

نقش پوششهای بیوسرامیکی در موفقیت ایمپلنت ها

دکتر وجیه السادات مرتضوی* - مهندس محمدحسین فتحی**

*استادیار گروه آموزشی ترمیمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی اصفهان

**عضو هیات علمی دانشکده مهندسی مواد دانشگاه صنعتی اصفهان

Title: The Role of Bioceramics Coating in Dental Implant Reliability and Success

Authors: Mortazavi V. Assistant Professor*, Fathi MH. Mat. Eng**

Address: *Dept of Operative & Esthetic Dentistry. Faculty of Dentistry. Isfahan University of Medical Sciences.

**Dept. of Materials Eng. Isfahan University of Technology

Abstract: Characterization of bioceramics coating and evaluation of the influence of kind of coating on the implantation has been developed in recent years.

Different bioceramics coating like calcium phosphate, hydroxyapatite, fluorapatite and bioglass were coated on dental and orthopedic implants. In-vitro and in-vivo experiments were done for evolution of implant success and reliability and study of factors, which may influence the results.

Researches indicate that different bioceramic coating may affect the bone bonding mechanism. Biodegradable calcium phosphate coating can be resorbed and be replaced with bone tissues. Hydroxyapatite cause earlier stabilization of dental implant in surrounding bone (biological fixation) and reduce healing time. Bioglass can protect substrate and provide interfacial attachment to bone.

Key Words: Bioceramics Coating- Hydroxyapatite- Dental Implants

Journal of Dentistry. Tehran University of Medical Sciences (Vol. 13, No:1, 2000)

چکیده

استفاده از پوششهای بیوسرامیکی بر روی ایمپلنت‌های دندانی و ارتوپدی در سالهای اخیر گسترش یافته است. پوششهای بیوسرامیکی چون کلسیم فسفات، هیدرواکسی آپاتیت، فلوروآپاتیت و بایوگلاس بر حسب نوع عملکرد مورد نظر و خواص دلخواه انتخاب و به روشهای مختلف بر روی ایمپلنت‌ها نشانده شدند و نتایج حاصل در آزمونهای آزمایشگاهی و کلینیکی بررسی گردید.

در این مقاله ضمن اشاره به انواع فصل مشترک بیوسرامیک، بافت و نوع تماس بیوسرامیک، بافت و بررسی پاسخ آن به ایمپلنت، خواص و ویژگیهای انواع پوششهای بیوسرامیکی مصرفی، مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته‌اند و نتایج پژوهشهای کلینیکی در بدن حیوانات و آزمونهای آزمایشگاهی ارائه شده است.

پوششهایی چون تری کلسیم فسفات که قابل جذب است، می تواند توسط بافت جایگزین شود. پوشش متخلخل هیدرواکسی آپاتیت بر روی فلز ایمپلنت می تواند امکان رشد بافت را فراهم سازد و با تثبیت بیولوژیکی سبب ایجاد پایداری و تثبیت سریعتر ایمپلنت در استخوان اطراف آن گردد و سرعت التیام را تسریع نماید. پوششهای بایوگلاس نیز

می تواند در فصل مشترک ایمپلنت با بافت پیوند برقرار نماید. بررسیها نشان می دهد که روش پوشش دادن، ترکیب پوشش و میزان بلورینگی پوشش، عوامل مهمی در کسب نتایج مورد نظر و موفقیت ایمپلنت است.

کلیدواژه ها: پوششهای بیوسرامیکی - هیدرواکسی آپاتیت - ایمپلنت های دندانی

مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران (دوره ۱۳، شماره اول، سال ۱۳۷۹)

مقدمه

(Implant)، عضو مصنوعی (Prosthes) و یا وسایل اندام مصنوعی (Prosthetic Devices) گفته می شود. گاهی به صورت پودر برای پر کردن فضا و جای خالی به کار می روند تا فرایندهای طبیعی عمل را حفظ کنند و برخی از اوقات به صورت پوشش (Coating) بر روی یک زیر لایه فلزی کاشتنی یا به صورت فاز ثانویه در یک کامپوزیت دندانی مورد استفاده قرار می گیرند تا خواص هر دو ماده تلفیق گردد و ماده جدیدی با خواص مکانیکی بالاتر و خواص شیمیایی - زیستی (Biochemical) بهتر فراهم گردد (۴،۲).

بیوسرامیکها در شکلهای مختلفی ساخته می شوند و می توانند به صورت تک بلور (Single Crystal) (یا قوت کبود)، بس بلور (Poly Cristal) (آلومین یا هیدرواکسی آپاتیت)، شیشه (بایوگلاس)، سرامیک - شیشه یا مواد کامپوزیتی (پلی اتیلن - هیدرواکسی آپاتیت) باشند. فازهای مصرفی نیز به خواص و کاربرد مورد نظر بستگی دارد و برای مثال تک بلور یا قوت کبود به عنوان کاشتنی دندانی (Dental Implant) مصرف می شود؛ زیرا استحکام زیادی دارد (۶،۵).

به منظور بررسی ویژگیهای بیوسرامیکها و اهمیت پوششهای بیوسرامیکی بر روی ایمپلنتها باید از انواع فصل مشترک بیوسرامیک - بافت، پاسخ ایمپلنت - بافت

چند هزار سال پیش بشر کشف کرد که می توان خاک رس را طی یک فرایند برگشت ناپذیر با حرارت دادن به ظرف سرامیکی تبدیل کرد. این کشف، عامل مهمی در تبدیل فرهنگ و تمدن بشر از کوچ نشینی بیابانگرد به کشتزار نشینی مقیم در ملک بود و این انقلاب به اصلاحات عظیمی در کیفیت و طول عمر بشر منجر شد (۱).

