

بررسی شیشه ها و شیشه - سرامیکهای بایواکتیو در دندانپزشکی

مارال دبیر، واهاک کاسپاری مارقوسیان

دانشکده مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه علم و صنعت ایران

mdabir@yahoo.com

چکیده: سالهاست که از ایمپلنت ها برای بازسازی یا جانشینی اعضاء از دست رفته استفاده می کنند. برای ساخت این ایمپلنتها از مواد مختلف فلزی، سرامیکی، پلیمری و کامپوزیتی استفاده می شود سرامیک ها خود شامل سرامیکهای اکسیدی، کربن، شیشه و شیشه-سرامیکها می باشد. همیشه بین ایمپلنت و بافت اطرافش، اعم از سخت یا نرم، فعل و انفعالاتی صورت خواهد گرفت و دانستن این نکته که این واکنش برای بدن مفید یا مضر خواهد بود از اهمیت بسیار بالایی برخوردار بوده و هست. در قدیم برای کاهش ضررهای وارده سعی می شد که حتی الامکان از موادی استفاده شود که در بدن واکنش کمتری انجام دهند و از نظر زیستی غیر فعال باشند. اما بقای یک ایمپلنت نیازمند تشکیل یک فصل مشترک پایدار با بافت زنده میزبان می باشد. با بررسی مواد بایواکتیو در دندانپزشکی و مشاهده عملکرد مناسب و فواید فراوان آنها، در سالهای اخیر شیشه-سرامیکهای بایواکتیو برای ساخت ایمپلنتهای دندانی مورد توجه خاصی قرار گرفته اند.

۱- مقدمه

به طور کلی به هر جسمی که در بدن کاشته شود ایمپلنت گفته می شود. هیچ ماده کاشتنی در بافت زنده خنثی و بدون واکنش نیست. با ورود ماده جدید به سیستم ماهیچه ای- استخوانی، چهار نوع واکنش متفاوت بافتی انجام خواهد گرفت:

۱. مواد قابل جذب^۱: با استفاده از این مواد در بدن بافت اطراف جایگزین آن می گردند.
۲. مواد تقریباً خنثی^۲: با استفاده از این مواد در بدن بافت فیبری با ضخامتی متغیر تشکیل خواهند داد.
۳. مواد زیست فعال^۳: با ادامه تولید بافت قبلی اتصالی در فصل مشترک بوجود خواهند آورد.
۴. مواد سمی: موجب مرگ بافت اطراف خود خواهند شد.

زمانیکه واکنش بین ایمپلنت با محیط اطراف محدود شده، یا واکنش منجر به ایجاد یک بافت ضخیم فیبری در اطراف ایمپلنت گردد، دیگر اتصالی بین بافت و ایمپلنت وجود نخواهد داشت در نتیجه فصل مشترک نمی تواند تنش زیادی را تحمل کند. این در حالی است که ایمپلنت ها باید در جای خود ثابت باشند. برای محکم کردن و ثابت نگه داشتن ایمپلنت ها از روشهای مکانیکی مختلفی از قبیل چسباندن^۴، پیچاندن^۵ یا رشد بافت به درون سطح متخلخل استفاده می کنند. ایمپلنتهای ساخته شده از مواد بایواکتیو قبل از ایجاد

¹ Resorbable

² Bioinert

³ Bioactive

⁴ Cementing

⁵ Screwing



کپسول فیبری، سریع و سخت محکم خواهند شد و با ایجاد اتصال قوی به استخوان و بافت اطراف، برای محکم شدن به عوامل مکانیکی که در قبل از آنها نام برده شد، احتیاجی ندارند. آپاتیت، یا بهتر بگوئیم کلسیم هیدروکسی آپاتیت ($\text{Ca}_{10}(\text{P}_2\text{O}_5)_6(\text{OH})_2$ یا HA) جزء اصلی تشکیل دهنده بافت های سخت، مانند استخوان، عاج و مینای دندان می باشد و با وجود هیدروکسی آپاتیت در استخوان، این ماده گزینه قابل توجهی برای استفاده در ایمپلنتها و بررسی بایواکتیویته می باشد. در دهه هفتاد میلادی هیدروکسی آپاتیت برای ایمپلنتهای استخوانی و دندانی پیشنهاد شده بود و در اواسط همین دهه هیدروکسی آپاتیت متراکم و زیتر شده ساخته شد. متأسفانه هیچکدام از مواد HA و یا شیشه های زیست فعال، خواص مکانیکی مناسبی برای کاربردهایی با تنش بالا ندارند و تنها هنگامی که روی موادی با خواص مکانیکی خوب، مانند تیتانیوم و آلیاژهای آن پوشش داده می شوند، می توان از آنها استفاده نمود. به همین دلیل تلاش برای ساخت موادی با خواص مکانیکی مناسب آغاز شد و در نهایت منجر به پیدایش شیشه-سرامیکهای بایواکتیو با خواص مکانیکی مطلوب گردید. [۱]

