را در کاربردهای این مواد تسهیل کند. منومر HMA-۵ برای حل کردن HMA-۵ در فاز مایع به فرمولاسیون اضافه می شود. زیرا HMA-۵ در منومر MMA غیر قابل حل است. منومر HEMA به خاطر افزایش ویژگی هیدروفیل بودن فرمولاسیون ها به منظور افزایش حجم سیمان جهت تسهیل انطباق با سطح استخوان به فاز مایع اضافه می شود. (۱۶) و اصلاح سیمان با HMA-۵ و HEMA موادی ایجاد می کند که زیست سازگاری را افزایش می دهد (۱۶).

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

بررسی خواص سیمان های فسفات کلسیم اثر افزودنی های مختلف و دما روی برخی خواص سیمان فسفات کلسیم آپاتیتی در سال ۱۹۹۵، GINEBERA و همکارانش اثر مواد مختلف را روی خواص سیمان فسفات کلسیم آپاتیتی بررسی کردند. با افزودن برخی مواد می توان برخی پارامترها و خواص سیمان را تغییر داد. اثر اضافه شونده های متفاوت و دما روی دمای شروع دمای پایان و استحکام فشاری بررسی کرد.

سیمان مورد آزمایش شامل پودر با ترکیبات زیر: (هیدروکسی آپاتیت با کلسیم کم رسوب کرده) PCDHA٪ و TCP -  $\beta$  ۱۵٪ و TCP -  $\alpha$  ۸۳٪ و مایع با ترکیب: محلول  $Na_2HPO_4$  می باشند. اضافه شونده ها هم می توانند به پودر و هم به مایع اضافه شوند. (۵)

اثر دما

اثر دمای بدن روی گیرش سیمان مثبت است چونکه در دمای  $37^{\circ}C$ ، سرعت گیرش، بیشتر از دمای اتاق است. اثر دما روی زمان گیرش و زمان نهایی گیرش به عنوان تابعی از میزان تسریع کننده ( $Na_2HPO_4$ ) در سیمان مایع قابل تعیین است. ثابت می شود که  $Na_2HPO_4$  در مایع سیمان گیرش را تسریع می کند.

اثر سیالات بدن و خون

به منظور در نظر گرفتن اثر تماس با سیالات بدن،  $Na_2HPO_4$  ۲۵٪ به مایع سیمانی اضافه شد و مشاهده شده است که کربنات ها اثر زیان آور روی گیرش به سیمان دمای اتاق دارند اما در دمای بدن تأثیری ندارند.

با توجه به آزمایشات انجام شده متوجه شدند که ترکیب مواد ارگانیک و غیر ارگانیک یعنی شبیه سازی خون و دیگر سیالات بدن اثری روی مشخصات گیرش و استحکام فشاری نداشت. بنابراین تماس نزدیک با محلول های آبکی شبیه سیالات بدن و خون در دمای بدن روی مشخصات گیرش و استحکام فشاری بی تأثیر بود.

یک موضوع مورد بررسی این است که آیا اضافه شونده های خاص، مزیت تأثیر روی خواص سیمان را دارند یا نه؟

اضافه شونده کربنات

کربنات به صورت های  $K_2CO_3$ ,  $Na_2CO_3$ ,  $NaHCO_3$  در سیمان مایع حل شده و یا به صورت پودر به سیمان اضافه می شود. از نتایج بدست آمده ثابت می شود که اگرچه  $Na_2HPO_4$  در سیمان مایع، گیرش را تسریع می کند اما استحکام فشاری نهایی را کاهش می دهد. به علاوه کربنات ها در سیمان مایع و جامد گیرش را تأخیر داده و افزایش سرعت مستحکم شدن و برگرداندن استحکام نهایی سیمان به میزانی که از اول بدون استفاده از تسریع کننده داشت را باعث می شود. بنابراین اضافه کردن کربناتهای قابل حل به دلیل ممانعت از گیرش مضر هستند.