در خلال چهل سال گذشته نیز انقلاب دیگری در استفاده و کاربرد سرامیکها به منظور بهبود کیفی عمر بشر به وقوع پیوست. این انقلاب، توسعه و گسترش طراحی و ساخت سرامیکها برای درمان بیماری و بازسازی صدمه های وارد به بدن و ترمیم اعضای سایش یافته، بر اثر حرکت است. سرامیکهایی که به این منظور استفاده می شود به بیوسرامیک موسوم است و اغلب کاربردهای کلینیکی آنها با سیستم اسلکت بدن، استخوان، دندانها، مفاصل و بازسازی یا بسط و افزایش بافت نرم و سخت مرتبط است (۳،۲).

بیوسرامیک در انواع شکلهای مختلف تولید می شود و عملکرد متفاوتی در ترمیم بدن ارائه می کند. در بسیاری از کاربردها، سرامیکها به شکل ماده ای تکه ای با شکل ویژه مصرف می شود که به آنها کاشتنی

خود آنها، تشکیل می‌شود. این نوع فصل مشترک نیاز به ماده‌ای دارد که آهنگ فعالیت شیمیایی کنترل شده‌ای داشته باشد. وقتی که آهنگ (Rate) تغییر فصل مشترک زیست فعال به اندازه کافی سریع باشد، ماده ایمپلنت حل می‌شود یا جذب می‌گردد و توسط بافت اطراف جایگزین می‌شود؛ پس یک ایمپلنت قابل جذب باید ترکیب خاصی داشته باشد تا بتواند توسط مایعات بدن تجزیه شیمیایی شود یا توسط یاخته بیگانه خوار حل گردد؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که روند تماس بافت با ایمپلنت بطور مستقیم مربوط به واکنش و پاسخ بافت در فصل مشترک ایمپلنت است و از این نظر می‌توان ایمپلنت‌ها را به چهار گروه تقسیم کرد. اگر ایمپلنت تقریباً خنثی باشد پیوندی با استخوان برقرار نمی‌سازد (مثل آلومین و زیرکون)؛ اگر ایمپلنت متخلخل باشد (مثل پوشش هیدرواکسی آپاتیت متخلخل بر روی فلز ایمپلنت) ضمن رشد بافت به داخل حفره‌ها، سبب ایجاد یک پیوند مکانیکی و تثبیت بیولوژیکی (Biological Fixation) می‌گردد. ایمپلنت زیست فعال (مثل بایواکتیو گلاس یا سرامیک- شیشه بایواکتیو) با بافت، پیوندی تشکیل می‌دهد که منجر به تثبیت زیست فعال می‌شود. ایمپلنت قابل جذب (Resorbable Implant) (مثل تری کلسیم فسفات) می‌تواند جذب بافت شود و در ادامه کار با بافت جایگزین گردد (۷-۱۲).

در تعویض و جایگزینی بافت سخت، مثل اتصال دائمی عضو مصنوعی بدن یا ایمپلنت دندان کامل (Total Tooth Implants)، یک بیومتریال باید با

(Implant Tissue Response)، انواع تماس بیوسرامیک- بافت و عکس‌العمل یا پاسخ بافت به ایمپلنت اطلاع داشت. هیچ ماده‌ای وجود ندارد که هنگام کاشت در بافت زنده، خنثی (Inert) باشد. تمام مواد مصرفی سبب واکنش و پاسخ از جانب بافت میزبان (Host Tissue) می‌شوند. پاسخ بافت در فصل مشترک ایمپلنت- بافت (کاشتنی- بافت) پدید می‌آید و به عوامل متعددی مثل نوع، سلامتی و عمر بافت و نیز گردش خون در بافت و امثال آن از یک سو و ترکیب فازها و مرز بین فازهای ایمپلنت، مورفولوژی و تخلخل سطح ایمپلنت، واکنش‌های شیمیایی و بار مکانیکی از سوی دیگر بستگی دارد. اگر واکنش ایمپلنت- بافت سمی باشد، موجب مرگ بافت می‌شود. اگر واکنش و پاسخ از نظر بیولوژیکی تقریباً خنثی باشد، بافت یک پوسته رشته‌ای (Fibrous Capsule) (کپسول فیروزه) غیر چسبنده در اطراف ایمپلنت تشکیل می‌دهد. این پدیده یک روند دفاعی است و با گذشت زمان می‌تواند منجر به پوشیده شدن و محصور گشتن ایمپلنت با بافت رشته‌ای شود. فلزات و اغلب پلیمرها این نوع پاسخ در سطح را ایجاد می‌کنند و بیوسرامیک‌های تقریباً خنثی و از نظر زیستی غیر فعال مثل آلومین و زیرکون نیز در فصل مشترک خود پوسته یا لیف رشته‌ای گسترش می‌دهند. هنگامی که ایمپلنت زیست‌فعال (Bioactive) باشد، پیوندی در فصل مشترک ایمپلنت- بافت پدید می‌آید. پیوند تشکیل شده در سطح، از جابه‌جایی و حرکت بین دو ماده جلوگیری می‌کند و همانند نوعی از فصل مشترک است که هنگام ترمیم بافتهای طبیعی توسط

بارگذاری فشاری بر آنها مجاز است؛ از طرف دیگر، به منظور تأمین استحکام زیاد مورد نیاز برای ایمپلنت‌ها، این امکان وجود دارد که آلیاژهای فلزی را با پوشش‌های بیوسرامیکی مثل کلسیم فسفات یا هیدرواکسی آپاتیت پوشش داد. توانایی چنین پوشش‌هایی در برقراری پیوند با استخوان می‌تواند به نصب و تثبیت پروتزهای شکسته‌بندی و ایمپلنت‌های دندانی کمک نماید. نشان داده شده است که پیوند شبکه‌ای بلافاصله پس از جاگذاری ایمپلنت در بدن حاصل می‌شود (۱۸-۲۰).