۲- شیشه های بایواکتیو

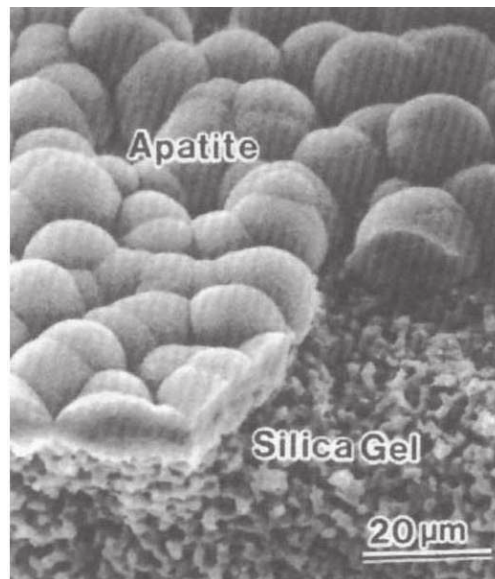
همانطور که در جدول (۱) مشاهده می کنید جزء اصلی ساختار شیشه های بایواکتیو SiO_2 است یعنی این شیشه ها در دسته شیشه های سیلیکاتی قرار دارند، هر چند که CaO و Na_2O نیز مقدار کمی نخواهند داشت، که در آینده جای خود را به CaF_2 و P_2O_5 خواهند داد.

جدول ۱- ترکیب (درصد مولی) چند نمونه از شیشه های بایواکتیو معرفی شده توسط Hench و همکارانش [۱]

	45S5	52S4.6	455F
SiO_2	46.1	52.1	46.1
Na_2O	24.4	21.5	24.4
CaO	26.9	23.8	13.4
CaF_2	-	-	13.5
P_2O_5	2.6	2.6	2.6

پس از قرارگیری شیشه بایواکتیو در بدن واکنشهای پیچیده ای در نه مرحله به شرح زیر، بر روی سطح شیشه اتفاق خواهد افتاد [۷ و ۱]:

- تعوین Na^+ یا K^+ با H^+ یا H_3O^+ در محلول (دگرگونی اجزاء شیشه)
- از دست دادن سیلیکاتهای قابل حل شیشه به داخل محلول
(باندهای Si-O-Si شکسته شده و تبدیل به گروههای Si-OH و $\text{Si}(\text{OH})_4$ بر روی سطح شیشه خواهند شد)
- تراکم و پلیمریزه شدن مجدد با واکنش زیر بر روی سطح
$$\text{Si-O-Si} + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{Si-OH} + \text{OH-Si}$$
- مهاجرت گروههای Ca^{2+} و PO_4^{3-}
- تشکیل فیلمهای غنی از $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$
(روی لایه غنی از سیلیکا یک فیلم فسفات-کلسیا ژل تشکیل خواهد شد)
- رشد لایه SiO_2
- رشد لایه آمورف غنی از $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$
- کریستالیزاسیون لایه آمورف غنی از $\text{CaO-P}_2\text{O}_5$
- پیوستن اجزاء آلی



شکل ۱- شکل گیری یک لایه هیدروکسید آپاتیت بر روی سیلیکا ژل [۸]

۳- شیشه- سرامیکهای بایواکتیو

شیشه- سرامیکها پلی کریستالهای ریزدانه ای هستند که با عملیات حرارتی یک شیشه با ترکیب مطلوب و در نتیجه کریستالیزاسیون کنترل شده شکل می گیرند. همانطور که می دانیم تمامی شیشه ها قابلیت تولید شیشه- سرامیک را ندارند، بعضی شیشه ها بسیار پایدار بوده و به سختی تبدیل به کریستال می شوند در حالیکه بعضی دیگر به طور غیر قابل کنترلی که منجر به ایجاد ریز ساختار نامطلوب خواهد شد آماده کریستاله شدن هستند. ترکیب شیشه های اولیه برای تولید شیشه- سرامیک های قابل قبول، بسیار مهم است. برای تولید شیشه- سرامیکهای بایواکتیو نیاز به تولید یک فاز آپاتیت داریم، در نتیجه در تمامی شیشه- سرامیکهای بایواکتیو مورد بحث، فاز کریستالین هیدروکسی آپاتیت وجود دارد و برای ایجاد این فاز اکثر شیشه- سرامیکهای بایواکتیو بر پایه سیلیکوفسفاتها بنا شده اند. ترکیب چند نمونه از شیشه- سرامیک های بایواکتیو در جدول (۲) آمده است.

جدول ۲- ترکیب چند نمونه از سرامیکهای بایواکتیو مورد استفاده در پزشکی [۸]

Ref.	1	2	3	4	5	6	7-9	10, 11
	Bioglass® 45S5	S53P4	Glass- Ceramic Ceravital®	Glass- Ceramic Cerabone® A-W	Glass- Ceramic Ilmaplant® LI	Glass- Ceramic Bioverit®	Sintered HA*	Sintered β-TCP*
							>99.2%	>99.7%
Composition (wt%)								
Na ₂ O	24.5	22.6	5-10	0	4.6	3-8		
K ₂ O	0		0.5-3.0	0	0.2	3-8		
MgO	0		2.5-5.0	4.6	2.8	2-21		
CaO	24.5	21.8	30-35	44.7	31.9	10-34		
Al ₂ O ₃	0		0	0	0	8-15		
SiO ₂	45.0	53.9	40-50	34.0	44.3	19-54		
P ₂ O ₅	6.0	1.7	10-50	16.2	11.2	2-10		
CaF ₂	0			0.5	5.0	3-23		
B ₂ O ₃	0							
Phase*	Glass	Glass	Apatite Glass	Apatite β-Wollastonite Glass	Apatite β-Wollastonite Glass	Apatite Phlogopite Glass	HA	Whit- lockite