اثر افزودنی منیزیم

جانشین دیگر سیالات بدن منیزیم بود که یا به صورت  $MgO$  یا به صورت  $MgHPO_4 \cdot 3H_2O$  در پودر سیمان استفاده شد. مشاهده شده است که ترکیبات منیزیم قابل حل برای سیمان نامناسب هستند به دلیل این که آنها کاملاً مانع مستحکم شدن سیمان می شوند. این مسأله مورد انتظار است زیرا که یون های  $Mg^{2+}$  می توانند باعث تأخیر یا حتی ممانعت رسوب و رشد آپاتیت در محلولهای فسفات کلسیم فوق اشباع یا کاملاً اشباع با توجه به  $OCP$  (اکتا کلسیم فسفات) در

$PH$  خنثی شوند. ثابت شده است که یون های  $Mg^{2+}$  به طور برجسته ای رشد آپاتیت را با قفل کردن مکان های رشد فعال بواسطه جذب در سطح کریستالهای آپاتیت به تأخیر می اندازد. (۵)

اثر افزودنی های آلی

تمام مواد آلی تست شده زمان گیرش را افزایش و استحکام را به طور قابل ملاحظه ای کاهش داده اند و در نهایت آشکار شد که اکثر افزودنی های آلی روی خواص سیمان اثر زیان آور دارند. (۵)

خلاصه نتایج به صورت زیر است:

- گیرش دردمای بدن سریعتر از دمای اتاق است.
- کربنات های قابل حل نمک های منیزیم اضافه شونده به پودر تأخیر یا ممانعت گیرش را باعث می شد.
- چندین ماده آلی استفاده شدند که تماماً گیرش را به تأخیر انداختند و استحکام سیمان را کاهش دادند. (۵)

استحکام مکانیکی In Vivo و In Vitro

در سال ۱۹۹۸ Yamamata و همکارانش استحکام مکانیکی سیمان فسفات کلسیم را داخل و خارج بدن بررسی کردند، دو سیمان A و B جهت بررسی خواص مکانیک بررسی شدند. سیمان A شامل  $\alpha$ -TCP ۹۵٪ و DCPD ۵٪ و سیمان B شامل  $\alpha$ -TCP ۹۰٪ و DCP ۱۰٪ بود.

اندازه همه پودرها ۵-۱۰ میکرون بود. حلال محلول سولفات کند روتین سدیم بود که شامل ۱۰٪ سولفات کند روتین سدیم و ۱۲٪ سدیم هاکسینیت و ۷۸٪ آب بود. در این مجموعه تست های مکانیکی استحکام فشاری مواد در In Vitro دو برابر قویتر از In Vivo بودند. این امر مربوط به کیفیت می شود. زیرا که نمونه های In Vitro به راحتی می توانند با کیفیت خوب و با هیچ حبابی ساخته شوند. اما نمونه های In Vivo به خاطر خون در فرایند جراحی و خطرات ممکن است با کیفیت پایین ساخته شوند.

سیمان A در هر دو قسمت استحکام فشاری In Vitro و In vivo قوی تر از سیمان B بود. در تست نیروی بیرون کشی In vitro نیز سیمان A از سیمان B قویتر بود. در حالیکه در تست بیرون کشی In Vivo اختلاف مهمی بین دو سیمان A و B نبود. هر تست استحکام انجام شده روی سیمان A نشان داد که استحکام مکانیکی در ۲

هفته افزایش اما در ۴ هفته پس از مخلوط کردن کاهش یافت. این تغییرات استحکام مکانیکی مربوط به سینتیک تبلور مجدد می باشد. زیرا که خواص مکانیکی بر اساس پیشرفت تبلور مجدد افزایش می یابد. اما تخریب یا جذب شدن پس از بلوری شدن شروع می شود. (۴)

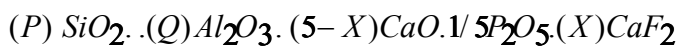
محلول  $NaH_2PO_4$  استحکام بهتری نسبت به  $NaOH$  به سیمان می دهد. بنابراین می توان نتیجه گرفت که اگر در سیمان های فسفات جدید را ارائه شده مواد اولیه به صورت خرد شده مورد استفاده قرار بگیرند و محلول مورد استفاده  $NaH_2PO_4$  باشد، زمان گیرش کمتر و استحکام بالاتر و تشکیل HA بهتری را خواهیم داشت.

خواص سیمان های گلاس یونومر

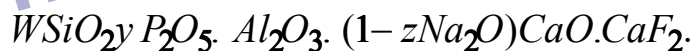
سیمان های گلاس یونومر یا یونومری از سیمانهای پایه سرامیکی است که اغلب در دندانپزشکی استفاده می شود ولی کاربردهایی در ارتوپدی نیز دارند. این سیمانها مزایایی بر سیمان ها PMMA دارند که عبارتند از:

- ۱- گیرش سریع
- ۲- استحکام فشاری بالا
- ۳- چسبیدن به مینا و عاج در دندان و چسبیدن به فلز و استخوان به صورت شیمیایی
- ۴- رهایی یون های استخوان ساز مثل فلوراید و کلسیم.
- ۵- به دلیل اینکه واکنش گیرش یک واکنش خنثی سازی است، واکنش غیر گرمازا است. لذا مشکل آسیب به بافتها در بستر کاشت مواد کمتر وجود دارد.
- ۶- توانایی قالبگیری و شکل دادن سیمان در محل کاشت
- ۷- حداقل انقباض هنگام گیرش هنگام استفاده.
- ۸- امکان افزودن داروها و عوامل رشد.