پوشش‌های بیوسرامیکی به منظور اصلاح سطح ایمپلنت و در برخی از موارد برای ایجاد سطحی جدید که خواص ایمپلنت را ارائه می‌دهد و کاملاً متفاوت با وسیله بدون پوشش باشد، به کار رفته است. ترکیب هیدرواکسی آپاتیت اولین ماده‌ای بود که به دلیل شباهت آن به بخش معدنی ساختار استخوان و دندان، برای پوشش دادن ایمپلنت‌های فلزی مورد استفاده قرار گرفت. با وجود پاسخ نسبتاً خوب بافت به سطوح ایمپلنت فلزی مثل لایه اکسید تیتانیم رویین موجود بر روی تیتانیم، می‌توان با پوشش دادن موادی مثل کلسیم فسفات بر روی ایمپلنت، سطحی فراهم ساخت که برای تشکیل استخوان و یا برقراری پیوند با ایمپلنت مناسب باشد. یکی از دلایل استفاده از پوشش هیدرواکسی آپاتیت یا کلسیم فسفات مشابه، ایجاد پایداری و تثبیت سریعتر ایمپلنت در استخوان اطراف آن است؛ برای مثال در مورد یک ایمپلنت دندانی، زمان التیام و درمان کوتاهتر می‌شود و پروتز یا عضو مصنوعی چسبیده را می‌توان سریعتر در محل خود قرار داد و دلیل دیگر

استخوان، همجواری و فصل مشترک داشته باشد. زیست سازگاری (Biocompatibility) ماده ایمپلنت در بهترین شرایط مطلوب، آن است که تشکیل بافت در سطح ایمپلنت صورت گیرد و یک فصل مشترک پیوسته تثبیت گردد که قادر باشد انتقال بار اعمالی بر ایمپلنت را به انجام برساند. این که مجموعه استخوان و ایمپلنت تا چه حد قادر است همانند یک واحد مکانیکی یکپارچه عمل نماید، به عواملی مثل خواص فیزیولوژیکی و مکانیکی استخوان زنده و نیز خواص فیزیکی، مکانیکی و شیمیایی ایمپلنت و همچنین بر همکنش بین استخوان و ایمپلنت بستگی دارد (۲،۳).

ترکیبات معدنی اصلی استخوان و دندان (که بافت سخت بدن محسوب می‌شوند) از نظر شیمیایی، کاملاً پیچیده‌اند و بخش عمده و غالب آنها در شکل تک ساختاری مشابه هیدرواکسی آپاتیت $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ ظاهر می‌شود. آپاتیت‌های زیست (Biological Apatites) به دلیل ظهور در شکل غیر استوکیومتری (Non-Stoichiometric)، داشتن نسبت پایین کلسیم به فسفر و دارا بودن نواقص ساختمانی و عیوب اضافی، جانشینی تعدادی یون خارجی مثل: CO_3^{2-} سیتريت Na^+ ، Mg^{2+} و مقادیر بسیار اندک از Sr^{2+} ، K^+ ، F^- ، Cl^- و دیگر یون‌های فلزی، شناخته شده‌اند (۱۳-۱۵). شکل مصنوعی هیدرواکسی آپاتیت از نظر شیمیایی و بلورشناسی شبیه هیدرواکسی آپاتیت طبیعی است؛ اما عیناً منطبق با آن نیست (۱۶،۱۷).

از آنجا که خواص مکانیکی بیوسرامیک‌ها محدود است، نباید آنها را تحت اعمال بار قرار داد و فقط

پوشش‌دادن به انجام رسیده و تأثیر روش اجرایی بر ترکیب شیمیایی، ریز ساختار و میزان بلورینگی نهایی بررسی شده است و از طرف دیگر با اجرای آزمونهای کلینیکی در بدن حیوانات، تلاش شده تا اساس و چهارچوبی برای انتخاب نوع پوشش با توجه به عملکرد مورد انتظار از آن حاصل گردد.

روشهای مدرن آنالیز مثل پراش پرتوایکس (X-Ray Diffraction)، میکروسکوپ الکترونی روبشی (Scanning Electron Microscopy- SEM)، تحلیل مادون قرمز تبدیل فوریر (Fourier Transform Infrared Analysis) و طیف‌سنجی رامان (Raman Spectroscopy) برای کسب اطلاعات ساختاری، تعیین فازها و میزان بلورینگی، بررسی سطح پوشش، تعیین ترکیب شیمیایی ریز ساختار و خواص فیزیکی به کار رفته است.

بحث و نتیجه‌گیری

استحکام پیوند پوشش به ایمپلنت و آهنگ حل شدن (Dissolution Rate) پوشش دو خاصیت مهم پوششهای هیدرواکسی آپاتیت پاشش پلاسمایی شده است. حل شدن سریع پوشش ممکن است سبب شود که پوشش به مدت کافی بر روی ایمپلنت باقی نماند و امکان پایداری کامل ایمپلنت در استخوان یا پاسخ بافت مطلوب حاصل نشود. اگرچه برخی از مطالعات نشان می‌دهد که تفاوت قابل توجهی بین ایمپلنت پوشش دار و بدون پوشش وجود ندارد ولی به نظر می‌رسد که تشکیل استخوان در اطراف ایمپلنت پوشش‌دار زودتر

طولانی‌تر کردن عمر، دوام و عمر عضو مصنوعی است (۲۴-۵،۲،۲۱).

فرایندها و روشهای مختلفی برای پوشش‌دادن هیدرواکسی آپاتیت و سایر مواد بیوسرامیکی بر روی زیر لایه‌های فلزی مورد استفاده قرار می‌گیرد که مهمترین آنها روش پاشش پلاسمایی (Plasma Spraying) است که برای پوشش‌دادن ایمپلنت‌ها به کار می‌رود. روشهای دیگری نیز وجود دارد که با به‌کارگیری برخی از آنها پوششهایی با هیدرواکسی آپاتیت صددرصد بلورین فراهم می‌شود و یا توانایی ایجاد مزایایی را در کاربردهای ویژه مثل ایجاد پوشش متخلخل بر سطح ایمپلنت دارد (۲۵،۲).