بیشتر اجزاء موجود در این شیشه- سرامیکها شبیه به اجزاء تشکیل دهنده شیشه های بایواکتیو هستند، اما معمولاً دارای درصد بالاتری از P₂O₅ و درصد کمتری Na₂O می باشند. به عنوان مثال در A/W و

CERVITAL درصد کمتری P_2O_5 مشاهده می شود. برای این شیشه-سرامیکها، P_2O_5 به عنوان عامل جوانه‌زا عمل می کند و می تواند جزء مهمی برای فاز آپاتیت کریستالینی باشد که وابسته به ترکیب شیشه‌های مادر ممکن است هیدروکسی آپاتیت، هیدروکسیل کربنات آپاتیت و یا فلئوروآپاتیت تشکیل شود. تأثیر گذاری P_2O_5 به عنوان یک عامل جوانه‌زا در شیشه‌ها به طور کلی وابسته به قدرت میدان بالای یون P^{5+} است. P_2O_5 جدایش فازی شیشه در شیشه را تشویق می کند، بدین صورت که شکل‌گیری یک ریزساختار ظریف متشکل از دو شیشه با ترکیب متفاوت اتفاق خواهد افتاد، که می تواند منجر به جوانه زنی بسیار موثر گردد. قابل ذکر است که در شیشه-سرامیکهایی که ترکیبشان از حالت نرمال خارج شده است، فاز اصلی کریستالین نخواهد بود. زمانیکه که شیشه-سرامیکها با روش معمولی ذوب و ریخته‌گری شیشه‌های اولیه و سپس کریستالیزاسیون آنها تولید شوند، ضروری است که جوانه زنی در حجم انجام گرفته و جوانه‌زنی در سطح محدود شود. معمولاً در جوانه‌زنی در دمای پائین، برای اطمینان از جوانه زنی حجمی به هسته‌های درونی کافی احتیاج داریم. [۸]

۳-۱- کاربرد مواد بایواکتیو در دندانپزشکی

۳-۱-۱- ساختمان دندان

به طور کلی هر دندان از دو قسمت تاج^۶ و ریشه^۷ تشکیل شده است. تاج قسمت قابل رویت در دهان و ریشه بخشی از دندان است که داخل استخوان فک قرار دارد. در وسط هر دندان حفره ای وجود دارد که حاوی مغز دندان یا پالپ^۸ است که قسمتی از پالپ در وسط تاج و بقیه آن در ریشه قرار دارد. پالپ دندان حاوی عروق و اعصابی است که از استخوان وارد آن می شوند.

ساختمان تاج دندان: در هر دندان از خارج به داخل سه لایه وجود دارد: مینا^۹، عاج^{۱۰} و مغز. آن قسمت از تاج دندان که در دهان قابل مشاهده و لمس است مینا نامیده می شود. سایر قسمت‌های تاج در زیر مینا قرار دارد. یکی از خصوصیات مینا سختی آن است به طوری که استحکام آن از استخوان هم بیشتر است. مینا با داشتن ۹۶٪ مواد معدنی و آهکی سخت ترین بافت بدن محسوب می گردد. استحکام عاج بسیار کمتر از میناست و بر خلاف مینا بافتی زنده بوده و در مقابل تحریکات حساسیت نشان می دهد.

ساختمان ریشه دندان: ریشه دندان نیز از سه نوع بافت تشکیل می شود که به ترتیب از خارج به داخل عبارتند از: سیمان^{۱۱}، عاج^{۱۲} و مغز^{۱۳}. سیمان لایه نازکی است که در سطح خارجی ریشه دندان قرار دارد. سیمان از نظر استحکام اندکی از عاج سست تر و رنگ آن نیز روشن تر است. در زیر سیمان لایه ای از عاج وجود دارد که ادامه عاج قسمت تاج است و تقریباً همان خصوصیات را دارد.

بر این اساس می توان دو قسمت تاج و ریشه را صرف نظر از مغز یا پالپ، به صورت مصنوعی و با استفاده از شیشه-سرامیکها تولید کرد. [۹]

۳-۱-۱-۱- ایمپلنت‌ها

ایمپلنتها وابسته به جایی که کاشته می شوند نوع و شکل خاصی خواهند داشت. برای ساخت ایمپلنتها از مواد مختلفی مثل انواع فلزات پلیمرها و سرامیکها استفاده می شود. اولین ماده به کار رفته در دهان سرامیک