مشابه مواد یونومری قبلاً موفقیت آمیزی برای اصلاحات دندان استفاده شده است. این سیمانها با رها کردن یون فلوراید مقاومت پوسیدگی دندان را افزایش می دهند. سیمان های گلاس یونومر، فرمول شیمیایی متفاوتی را دارا هستند مانند:



$P$  و  $Q$  و  $x$  کسرهای مولی هستند. در این فردول وقتی میزان  $CaO$  زیاد می شود میزان سیلیکا و آلومینا برای اطمینان از تشکیل شیشه زیاد می شود. وقتی میزان فلورید شیشه با  $CaF_2$  تغییر می کند، میزان  $CaO$  از متغیر  $x$  تأثیر می پذیرد. (۸) یا فرمول به صورت زیر است:



$W$  و  $y$  و  $Z$  کسرهای مولی هستند.

تشکیل استخوان در اطراف سیمان های یونومری

تمام سیمان های یونومری در سطحشان تشکیل استخوان جدید می دهند و عموماً استخوان جدید به طور پیوسته از سطح ایمپلنت تا سطح بیرونی استخوان تشکیل می شود. در اغلب موارد، فصل مشترک ایمپلنت و میزبان بالایه ای از استخوان سلولی و ظاهراً رشد کرده به طور معدنی متغیر، مشخص می شود. (شکل ۱۳)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)



در سال ۱۹۹۸ BLADES و همکارانش پاسخ بیولوژیکی دو سیمان یونومری را بررسی می کردند، در آزمایشی که با دو نمونه LG۲۶ و LG۳۰ و PMMA به عنوان نمونه کنترل انجام شد نتایج زیر به دست آمد:

پس از شش هفته استخوان، اطراف نمونه های (کاشتنی به صورت میله سخت) PMMA و LG۲۶ و LG۳۰ را محاصره کرده بود. در تمام موارد ایمپلنت های PMMA با استخوان تراکولار که به طور محیطی قرار گرفته و از ایمپلنت با بافت رشته ای غشا به (صورت جزئی) تفکیک شده بود، احاطه شده بودند، در ایمپلنت های LG۳۰ و LG۲۶ نیز استخوان تراکولار وجود داشت که با استخوان بافته شده از ایمپلنت تفکیک شده بود. (شکل b و ۱۴a) در ایمپلنت های PMMA استخوان تراکولار بسیار خوب میزالایزه (معدنی شدن) شده بود. در مقابل بافت های بین لایه ای بین ایمپلنت و استخوان LG۲۶ و LG۳۰ کاشته شده در حیوانات خیلی جزئی میزالایزه شده بود. در مورد ایمپلنت های خمیری سیمان واکنش بافت شناسی و درجه متیزالایزه شدن برای ایمپلنت های PMMA شبیه ایمپلنت های PMMA میله سخت بود. در مورد سیمان های خمیری LG۲۶ و LG۳۰ مخلوطی از بافت رشته ای و استخوان که به طور کمی میزالایزه شده بود مشاهده شد. به علاوه استخوان تراکولار از قبل وجود نزدیکی ایمپلنت به طور متغیر مینرالایزه (کاهش مواد معدنی) شده بود. (مینرالایزه شدن موضعی استخوان در محل کاشت آن کاملاً شبیه اثر محیط PH پائین در محل کاشت است. چنین محیطی باعث حل شدن مواد معدنی استخوان می شود. از مینرالایزه شدن در داخل بدن (Invivo) شبکه استخوانی با نمکهای آلومینیوم به علاوه نمکهای آلومینیوم کاشته شده و به صورت موضعی با استخوان ممانعت شد. (۷) می توان میزان تشکیل استخوان جدید را با افزایش ترکیباتی مانند کربنات سدیم (سودا) و کلسیم فلورید تغییر داد. افزایش آنها میزان تشکیل استخوان جدید را افزایش می دهد و همچنین کاهش فلورید کلسیم، ضخامت استخوان جدید تشکیل یافته را کاهش می دهد. میزان مناسب یون های کلسیم و فلورید برای عیوب استخوان مفید است. (۸)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