روش بررسی

تحقیقات و بررسیهای آزمایشگاهی کلینیکی کوتاه و بلند مدت بر روی حیوانات به منظور روشن شدن جزئیات خواص، رفتار و ویژگیهای پوششهای بیوسرامیکی به عمل آمده است و این تلاشها هنوز هم ادامه دارد. انواع پوششهای بیوسرامیکی چون کلسیم فسفات، هیدرواکسی آپاتیت، فلور و آپاتیت و بایوگلاس‌ها به عنوان پوشش به روشهای مختلف بر روی ایمپلنت‌های دندانی و ارتوپدی نشانده شده‌اند و عملکرد و نتایج حاصل در آزمونهای آزمایشگاهی و کلینیکی بررسی شده است. تأثیر روش پوشش‌دادن، ترکیب پوشش و نیز مقدار درصد بلورینگی پوشش بر نتایج حاصل و رفتار پوشش نیز بررسی شده است.

تحقیقات زیادی در ارتباط با بهینه‌سازی روش

کاشتنی پلیمری و سرامیکی که با هیدرواکسی آپاتیت پوشش داده شده‌اند به صورت تجارتي در دسترس قرار دارد. پوشش‌های ایمپلنت دندانی و ارتوپدی فقط بر قسمتی از وسیله مورد نظر ایجاد می‌شود. در یک یا دو بخش از ایمپلنت دندانی، فقط ناحیه‌ای که در استخوان قرار می‌گیرد با هیدرواکسی آپاتیت پوشش داده می‌شود. ایمپلنت‌های دندانی زیر ضریح استخوان معمولاً بطور کامل پوشش داده می‌شوند؛ به استثنای قسمتی که در بالاست و بخشی از عضو مصنوعی به آن اتصال پیدامی‌کند (۲۵، ۳۰، ۳۱).

بسیاری از پژوهشگران تلاش کرده‌اند که نشان دهند ترویج رشد استخوان در ریزحفره‌های پوشش هیدرواکسی آپاتیت ایجاد شده، بر روی ایمپلنت‌های فلزی صورت می‌گیرد. اغلب آزمون‌ها در بدن حیوانات به انجام رسیده و تفاوت رشد استخوان در ایمپلنت‌های با و بدون پوشش نشان داده شده است (۳۲).

از دیگر راه‌های اثرگذاری بر فرایندهای فصل مشترک استخوان-ایمپلنت، استفاده از بیومتریال‌هایی است که خاصیت تجزیه شیمیایی و اضمحلال آنها کنترل شده است؛ از جمله این گونه بیومتریال‌ها می‌توان به بیوسرامیک زیست‌فعال با قابلیت اضمحلال اشاره کرد که با گذشت زمان توسط بدن جذب می‌گردد و بافت، جایگزین آنها می‌شود. به نظر می‌رسد تری‌کلسیم فسفات مناسبترین بیوسرامیک از این گروه است (۳۳).

تری‌کلسیم فسفات از نظر بلورشناسی به دو شکل آلفا تری‌کلسیم فسفات (α -TCP) و بتاتری‌کلسیم

صورت می‌گیرد و به همین دلیل است که مهم‌ترین مزیت پوشش‌های هیدرواکسی آپاتیت می‌تواند پایدارسازی و تثبیت ایمپلنت در کوتاه مدت باشد.

تشکیل استخوان در مقابل پوشش هیدرواکسی آپاتیت مشاهده شده است و گزارش‌هایی مبنی بر این که ایمپلنت‌های دارای پوشش هیدرواکسی آپاتیت از محل خود برداشته و خارج شده‌اند، وجود دارد؛ در حالی که پوشش از سطح ایمپلنت کنده و جدا شده و ذرات و تکه‌های ریز آن متصل به استخوان اطراف باقی مانده است. این مطلب دلیل بر این است که در برخی از موارد، استحکام پیوند بین پوشش و استخوان ممکن است بیشتر از پیوند پوشش به فلز زیر لایه باشد. در مورد ایمپلنت دندانی اطراف ضریح استخوان از جنس آلیاژ کبالت-کروم با پوشش هیدرواکسی آپاتیت مشاهده شده که بخشی از پوشش پس از جابه‌جایی و برداشتن ایمپلنت از داخل استخوان، گسیخته و کنده شده است (۲۵-۲۹).

استفاده از پوشش‌های هیدرواکسی آپاتیت، تلاشی جهت افزایش پاسخ استخوان اطراف یا بافت اطراف یک ایمپلنت فلزی یا سرامیکی است. گسترده‌ترین استفاده پوشش‌های هیدرواکسی آپاتیت برای ایمپلنت‌های دندانی زیر ضریح استخوان (Subperiosteal Dental Implant) و ایمپلنت‌های دندانی ریشه‌ای (Endosseous Dental Implant) فلزی است و تا حدودی نیز برای وسایل شکسته‌بندی و درمان آسیب مثل کاشتنی‌های تعویض مفصل ران و زانو استفاده می‌شود. در حال حاضر تعداد اندکی وسایل

در حلالیت تتراکلسیم فسفات و آلفاتری کلسیم، فسفات بسیار بیشتر از هیدرواکسی آپاتیت است. فلوروآپاتیت حلالیت کمتری در مقایسه با هیدرواکسی آپاتیت دارد؛ در حالی که منیزیم β -Whitlokite حلالیت بسیار بالاتری نشان می‌دهد (۴۵،۴۳،۳۹).

پوشش‌های شیشه زیست فعال (Bioactive Glass) به منظور حفاظت فلز زیر لایه در برابر خوردگی و تجزیه و اضمحلال و محافظت از بافت در برابر محصولات خوردگی (که ممکن است اثر سیستماتیک داشته باشد) و ایجاد تماس نزدیک پوشش به استخوان، مورد استفاده قرار می‌گیرند. این نوع پوششها معمولاً برای ایمپلنت‌های دندانی یا ارتوپدی بر روی فلزاتی چون آلیاژ تیتانیوم ۶٪، آلومینیوم ۴٪ و انادیم، آلیاژهای کبالت-کروم و فولادهای ضد زنگ، استفاده می‌شوند (۴۶).