⁶ Crown

⁷ Root

⁸ Pulp

⁹ Enamel

¹⁰ Dentin

¹¹ Cement

¹² Dentin

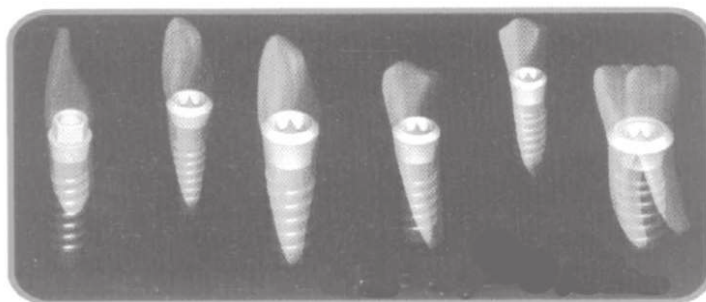
¹³ Pulp



بوده است و تاریخچه استفاده از آن در دندانپزشکی به مصر باستان باز می گردد.

موارد استفاده از ایمپلنتها در جراحی های دهانی را می توان به سه دسته مهم تقسیم نمود. دسته اول شامل ایمپلنتهایی می شود که برای جانشینی دندانهای از دست رفته به کار می روند، این دسته خود به دو زیر مجموعه تقسیم می شود: (الف) ایمپلنتهایی که خود با شکل آناتومیک دندان به طور مستقیم جایگزین خواهند شد یا زیرساختار و پایه ای را برای قرار گیری تاج، در زیر لثه مهیا خواهند کرد، (ب) ایمپلنتهایی که به طور غیر مستقیم و به صورت تیغه های استخوانی به نگهداری دندانها کمک می کنند. [۱۰]

در حال حاضر بیشترین کاربرد را دسته اول یعنی ایمپلنتهای جانشین دندان دارند (شکل ۲). جانشین کردن هر نوع از دندانهای مصنوعی در دهان مشکلات عمده ای را به دنبال دارد که تا چند سال پیش راه حلی جز کنار آمدن با آن وجود نداشت، ولی در حال حاضر ایمپلنت توانایی جایگزینی تمامی این موارد را بدون ایجاد مشکلات متعدد ثانویه دارد.



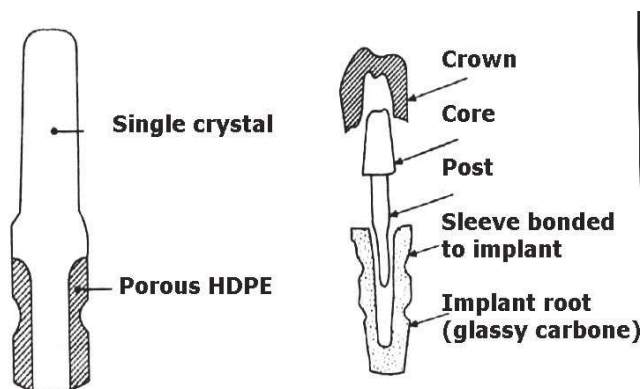
شکل ۲- ایمپلنت متشکل از دو قسمت تاج و پایه

مواد مختلفی مثل : استینلس استیل^{۱۴}، آلیاژهای Co-Cr-Mo، Ti، پلیمرهای PMMA، HDPE، آلومینا، کلسیم آلومینا، بایوگلس، کربن پیرولیتیک و شیشه ای، برای ایمپلنتهای متخلخل دندانی آزمایش شده اند. در مورد آلیاژهای مختلف فلزی و امکان ایجاد پایه هیدروکسی آپاتیت بر روی آنها در قبل به طور مختصر توضیحاتی ارائه شد. پلیمرها نیز همانطور که در شکل (۳) مشاهده می کنید می توانند به صورت متخلخل در ایمپلنتها به کار گرفته شوند. [۱۱]

کربنها خواص متفاوت و منحصر به فردی دارند که در مواد دیگر یافت نمی شود. این مواد کاملاً می توانند با هر دو بافت سخت و نرم به صورت خنثی سطح مشترک داشته باشند. پس از معرفی کربن پیرولیتیک ایزوتروپ به علم پزشکی در سال ۱۹۶۹، این ماده برای ایمپلنتهای عروقی به کار گرفته شد. این ماده به خاطر استحکام بالا و همچنین مدول الاستیک نزدیک به استخوان و همچنین نداشتن خستگی، گزینه خوبی برای استفاده در ایمپلنتها است. پوششهای کربنی به طور گسترده ای در دریچه های قلب و پیوندهای رگهای خونی، کاربرد دارند. قابلیت جذب پروتئینها در کربن، بدون ایجاد تغییرات، مهمترین فاکتور در آن است. همانطور که گفته شد و در شکل (۳) ملاحظه می کنید کربن نیز می تواند در ایمپلنتهای دندانی استفاده شود. [۱۲]

مشکل اساسی تمام مواد بالا اینست که کپسول فیبری تشکیل خواهند داد در نتیجه هیچکدام از این مواد ثبات فیزیکی نخواهند داشت و پس از مدتی لق خواهند شد مگر اینکه به طرق مختلفی در جای خود محکم شوند. بهترین مواد برای استفاده در ایمپلنتهای دندانی، شیشه-سرامیکها هستند که با زیست سازگاری و زیست فعالی بالا به سادگی در جای خود محکم خواهند شد، به همین دلیل در ادامه انواع شیشه-سرامیکهای بایوکتیو مورد مصرف در دندانپزشکی معرفی شده اند.