[www.kandoo.cn.com](http://www.kandoo.cn.com)

رهایش یون ها از سیمان یونومری و بررسی اثرات آنها در سال ۱۹۹۸، DEVLIN و همکارانش اثر رهایش یون بر زیست سازگاری سیمانهای یونومری را در خارج از بدن بررسی کردند. نتایج یکسری از آزمایشات در مورد سیمان های یونومری نشان داد که رهایش یون سدیم از شیشه با افزایش میزان آنها در ترکیب شیشه افزایش می یابد. این نتیجه در مورد پتاسیم هم صادق است. همچنین سیمان های یونومری که شامل یون فلز قلیایی (کاتیون تک ظرفیتی) زیادی هستند، رهایش فلورید زیاد دارند. (۹) و همچنین ثابت شد که هنگامی که میزان کل فلورید موجود یک عامل تعیین کننده مهم پاسخ بیولوژیکی است تحرک یون ها داخل زمینه سیمان و مشخصات رهایش آنها فاکتورهای مهمی هستند که بر پاسخ بیولوژیکی ایجاد شده تأثیر می گذارند. (۸) افزایش رهایش یون آلومینیوم از مواد یونومری به طور منفی با پاسخ استخوان سازها در خارج از بدن ارتباط دارد. (۸). یون های Al نشان داده اند که باعث کاهش تشکیل استخوان می شوند و در غلظت های بالا از میزالایزه شدن استخوان جلوگیری می کنند و ثابت شده که AL باعث تحریک کلسیم در استخوان با مکانیزم وابسته به سلول می شود. در مقابل غلظت های پایین Al باعث تحریک جهت ازدیاد و تمایز استخوان سازها در خارج از بدن گزارش شده است. در حالیکه نشان داده شده است که Al در استخوان، تغییری در اثرات سمی کلینیکی مانند کاهش فعالیت ترمیم استخوان و مقاومت کاهش یافته ویتامین D در برابر بیماری osteomalacia نرم شدن استخوان به علت آهکی شدن ناقص و جذب زیاد فسفات و کلسیم آن) را باعث می شود. آشکار شده است که یون های آلومینیوم در سمی بودن سیمان یونومری در خارج بدن شرکت دارد که اثر آن بستگی به میزان آن دارد و سیمانهایی که آلومینیوم کمتری دارند، زیست سازگاری بهتری در مدل سلول استخوان به کار رفته دارند. کاربرد در پزشکی برای سیمانهای یونومری، خصوصاً آنهاییکه برای ترمیم بافت استخوان و ارتوپدی استفاده می شوند به این صورت است که این مواد باید بر پایه شیشه هایی که رهایش یون آلومینیوم کم دارند باشند. این مشاهدات با مطالعات

اخیر In Vivo خصوصاً آنهایی که با عیوب میزالایزه شدن استخوان اطراف سیمان یونومری همراه است، منطبق است. شکل (۹)

سیمان های بیواکتیو

از سال ۱۹۹۳، سیمانهای بیواکتیو (BA) در ۳۰ مورد کلینیکی در دانشگاه کیوتو برای تثبیت پروتز هیپ به کار رفته اند. در اینجا یک نوع سیمان بیواکتیو با ترکیب  $Ca - SiO_2 - P_2O_5 - MgO - CaF_2$  (شیشه سرامیک AW) به صورت پودر و رزین بیس فنل - a - گلیسیریل متاکریلات (Bis- GMA) مورد آزمایش قرار میدهیم.

خواص مکانیکی:

استحکام های فشاری سیمان BA به مراتب بیشتر از سیمان PMMA در هر لحظه در فاصله زمانی ۱ ساعت تا هفت روز پس از شروع پلیمریزاسیون بود. هر دو نوع سیمان، استحکام فشاری، استحکام خمشی، تانفس شکست و مدول الاستیک بسیار بیشتر از سیمان PMMA داشتند. (۱)

استحکام تثبیت و زیست سازگاری

استحکام تثبیت سیمان BA در هر لحظه به مراتب بیشتر از سیمان PMMA بود. همین نتیجه در مورد استحکام پیوند سیمان BA نسبت به PMMA بود. آزمایشات بافت شناسی آشکار کرد که بین سیمان PMMA و استخوان بافت رشته ای ایجاد شد. اما سیمان BA، ۱ و ۳ و ۶ ماه پس از جراحی یک لایه غنی از Ca-P تشکیل داد. این لایه غنی از Ca-P حدود ۳۰mm ضخامت داشت و ثابت شد که از نظر کریستالوگرافی یک لایه آپاتیتی است. این نتایج مشابه همان نتایج سیمانهای یونومری می باشد. (۱۰) در سیمان های BA، سطح سیمان کاملاً با استخوان تازه تولید شده پوشیده شده بود. (شکل ۱۵). در سیمانهای PMMA یک بافت لایه ای نرم به طور استوار در فصل مشترک استخوان - سیمان، داخل شده بود.