پژوهش‌های اجرا شده در بدن حیوانات دلالت بر این دارد که پوشش بتاتری کلسیم فسفات برای ایجاد تماس در فصل مشترک ایمپلنت-بافت در زمان بسیار کوتاه مؤثر است (۴۷) و مقایسه ایمپلنت‌های دندانی با پوشش و بدون پوشش هیدرواکسی آپاتیت در بدن حیوانات هم نشان داده است که ایمپلنت‌های پوشش دار موجب تثبیت بهتر ایمپلنت در استخوان می‌شود (۴۸)؛ اگر چه نشان داده شده است که هیدرواکسی آپاتیت و فلوروآپاتیت تکه‌ای، در بدن انسان و حیوانات تجزیه و اضمحلال پیدا نمی‌کند ولی پوشش آنها بر سطح ایمپلنت در بدن اضمحلال پذیر است؛ زیرا این‌گونه پوششها طی عملیات پوشش‌دادن تقریباً ۵۰٪ بلورینگی

فسفات (β -TCP) یافت می‌شود. تری کلسیم فسفات قابل جذب (β -Whitlockite) فعالیت بیشتری در راستای افزایش بازسازی استخوان در مقایسه با سرامیک‌های هیدرواکسی آپاتیت ارائه می‌کند و بر حسب نسبت کلسیم به فسفر، تشکیل استخوان بی‌قاعده یا ورقه‌ای‌تر در سطح سرامیک پدید می‌آید (۳۷-۳۴).

تغییر خواص پوشش‌های کلسیم فسفات بر روی مکانیزم پیوند استخوان و آهنگ تشکیل آن اثر می‌گذارد. فوق اشباع موضعی از یون‌های سازنده فاز معدنی استخوان که بر اثر افزایش تغییر محلول جامد در سطح پوشش صورت می‌گیرد، می‌تواند سبب بالا رفتن رشد بافت استخوان شود (۳۸). تغییر نسبت کلسیم به فسفر (از ۲ تا ۱/۵) مثلاً در تتراکلسیم فسفات، هیدرواکسی آپاتیت و آلفا یا بتاتری کلسیم فسفات منجر به تفاوت قابلیت اضمحلال (Degradation) و تفاوت در تماس استخوان می‌شود (۳۹-۴۲). تغییر ترکیب با افزودن فلئور به آپاتیت یا منیزیم به β -Whitlokite نیز بر پایداری پوششها اثر می‌گذارد (۴۳،۴۴). تغییر ترکیب شیمیایی که با افزودن فلئور به آپاتیت یا منیزیم به β -Whitlokite ایجاد می‌شود نیز بر پایداری پوشش تأثیر می‌گذارد. هیدرواکسی آپاتیت استحکام برشی کمتر و اضمحلال بیشتری در مقایسه با فلور و آپاتیت نشان داده است.

منیزیم β -Whitlokite تماس استخوان کمتر، استحکام برشی کمتر و اضمحلال افزونتری ارائه کرده است. پژوهش‌های کلینیکی در بدن نشان داده است که

این راستا تحقیقات زیادی نیز در رابطه با بهینه کردن عملیات حرارتی (Heat Treatment) برای رفع این مشکل پیشنهاد شده است (۴۹). عملیات فلورایدتراپی پوششهای هیدرواکسی آپاتیت (استفاده از یک محلول حاوی یون فلئور) نیز توانسته است پایداری پوششها را افزایش دهد (۵۰) و در هر حال، نتایج درازمدت مطالعات نشانگر آن است که استفاده از پوششهای هیدرواکسی آپاتیت بر روی ایمپلنتها حاکی از تثبیت ایمپلنت در استخوان است (۵۱). استفاده از پوشش هیدرواکسی آپاتیت بر روی تیتانیم که به عنوان ریشه دندان کاشتنی به کار می‌رود، سبب شده که هیدرواکسی آپاتیت به صورت بخشی از استخوان درآید و ایمپلنت به فک دهان بچسبد و محکم گردد (۵۲)؛ تثبیت بهتر ایمپلنت در استخوان به کمک پوشش هیدرواکسی آپاتیت در مطالعات متفاوت تائید شده است (۵۳) و مزایای این‌گونه پوششها در کاربردهای دندانی و ارتوپدی بطور جدی مورد توجه قرار دارد (۵۴).

خود را از دست می‌دهند و به همین دلیل نیز یک عملیات حرارتی (Heat Treatment) برای رفع این مشکل پیشنهاد شده است (۴۹). عملیات فلورایدتراپی پوششهای هیدرواکسی آپاتیت (استفاده از یک محلول حاوی یون فلئور) نیز توانسته است پایداری پوششها را افزایش دهد (۵۰) و در هر حال، نتایج درازمدت مطالعات نشانگر آن است که استفاده از پوششهای هیدرواکسی آپاتیت بر روی ایمپلنتها حاکی از تثبیت ایمپلنت در استخوان است (۵۱). استفاده از پوشش هیدرواکسی آپاتیت بر روی تیتانیم که به عنوان ریشه دندان کاشتنی به کار می‌رود، سبب شده که هیدرواکسی آپاتیت به صورت بخشی از استخوان درآید و ایمپلنت به فک دهان بچسبد و محکم گردد (۵۲)؛ تثبیت بهتر ایمپلنت در استخوان به کمک پوشش هیدرواکسی آپاتیت در مطالعات متفاوت تائید شده است (۵۳) و مزایای این‌گونه پوششها در کاربردهای دندانی و ارتوپدی بطور جدی مورد توجه قرار دارد (۵۴).

نتایج پژوهشهای کلینیکی در بدن حیوانات و آزمونهای آزمایشگاهی نشان می‌دهد که انواع پوششهای بیوسرامیکی در برقراری پیوند با استخوان توانایی دارد. تلاش شده است تا با استفاده از پژوهشها، چهارچوبی برای انتخاب پوشش با توجه به عملکرد مورد انتظار فراهم گردد (۷۱).