¹⁴ Stainless steel



شکل ۳- دو نمونه از ایمپلنتها با استفاده از کربن شیشه ای و پلیمر متخلخل

اخیراً ماده جدیدی به نام SiC با یومورفیک نیز معرفی شده است که با پوشش بایواکتیو برای استفاده در ایمپلنتها به کار می رود. این ماده با توجه به پوشش بایواکتیوی که دارد ایجاد کپسول نکرده و در جای خود ثابت خواهد ماند و به دلیل استحکام بالا، دانسیته پائین و خواص مطلوب آینده روشنی را برای کاربردهای دندانپزشکی و ارتوپدیک نشان داده است. [۱۳]

۳-۲- شیشه- سرامیکهای دندانی

با پیشرفت شیشه- سرامیکهای زیست سازگار و زیست فعال برای کاربردهای دندانپزشکی، دو دسته ماده معرفی شده اند که در محیط کاربری و خواص مطلوب متفاوت هستند:

۱. مواد مورد استفاده برای اعضاء کاشته شده (ایمپلنت ها)

۲. مواد مورد استفاده برای دندانپزشکی ترمیمی

شرایط لازم برای ساخت شیشه- سرامیکها در دو دسته فوق کاملاً متفاوت است. برای ایمپلنت ها خواص زیست سازگاری و زیست فعالی بیشتر مورد نظر است، یک شیشه- سرامیک بایواکتیو که یک لایه هیدروکسی آپاتیت زیست فعال با قدرت اتصال بالا به بافتهای نرم و سخت، تولید کند. بسته به کاربرد شیشه- سرامیکها، برای برآورده شدن انتظارات ما، استحکام خمشی، چقرمگی و مدول یانگ خاصی مطلوب است، اگرچه خواص اپتیکی مثل شفافیت، رنگ در این دسته برای ما اهمیتی ندارند. این وضعیت در مورد شیشه- سرامیکهای ترمیمی متفاوت است. این مواد می بایست با محیط اطراف خود یعنی محیط دهان سازگار باشند. در حالیکه بایواکتیویته سطح این نوع مواد اهمیتی ندارد، خواص سطحی مهمتری در این شیشه- سرامیک ها مثل تیرگی رنگ^{۱۵}، شفافیت^{۱۶}، چقرمگی و سایش آنها باید مشابه با دندان طبیعی باشد. برای پایداری شیمیایی این مواد استانداردهای بالاتری نسبت به دندان طبیعی قرار داده شده است در نتیجه از ایجاد تخلخل در این شیشه- سرامیکها به شدت جلوگیری می شود. به خاطر وجود این تفاوتها، سیستمهای شیمیایی مختلفی استفاده می شوند. برای روشن تر شدن تفاوتهای این دو گروه، ابتدا در مورد شیشه- سرامیکهای بایواکتیو دندانی صحبت می کنیم.

۳-۳- شیشه- سرامیکهای بایواکتیو دندانی:

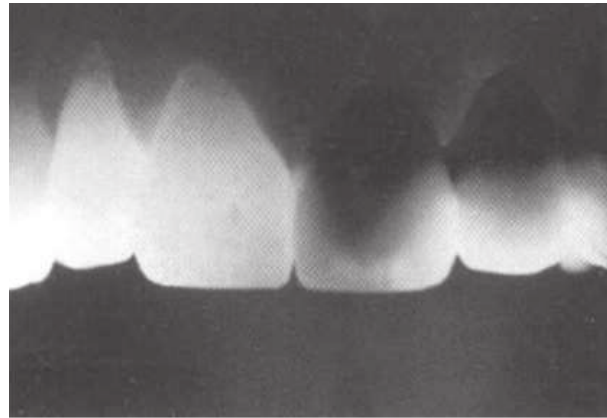
این دسته از مواد پزشکی برای جراحی های ارتوپدیک سر و گردن به کار می روند، به طور مثال ایمپلنتهای دندانی و پرکننده های ریشه^{۱۷} که وارد بدن انسان می شوند، به این گروه تعلق دارند. همانطور که در قسمت اول بحث شد برای پر کردن ریشه دندان می توان از ذرات و یا پودرهای بایواکتیو

¹⁵ shade

¹⁶ translucency

¹⁷ root fillers

استفاده نمود، ولی برای ایمپلنت‌ها خواص زیست‌سازگاری و زیست‌فعالی با قدرت اتصال بالا به بافت‌های نرم و سخت بیشتر مورد نظر است. علی‌رغم اینکه در حال حاضر ساخت ایمپلنت‌ها از پوشش‌های بایواکتیو بر روی قطعات تیتانیومی رایج است، اما با توجه به نو بودن مبحث ایمپلنت‌های دندانی و خواص مکانیکی و فیزیکی مطلوب شیشه-سرامیک‌ها (مانند شفافیت و رنگ مناسب)، این مواد با توانایی ایجاد همزمان هر دو خاصیت مورد نیاز مواد دندانی، جایگاه ویژه‌ای را به خود اختصاص داده‌اند (شکل ۴) به همین دلیل ما نیز برای آشنایی بیشتر در این قسمت به معرفی چند نمونه از شیشه-سرامیک‌های بایواکتیو با توجه به فازهای رسوبی ناشی از ترکیب اولیه پرداخته ایم.