سیمان های BA با سخت شدن در چند دقیقه ونمایش دمای کم نسبت به سیمان PMMA و خواص مذکور یعنی استحکام فشاری، خمشی و کششی بسیار بیشتر از

PMMA و ویژگی اتصال مستقیم با استخوان بر سیمان های PMMA از جمعیت

دارند.(۱۰)

منابع:

- ۱- مقدمه ای بر بیومتریال ها، دکتر جون بو پارک، دکتر رودریک اس لیکز، ترجمه مهندس محمد حسین فتحی و دکتر وجیه السادات مرتضوی.
- ۲-Khairoun I. , Boltong Mc.G ,et.al. , J.Master . Sci. Master. Med .  
۴۲۵-۴۲۸:۱۹۹۸
- ۳- Takagi S. , chow L.C. , et. al . , Biomaterials , ۱۵۹۳ - ۱۵۹۹:  
۱۹: ۱۹۹۸
- ۴- Yamamotho H. , Boltong M.G , et. al .j. Mater . sci. Med . ,  
۵۱۲-۵۱۹ : ۹: ۱۹۹۹۸.
- ۵- Ginebra M.P . , Boltong M.G . , et . al. , j . Mater . Sci .  
Mater. Med . , ۶۱۲- ۶۱۶ : ۶: ۱۹۹۵.
- ۶- Andrian jatovo H. , Jost F. , et. At , J. Mater. Sci. Mater  
Med. , , ۳۴-۳۹ : ۷: ۱۹۹۶.
- ۷- Blades M.C. , Moor D. P . , et . al. J . Mater. Sci. Mater.  
Med. , ۷۰۱-۷۰۶: ۹ : ۱۹۹۸.
- ۸- Johal K.K m Gariag G. T . , et . al , J . Mater . Sci. Mater.  
Med . , ۶۹۰-۶۹۴: ۶: ۱۹۹۵.
- ۹- Oevlin A. J. , Hatton P. V. , et. Al , j. Mater . Sci. Mater.  
Med . ۳۳۷- ۷۴۱:۹: ۱۹۹۸.
- ۱۰- Yamamurat. , Nakamura T. , et . al , Biomaterials , ۱۴۷۹-  
۱۴۸۲ : ۱۹: ۱۹۹۸.
- ۱۱- Funk M. and listky A. , Biomaterials , ۱۵۶۱-۱۵۶۷ : ۱۹ : ۱۹۹۸.
- ۱۲- Sadao M. , kohtaro H. , et. , al . , Biomaterials , ۱۶۶۱ - ۱۶۰۶:  
۱۹ : ۱۹۹۸.
- ۱۳- Benjamin R . and subrate S. , Conference . ۱۹۹۷ IEEE.
- ۱۴- Timmie Topolesky L. D. , Duchenyne P. , et. Al. ,  
Biomaterials , ۱۶۵۹ -۱۶۷۷ : ۱۹: ۱۹۹۸.

- ۱۵- Revell P. A , Braden M. , et . al ., *Biomaterials* , ۱۵۷۹ - ۱۵۸۶ :  
۱۹: ۱۹۹۸.
- ۱۶- Elvirta C. Vazquezb . , et . al . , *j. Mater . Sci. Mater. Med .* ,  
۶۷۹-۶۸۵ : ۹ : ۱۹۹۸.
- ۱۷- Pascual B. , gurrochaga M. , at, al ., *j . Mater sci. Mater .  
Med .* , ۷۹۳- ۷۹۸: ۶ : ۱۹۹۵.
- ۱۸- S.McCullough , F . J . Buchanan , J. F. orr , and G. M.  
walker. , *plastics m Rubber and Composites.* , ۳۷۸- ۳۸۴ : ۷ :  
۲۰۰۰.
- ۱۹- Yetkinter D. and litsky A. , *Biomaterials* , ۱۵۵۱ -۱۵۵۹ : ۱۹ :  
۱۹۹۸.