مطالعاتی که به‌تازگی بر روی حیوانات انجام شده، نشان می‌دهد که پیوند استخوان با پوشش هیدرواکسی آپاتیت ایمپلنت برای تثبیت عضو مصنوعی مناسب و مطلوب است (۷۲) و تشکیل استخوان بر روی پوشش کلسیم فسفات سریعتر صورت می‌گیرد (۷۳).

مهمترین مزیت پوششهای هیدرواکسی آپاتیت می‌تواند پایدارسازی و تثبیت کاشتنی در کوتاه مدت

خود را از دست می‌دهند و به همین دلیل نیز یک عملیات حرارتی (Heat Treatment) برای رفع این مشکل پیشنهاد شده است (۴۹). عملیات فلورایدتراپی پوششهای هیدرواکسی آپاتیت (استفاده از یک محلول حاوی یون فلئور) نیز توانسته است پایداری پوششها را افزایش دهد (۵۰) و در هر حال، نتایج درازمدت مطالعات نشانگر آن است که استفاده از پوششهای هیدرواکسی آپاتیت بر روی ایمپلنتها حاکی از تثبیت ایمپلنت در استخوان است (۵۱). استفاده از پوشش هیدرواکسی آپاتیت بر روی تیتانیم که به عنوان ریشه دندان کاشتنی به کار می‌رود، سبب شده که هیدرواکسی آپاتیت به صورت بخشی از استخوان درآید و ایمپلنت به فک دهان بچسبد و محکم گردد (۵۲)؛ تثبیت بهتر ایمپلنت در استخوان به کمک پوشش هیدرواکسی آپاتیت در مطالعات متفاوت تائید شده است (۵۳) و مزایای این‌گونه پوششها در کاربردهای دندانی و ارتوپدی بطور جدی مورد توجه قرار دارد (۵۴).

باید توجه داشت که بیوسرامیکها و بویژه هیدرواکسی آپاتیت طی دو دهه اخیر برای کاربرد در ایمپلنتهای دندانی مورد توجه بوده‌اند؛ زیرا زیست سازگارترین ماده شناخته‌شده برای کاشت در استخوان محسوب می‌شوند؛ ولی به دلیل داشتن خواص مکانیکی ضعیف، توجه به سطح ایمپلنت و استفاده از آنها در سطح در دستور کار قرار گرفت (۵۵). بسیاری از پژوهشهای کلینیکی انجام شده بر روی ایمپلنتهای دندانی حاکی از ایجاد پیوند بین بافت استخوان و پوشش هیدرواکسی آپاتیت و تثبیت ایمپلنت بوده (۵۶، ۵۷) و در

شکسته‌بندی و درمان آسیب استخوان مثل کاشتنی‌های تعویض مفصل ران و زانو هم استفاده می‌شود (۷۱). کاشتنی‌های دندانی با پوشش هیدرواکسی آپاتیت سریعتر از کاشتنی بدون پوشش از جنس تیتانیوم یا دیگر آلیاژها با استخوان تطابق حاصل می‌کند (۷۱).

باشد؛ اما به‌طور کلی به نظر می‌رسد که تشکیل استخوان در اطراف کاشتنی پوشش‌دار زودتر صورت می‌گیرد. گسترده‌ترین استفاده پوشش‌های هیدرواکسی آپاتیت برای کاشتنی‌های زیر ضریح استخوان و کاشتنی دندانی فلزی داخل بدن است و برای وسایل فلزی

منابع:

- 1- Hench LL. Bioceramics. *J Am Ceram Soc* 1998; 81(7): 1705-28.
- 2- Hench LL, Wilson J. Introduction in: *An Introduction to Bioceramics*. World Scientific; 1993: 1-2.
- 3- Hench LL. Bioceramics: From concept to clinic. *J Am Ceram Soc* 1991; 74(7): 1487-510.
- 4- Hulbert SF, Bokros JC, Hench LL. *Ceramics in Clinical Applications: Past, Present and Future*. High Tech Ceramics. Amsterdam, The Netherlands; 1987: 189-213.
- 5- Preston JD. Properties in Dental Ceramics. *Proceedings of the IV International Symposium on Dental Materials*. Chicago: Quintessence; 1988.
- 6- Llemons J. Ceramics in Clinical Applications in *Annals of New York Acad. Sci*. New York, 1988 Vol 523. New York: Elsevier; 1987: 297.
- 7- Preston JD. Properties in Dental Ceramics. *Proceedings of the IV Int Symp on Dental Materials*. Chicago: Quintessence; 1988.
- 8- Williams D. *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*. Vol II. CRC Press; 1981.
- 9- Black J. Systemic effects of biomaterials. *Biomaterials* 1984; 5(11): 1984.
- 10- Hench LL, Ethridge EC. *Biomaterials: An Interfacial Approach*. New York: Academic Press; 1982.
- 11- Hench LL. Bioactive Ceramics. *Bioceramics: Materials Characteristics Versus In-vivo Behavior*. Annual New York Acad Sci Vol. 523: 54; 1988.
- 12- Hench LL, Splinter LL RJ, Allen WC, Greenlee TK. *J Biomed Mater Res*. 1972; 2(1):117-141.
- 13- Engstrom A. *The Biochemistry and Physiology of Bone*. New York: Academic Press; 1972.
- 14- Meyer LL, Fowler BO. *Inorg Chem*. 1982; 21: 3029.
- 15- Meconnel D. *Applied Mineralogy*, Springer-Verlag, Wien Vol 5: 1973.
- 16- Alexander H, Parsons JR, Ricci JL, Bajpai PK. Calcium Vased Ceramics and Composites in Bone Reconstruction in *CRC Critical Reviews in Biocompatibility*. Boca Raton Florida: Williams CRC Press; 1987.
- 17- Le Gerson RZ, Parsons JR, Daculsi G, Driessens F. Significance of the Porosity and Physical Chemistry of Calcium Phosphate Ceramics: Biodegradation- Bioresorption. *Ann NY Acad Sci* 1988; 523:271-286.
- 18- Jarcho M. Calcium Phosphate as Hard Prosthetics. *Clin Orthop* 1981; 157: 259-278.
- 19- Geesink RGT, DeGroot K, Klein CP AT. Chemical Implant Fixation Using Hydroxyapatite. *Clin Orthop* 1987; 225: 147-170.
- 20- Cook SD, Thomas KA, Kay JF, Jarcho M. Hydroxylapatite Coated Titanium for Orthopedic Implant Applications. *Clin Orthop Rel Res* 1988; 232: 225-243.
- 21- Ducheyne P. The Effect of Hydroxyapatite Impregnation of Skeletal Bonding of Porous Coated Implants. *J Biomed*