شکل ۴- مقایسه‌ای از شفافیت ایمپلنت‌های فلزی و شیشه-سرامیکی

۳-۳-۱ - $P_2O_5-Na_2O-CaO-SiO_2$ (آپاتیت)

اواخر دهه ۱۹۶۰ نقطه شروع رشد شیشه-سرامیک‌های آپاتیتی در این سیستم، محصول موفقیت آمیز اولین شیشه بایواکتیو برای جانشینی استخوان در بدن انسان بود. اما Hench از نظر بایواکتیویته یعنی شکل‌گیری سریع و اتصال مستقیم، بدون وجود بافت مرتبط‌کننده، بین بایومترال و استخوان زنده از شیشه‌ای در سیستم بایوگلس نتایج بهتری نسبت به شیشه-سرامیک ساخته شده از همان ترکیب گرفت.

۳-۳-۲ - $F-P_2O_5-CaO-MgO-SiO_2$ (آپاتیت، ولاستونیت)

این سیستم شیشه-سرامیک از ابتدا با هدف ساخت بایومترال‌های جایگزین استخوان انتخاب شد. دستیابی به مقدار زیاد آپاتیت در شیشه-سرامیک و تأمین منبع Ca^{2+} برای اطمینان از رهایش یون در ایمپلنت اهمیت ویژه‌ای داشت در نتیجه CaO و P_2O_5 به ترکیب شیشه-سرامیک افزوده شدند.

پژوهشگران کامپوزیتی شبیه به استخوان طبیعی بدن را با استفاده از فرآیندهای کریستالیزاسیون شیشه تهیه کرده‌اند. آنها β -ولاستونیت ($CaO.SiO_2$) را که از یک ساختار زنجیره‌ای سیلیکاتی تشکیل شده است، به عنوان فاز تقویت‌کننده انتخاب نمودند. در سال ۱۹۹۳ با کنترل کریستالیزاسیون سطحی پودر شیشه، شیشه-سرامیک، آپاتیت-ولاستونیت (CERABONE یا A/W) ساخته شد. مقدار کمی CaF_2 به ترکیب شیشه مادر افزوده شده و پودر شیشه‌ای تهیه شده، در دمایی نزدیک به $830^\circ C$ متراکم شد. در نتیجه این فرآیند پودر شیشه به طور کامل متراکم شده و سپس اکسی‌فلئوروآپاتیت ($Ca_{10}(PO_4)_6(O, F)$) و ولاستونیت رسوب کردند و شیشه-سرامیکی یکنواخت و بدون ترک و تخلخل بدست آمد. [۱۴]

این شیشه-سرامیک با استحکام خمشی $215 MPa$ ، استحکام فشاری $1080 MPa$ و چقرمگی شکست $0.2 MPa.m^{0.5}$ خواص مکانیکی بسیار مطلوبی را، به خصوص برای ایمپلنت‌هایی که متحمل بار هستند، نشان داد

۳-۳-۳ - $P_2O_5-CaO-K_2O-Na_2O-MgO-SiO_2$ (آپاتیت)

شیشه-سرامیک‌های مختلفی بر پایه $P_2O_5-CaO-K_2O-Na_2O-MgO-SiO_2$ و فاز کریستالین آپاتیت توسط

کمپانی Leitz, Wetzlar تحت نام تجاری سروایتال^{۱۸} تولید شده است. جوانه زنی شیشه پایه پس از ۲۴ ساعت در ۶۰۰°C انجام شده و کریستالیزاسیون آپاتیت در ۷۵۰°C پس از ۲۴ ساعت رخ می دهد. در سال ۱۹۷۷ این شیشه-سرامیکها برای ایمپلنتهای ریشه دندان آزمایش شدند. شیشه-سرامیکهای سروایتال با اندازه کریستالی بین ۴۰-۵۰nm استحکام خمشی ۱۵۰MPa و استحکام فشاری ۵۰۰MPa مشخص می شوند. [۱۴ و ۱۵]

۳-۳-۴ F-P₂O₅-K₂O-Na₂O-CaO-MgO-Al₂O₃-SiO₂ (آپاتیت، میکا)

کریستالهای میکا خواص ماشینکاری قابل پیش بینی ایجاد می کنند. شیشه-سرامیکهای پایه میکایی قابل ماشین کاری اولین بار توسط Beal و برای کاربردهای فنی ساخته شدند. ترکیب شیشه اولیه از سیستم سیلیکات-فلئور، بور و قلیایی ها انتخاب شده بود. برای تولید ماده ای بایواکتیو و قابل ماشینکاری هر دو فاز میکا و آپاتیت لازم هستند.