- Mater Res 1980; 14: 225.
- 22- de Groot K. Bioceramics of Calcium- Phosphate. Boca Raton. FL: CRC Press; 1983.
 - 23- de Groot K, Klein CPAT, Wolke JGC. Chemistry of Calcium Phosphate Bioceramics. In: Handbook of Bioactive Ceramics. Vol II. Boca Raton, FL: CRC Press; 1990.
 - 24- Yamamuro T, Hench LL, Wilson J. Calcium Phosphate and Hydroxylapatite Ceramics. In: Handbook of Bioactive Ceramics. Vol II. Boca Raton, FL: CRC Press; 1990.
 - 25- Cook SD. In- vivo Evaluation of Hydroxylapatite Coatings for Orthopedic and Dental Applications. In Bioceramics. Vol 3. Terre Haute :Hulman Institute of Technology; 1992.
 - 26- Lacefield WR. Hydroxylapatite Coatings. In Bioceramics: Materials Characteristics Versus In-vivo Behavior. NY Acad Sci 1988.
 - 27- Ducheyne P, Raemdonck W. Structural Analysis of Hydroxyapatite Coatings of Titanium. Biomaterials 1986; 7: 97-103.
 - 28- Geesink RGT, Groot K. Chemical Implant Fixation Using Hydroxylapatite Coatings. Clin Orthop 1987; 2: 147-170.
 - 29- Kay JF, Jarcho M, Logan G, Liu ST. The Structure and Properties of Hydroxylapatite Coatings on Metals, Transactions 12th Annual Meeting of the Society for Biomaterials IX. 13; 1986.
 - 30- Lacefield WR. Hydroxylapatite Coatings. In: An Introduction to Bioceramics. Pte. Ltd: World Scientific Publishing Co; 1998.
 - 31- Cook SD, Thomas KA, Kay JF. Hydroxyapatite- Coated Porous Titanium for Use as Orthopedic Biologic Attachments System. Clin Orthop 1988; 230: 303-312.
 - 32- Zhou P, Hosonuma M, Kobayashi T. Bone In Growth in to Micropores of Hydroxyapatite Coated Titanium Plates. Surface Engineering 1997; 13(4): 320-322.
 - 33- Koster K, Heide H, König R. Resorbable Calcium Phosphate Ceramics Under Load. Langenbecks Arch Chir 1977; 343: 174.
 - 34- Jarcho M. Calcium Ceramics as Hard Tissue Prosthetics. Clin Orthop 1981; 157: 259-278.
 - 35- Van Blitterswijk A. Macropore Tissue In Growth: A Quantitative Study on Hydroxylapatite Ceramic. Biomaterials 1986; 7: 137.
 - 36- Klein CPAT, Patka P, den Hollan der W. Macroporous Calcium Phosphate Bioceramics. In: Dogs Femora. A Histological Study of Interface and Biodegradation. Biomaterials 1989.
 - 37- Fellows BJ, Bauer G, Gottschalk G. Investigation in to the Nature of Bioactivity in the Calcium Phosphate System. In: Ceramics in Clinical Applications. Materials Science Monograph No. 39. New York: Elsevier; 1987.
 - 38- Groot K, Klein CPAT, Wolke JGC. Plasma- Sprayed Coatings of Calcium Phosphate. In: Handbook of Bioactive Ceramics. Vol II. Boca Raton Florida: CRC Press; 1990.
 - 39- Klein CPAT, Patka P, Vander Lubbe HBM, Wolke JGC. Plasma-Sprayed Coatings of Tetracalcium Phosphate, Hydroxylapatite, and a- KNIGHT on Titanium Alloy: An Interface Study. J Biomed Mater Res 1991; 25: 53-65.
 - 40- Klein CPAT, de Blicke- Hoger Vorst, Wolke JGC, de Groot K. A Study of Solubility and Surface Features of Different Calcium Phosphate Coatings In-vitro and In-vivo: A Pilot Study. In: Ceramics in Substitutive and Reconstructive Surgery. 1991.
 - 41- Klein CP. AT, de Blicke-Hoger Vorst JMA, Wolke JGC, de Groot K. Solubility of Hydroxyapatite, Tricalcium Phosphate and Tetracalcium Phosphate Coatings on Titanium In-vitro. In: Advances in Biomaterials, Clinical Implant Materials. Vol. 9. 1990.
 - 42- Klein CPAT, de Blicke- Hoger Vorst JMA, Wolk JGC, de Groot K. Studies of Solubility of Different Calcium Phosphate Ceramic Particles. In-vitro Biomaterials 1990.
 - 43- Dhert WJA, Klein CPAT. A Mechanical Investigation of Fluorapatite, Magnesium- Whitlockite and