این شیشه-سرامیکها بایووریت^{۱۹} نامیده شده و بر سه نوع هستند، در نوع اول و دوم شیشه مادر جدایش فازی یافته و در حین عملیات حرارتی کریستالهای دو فاز میکا و آپاتیت جوانه زنی و رشد می کنند. این دو نوع به دلیل وجود فاز میکا قابلیت ماشینکاری زیادی دارند تا حدی که در هنگام جراحی با ابزار فلزی استاندارد به راحتی می توان اصلاحشان کرد. در نوع سوم که از شیشه مادری، معروف به شیشه معکوس فسفاتی ساخته می شود، جدایش فازی نداشته و کریستالهای آپاتیت و دیگر کریستالهای فسفاتی از فرآیندهای دیگری در طی عملیات حرارتی تشکیل می شوند. ویژگیهای مکانیکی شیشه-سرامیکهای بایووریت نوع اول و دوم همچون استحکام خمشی و چقرمگی شکست، آنها را برای کاربرد به عنوان جایگزین استخوان مناسب ساخته است. این شیشه-سرامیکها به صورت ایمپلنت در جراحی های سر و گردن، و ارتوپدی به طور موفقیت آمیزی به کار گرفته شده اند. ویژگیهای مکانیکی شیشه-سرامیکهای بایووریت نوع سوم به ویژه استحکام مکانیکی اش از شیشه-سرامیکهای میکایی کمتر است ولی ویژگیهای حرارتی آن برای ساخت کامپوزیت با فلزات معین بویژه آلیاژهای Co-Cr-Ni بسیار مناسب است. [۱۴ و ۱۶]

۳-۳-۵ P₂O₅-TiO₂-CaO-MgO-SiO₂ (آپاتیت، تایتانات منیزیم)

اکثر شیشه-سرامیکهای آپاتیته با عنوان بایواکتیو معرفی شده اند. این سیستم از شیشه-سرامیکها با وجود زیست سازگاری و فاز آپاتیت فاقد بایواکتیویته، و به اصطلاح خنثی^{۲۰} می باشد. برای تولید این دسته از جوانه زنی و کریستالیزاسیون حجمی استفاده می شود و جدایش فازی در شیشه سرامیک پایه برای جوانه زنی عامل مهمی می باشد.

شیشه-سرامیکهایی با درصد بالایی از CaO و P₂O₅ (بالای ۱۵٪ وزنی CaO و بالای ۹٪ وزنی P₂O₅) در سیستم P₂O₅-CaO-MgO-SiO₂ با فاز کریستالی اصلی فلئوروآپاتیت، آپاتیت و دایوپساید^{۲۱} (MgO.CaO.2SiO₂) با تولید بایومتریالها برای کاربردهای دندانپزشکی، رشد یافته اند. برای مواد دندانی خواص ویژه اپتیکی مثل عبور نور بالا به همراه مقاومت شیمیایی و استحکام لازم هستند در صورتیکه این مواد تا حدی این انتظارات را برآورده می کنند. در نتیجه این شیشه-سرامیکها برای مدت محدودی توسط Kyocera ژاپن تحت نام تجاری CeraPearl تولید شدند.

این نوع از شیشه سرامیکها بیشتر برای ساخت تاج دندان به کار می روند. پس از اینکه فازهای اصلی کریستالی، آپاتیت و تایتانات منیزیم شکل گرفتند، شیشه-سرامیک با لایه های تا ضخامت ۱mm از خود

¹⁸ Cervital

¹⁹ Bioverit

²⁰ Bioinert

²¹ Diopside

شفافیت^{۲۲} نشان می‌دهند. این شیشه- سرامیکها استحکام خمشی ۲۰۵MPa و چقرمگی شکست $46/1 \text{MPa.m}^{0.5}$ را از خود نشان می‌دهند. [۱۴]

۳-۳-۶ - F-P₂O₅-K₂O-Na₂O-CaO-Al₂O₃-SiO₂ (آپاتیت، لوسایت^{۲۳})

بر پایه پیشرفتهای شیشه- سرامیکهای لوسایتی، با گسترش دامنه ترکیب و استفاده از عوامل جوانه زا، یک ماده جدید با پایداری شیمیایی بالا و شفافیت مناسب به نام شیشه- سرامیک آپاتیت- لوسایتی ساختند. آپاتیت به صورت فلئوروآپاتیت رسوب می‌کند. در اینجا، در شیشه- سرامیکهای سفید اپک، آپاتیتهای سوزنی شکل یا سوزنهای آپاتیتی مولایتی مشاهده شده اند. در مقایسه با سیستم لوسایت، ماده جدید ما CaO، F₂O₅ و افزودنیهای متعدد دیگری را در بر دارد. [۱۷]