- Hydroxylapatite Plasma Sprayed Coatings. *Goats J Biomed Mater Res* 1991.
- 44- Heling L, Heindel R, Merin B. Calcium Fluoroapatite. A New Material for Bone Implants. *J Oral Implantol* 1981; 9: 548-555.
- 45- Dhert WJA, Klein CPAT, Wolke JGC. Fluoroapatite Magnesium- Witlockite, and Hydroxyapatite Coated Titanium Plugs: Mechanical Bonding and the Effect of Different Implantation Sites. In: *Ceramics in Substitutive and Reconstructive Surgery*. 1991.
- 46- Hench LL, Andersson O. Bioactive Glass Coatings. In: *An Introduction to Bioceramics*. Ple. Ltd: World Scientific Publishing Co; 1993.
- 47- Delecrin J. Biphasic Calcium Phosphate and HA Coated Implants: Mechanical Test and Biological in Bioceramics. Vol. 4. *Proceedings of the 4th International Symposium on Ceramics in Medicine*. London UK; 1991: 317-324.
- 48- Moroni A. Porous Titanium With and Without Hydroxyapatite Coating: A Biomechanical Study. In: *Bioceramics*. Vol 4. *Proceedings of 4th International Symposium on Ceramics in Medicine*. London UK; 1991; 332- 342.
- 49- Denissen HW. Fluoroapatite and Hydroxyapatite Heat-Treated Coating for Dental Implants. *Proceeding of Bioceramics and Human Body*. Faenza, Italy; 1991: 130- 140.
- 50- Chung H, Liu ST. Fluoride Treatment of Hydroxyapatite Coated Metal Implants. *Patent: US*; 1990: 503-546.
- 51- Pfaff HG, Willmann G. Properties of HA- Coated Prostheses and Implants, *Interceram*. 1994; 43 (2): 73-74.
- 52- Nishim T. Hydroxyapatite Coating for Titanium Roots. In: *Adv. Ceram. Rep* 1990.
- 53- Lin CCA Comparison of Metal Implants With Co-Cr-Mo and Hydroxyapatite Coating in Bone-Implant Interfacial Bonding Strength and Bone In Growth. *Biomed Eng Appl Basis Commun*. 1994; 6 (2): 164-173.
- 54- Kay JF. Calcium Phosphate Coating for Dental Implants. *Current Status and Future Potential*. *Dent Clin North Am* 1992; 36 (1): 1-8.
- 55- Jarcho M. Retrospective Analysis of Hydroxyapatite Development for Oral Implant Applications. *Dent Clin North Am* 1992; 36 (1): 19-26.
- 56- Ravaglioli A, Krajewski A, Biasini V, Martinetti R. Interface between Hydroxyapatite and Mandibular Human Bone Tissue. *Biomaterials* 1992; 13 (3): 162-7.
- 57- Dhert WJ. Retrieval Studies on Calcium Phosphate- Coated Implants. *Ann Acad Med Singapore* 1995; 24 (1): 43-51.
- 58- Ponton HJ, Marquis PM. Microstructural Characterization of Hydroxyapatite Coating on Titanium. *J Mat Sci* 1992; 3 (4): 283-287.
- 59- Evans SL, Gregson PJ. The Effect of a Plasma- Sprayed Hydroxyapatite Coating on the Fatigue Properties of Ti-6Al-4V. *Materials Letters* 1993; 16 (5): 270-274.
- 60- Wang BC, Chang E, Yang CY, Tu D. Characteristics and Osteoconductivity of Three Different Plasma- Sprayed Hydroxyapatite Coatings. *Surface and Coating Technology* 1993; 58 (2): 107-117.
- 61- Ohtsuka Y, Matsuura M, Chida N. Formation of Hydroxyapatite Coating on Pure Titanium Substrates by Ion beam Dynamic Mixing. *Surf Coat Technol* 1994; 65 (1-3): 224-230.
- 62- Klimenov VA. Peculiarities of the Structure and Phase Composition of Hydroxyapatite Coating Sprayed by Laminar Plasma Jet and Treated by Electron Beam. *Proceeding of Conference: Thermal Spray Cincinnati, Ohio, USA, 1996*.
- 63- Haman JD, Lucas LC, Crawmer D. Characterization of High Velocity Oxy-Fuel Combustion Sprayed Hydroxyapatite. *Biomaterials* 1995; 16 (3): 229-37.
- 64- Yoshinari JD, Klinge B, Derand T. The Biocompatibility of Hydroxyapatite- Coated Implants Created by Ion Beam Dynamic Mixing. *Clin Oral Implants Res* 1996; 7 (2): 96-100.
- 65- Jansen JA, Caulier H. Evaluation of Ca-P Coatings in Animal Experiments: Importance of Study Design. *J Invest Surg* 1996; 9 (6): 463-79.

- 66- Morgan J, Holtman KR, Keller JC. In-vitro Mineralization and Implant Calcium Phosphate- Hydroxyapatite Crystallinity. *Implant Dent* 1996; 5 (4): 264-71.
- 67- Squire MW, Ricci JL, Rizios R. Analysis of Osteoblast Mineral Deposits on Orthopaedic Dental Implant Metals. *Biomaterials* 1996; 17 (7): 725-33.
- 68- Caulier H, Naert I, Kalk W, Jansen JA. The Relationship of Some Histologic Parameters. Radiographic Evaluations and Periotest Measurements of Oral Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12 (3):380-86.
- 69- Wigianto R, Three- Dimensional Examination of Bone Structure Around Hydroxyapatite Implants Usingdigital Image Processing. *J Biomed Matter Res* 1997; 34: 177-182.
- 70- Sakkers RJB, Dalmeyer RAJ, Brand R, Rozing PM. Assessment of Bioactivity for Orthopedic Coatings in Gap-Healing Model. *J Biomed Matter Res* 1997; 36 (2): 265-273.
- ۷۱- فتحی، محمدحسین؛ مرتضوی، وجیه السادات. کاربرد پزشکی پوششهای بیوسرامیکی ایمپلنت ها. اصفهان: نشر ارکان؛ ۱۳۷۸.
- 72- Hemmerle J, Oncag A, Erturk S. Ultrastructural Features of the Bone Response to a Plasma-Sprayed Hydroxyapatite Coating in Sheep. *J Biomed Matter Res* 1997; 36 (3): 418-427.
- 73- Hulshoff JE, Jansen A. Initial Interfacial Healing Events Around Calcium Phosphate Coated Oral Implants. *CLin Oral Implants Res* 1997; 8 (5): 393-400.