کریستالیزاسیون کنترل شده این پایه شیشه با پودر شیشه ای در اندازه دانه ۴۰-۲۰ μm انجام می‌گیرد. جوانه‌زنی و زینترینگ منجر به تولید یک بدنه یکپارچه در دمایی بین ۱۱۰۰-۸۰۰ °C خواهد شد. پس از بررسی جوانه زنی و رشد، کریستالیزاسیون همزمان دو فاز مشاهده گشت، لوسایت با جوانه‌زنی سطحی و آپاتیت با جوانه زنی در حجم شکل گرفتند. در اینجا مرحله نامحلولی شیشه به سرعت گذشته و آپاتیت سریعاً در مرز فازهای آمورف (قطره- قطره‌ها) رشد خواهد کرد، از سویی دیگر هیچ انژیوتروپی در رشد مشاهده نمی‌شود. پس از جوانه زنی در شیشه- سرامیکهای آپاتیت- لوسایتی، آپاتیت به صورت انژیوتروپ در جهات ترجیحی به صورت سوزنی رشد می‌کند. در قبل این کریستالها فقط در شرایط هیدروترومال تولید می‌شدند. مورفولوژی این ساختار بسیار شبیه به ساختار هیدروکسی آپاتیت طبیعی دندان (enamel) است. [۱۴]

از میان شیشه- سرامیکهایی که معرفی شدند، شیشه- سرامیکهای سراون^{۲۴} (آپاتیت- ولانیت)، سروایتال (آپاتیت- دواترایت^{۲۵}) و بایووریت^{۲۶} (میکا- آپاتیت)، برای ساخت ایمپلنت های دندانی مورد بررسی قرار گرفته و در حال حاضر بیشترین احتمال را برای تولید به خود اختصاص داده اند. باید توجه داشت شیشه های بایواکتیوی نیز وجود دارند که با نام تجاری بایوگلس^{۲۷} برای جراحی های سر و گردن، و ساخت قطعات مورد استفاده در گوش میانی به کار می‌روند. در پزشکی دهان این شیشه ها به شکل ابزار نگهداری پلهای داخل فک و یا ذرات قابل تزریق به کار می‌روند اما شیشه- سرامیکهایی با ترکیب مشابه با این شیشه ها قابل استفاده در چنین دامنه وسیعی از کاربردها نیستند.

منابع

1. Rees D.Rawlings , Bioactive Glasses and Glass- Ceramics,Clinical Materials,vol. 14, 1993, pp.155-179
2. by Allison A.Campbell, Bioceramics for implant coatings , Elsevier 2003
3. L.L.Hench, Bioactive Glasses and Glass- Ceramics, Materials Sience Forum, vol.293, 1999, pp. 37-64
4. Kaj H. Karlsson , Heimo Ylanen , Hannu Aro ,Porous bone implants , Ceramics International ,vol. 26,2000 , pp. 897-900
5. A.U.J.Yap ,Y.S.Pek ,R.A.Kumar ,P.Cheang ,K.A.Khor, Experimental studies on a new bioactive material: HAIonomer cements,Biomaterials,vol. 23 , 2002,pp. 955-962
6. O.Peitl, E . Dutra , Zanotto, L.L.Hench, highly bioactive P2O2 – Na2O –CaO – SiO2 glass-ceramics, Journal of Non-Crystalline Solids, vol 292, 2001, pp. 115-126
7. P.Gonzalez,J.Serra,S.Liste,S.Chiussi,B.Leon,M.Perez-Amor,J.Martnez-Fernandez,A.R.de Arellano-Lopez,F.M.Varela-Feria , New biomorphic SiC ceramics coated with bioactive glass for biomedical applications, Biomaterials, Vol. 24, 2003, pp. 4827-4832

²² Translucency

²³ Leucite

²⁴ Cerabone

²⁵ Devitrite

²⁶ Bioverit

²⁷ Bioglass



8. T.Kokubo, Novel Biomedical Materials Based on Glasses, Materials Science Forum, vol. 293, 1999, pp. 65-82
9. هادیان، داریوش، نکات و مطالب مهم در دندانپزشکی، سپند، ۱۳۷۳، صفحات ۷-۱۴
10. D.Williams, Dental Implants, Encyclopedia of medical and dental materials, Deragamon Press, 1990, pp.134-139
11. Sojata , V.Bahat, Dental Materials, Biomaterials, Alpha Science, 2002, pp.201-206
12. Sojata , V.Bahat, Ceramics, Biomaterials, Alpha Science, 2002, pp.39-50
13. P.Gonzalez,J.Serra,S.Liste,S.Chiussi,B.Leon,M.Perez-Amor,J.Martnez-Fernandez, A.R.de Arellano-Lopez, F.M.Varela-Feria , New biomorphic SiC ceramics coated with bioactive glass for biomedical applications, Biomaterials, Vol. 24, 2003, pp. 4827-4832
14. W. Holand , G.Beal , Glass- Ceramic technology, The American Ceramic Society, 2002, pp.145-159 and pp. 272-308
15. U.M.Gross, C.Muller-Mai, C.Voigt, Cervital bioactive glass- ceramics, in An Introduction to Bioceramics, ed. L.L.Hench & J.Wilson, World Scientific, Singapore, 1993, pp.105-123
16. W.Holand, W.vogel, Machinable and Phosphate glass- ceramics, in An Introduction to Bioceramics, ed. L.L.Hench & J.Wilson, World Scientific, Singapore, 1993, pp.125-137
17. I.Szabo, B.Nagy , G.Volksch, W.Holand, structure, chemical durability and microhardness of glass- ceramics containing apatite leucite crystals, Journal of Non-Crystalline Solids, vol 272, 2000, pp. 19 1-199

