مقاله مروری

مروری بر تغییرات سطوح ایمپلنت های دندانی

دکتر ودود قاسمی برقی[۱] دکتر عدیله شیرمحمدی[#۲] دکتر مهرنوش صدیقی[۱] دکتر نسرین رحمانپور[۱] دکتر مسعود علی حسینی[۱] دکتر مهرناز صدیقی[۳]

۱- دستیار تخصصی پریودنتیکس گروه پریودونتولوژی ،دانشکده دندانپزشکی تبریز، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

۲- دانشیار بخش پریودنتیکس مرکز تحقیقات بیماریهای لثه و دهان، دانشگاه علوم پزشکی تبریز

۳- دستیار تخصصی پریودنتیکس دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان

خلاصه:

سابقه و هدف: این مطالعه، به صورت اجمالی به معرفی روش‌هایی خواهد پرداخت که از طریق تغییرات سطحی باعث افزایش استئواینتگریشن می شوند.

مواد و روش‌ها: جهت بررسی روش‌های آماده سازی سطوح ایمپلنت‌های دندانی، بانک اطلاعاتی Pubmed با کلمات کلیدی dental implant surface, implant surface treatment, implant surface modification و implant surface topography مورد جستجو قرار گرفت و ۴۸ مقاله مرتبط در این زمینه از سال ۲۰۰۰ تا ۲۰۱۲ استخراج گردید.

یافته‌ها: خصوصیات سطحی ایمپلنت همانند خصوصیت شیمیایی سطوح، توپوگرافی سطوح، قابلیت مرطوب شوندگی، میزان شارژ انرژی،خشونت سطحی ،ضخامت لایه اکسید تیتانیومی می توانند سبب افزایش سرعت و قدرت استئواینتگریشن شوند. بسیاری از این روش ها کارایی کلینیکی بالای ۹۵ درصد را در طول ۵ سال از خود نشان داده اند.

نتیجه گیری: نقش دقیق خصوصیت شیمیایی و توپوگرافی سطحی در وقایع اولیه استئواینتگریشن ایمپلنت های دندانی مورد بحث است و با توجه به اینکه بیشتر تحقیقات از نوع آزمایشگاهی بود، تعمیم آن به درمان‌های بالینی مورد بحث بوده و نیاز به تحقیقات بالینی بیشتر دارد.

کلید واژه‌ها: بارگذاری ایمپلنت دندانی، سطح ایمپلنت دندانی، بهبود سطح ایمپلنت دندانی

وصول مقاله: ۹۱/۳/۲ اصلاح نهایی: ۹۱/۵/۱۵ پذیرش مقاله: ۹۱/۷/۱۷

مقدمه:

اهمیت ایمپلنتهای اندواسئوس برای بازسازی بیماران بی دندان در دهه های اخیر رشد فزاینده‌ای پیدا کرده است و در این میان طول عمر و دوام و ماندگاری ایمپلنتهای گذاشته شده همیشه کانون توجه بوده است.[۱،۲]

بطوریکه در ۲۰ سال گذشته، میزان درمان‌های ایمپلنت دندانی در سراسر دنیا حدوداً به تعداد یک میلیون ایمپلنت در هر سال رسیده است.[۲]

موفقیت بلند مدت ایمپلنت‌های دندانی تا حدود زیاد بستگی به اینتگریشن مطمئن و سالم در داخل استخوان فک دارد. ژئومتری و توپوگرافی سطحی جهت موفقیت بلند مدت و کوتاه مدت ایمپلنت‌های دندانی لازم و ضروری می باشد. در دهه گذشته، سطوح ایمپلنت در تلاشی مضاعف جهت فراهم نمودن استخوان در یک روند استئواینتگریشن سریع ایمپلنت در داخل استخوان و بهبود خواص سطوح بیولوژیکی ایمپلنت، گسترش یافته است.[۳]

این استراتژی به تسریع مکانیسم استئواینتگریشن همراه با تشکیل استخوان قویتر و سریعتر که باعث ثبات بهتر در حین مراحل ترمیم می شود، کمک خواهد نمود.[۴]

از زمان پیدایش مفهوم استئواینتگریشن، خصوصیات سطح تماس بین استخوان و ایمپلنت و روشهای ممکن در جهت بهبود آن در تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی و ارتوپدی توجه ویژه‌ای را به خود اختصاص داده است.

[#] نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر عدیله شیرمحمدی تبریز، خیابان آزادی، خیابان گلگشت، دانشکده دندانپزشکی تبریز، مرکز تحقیقات بیماریهای لثه و دهان
پست الکترونیک: shirmohamadia@yahoo.com تلفن: ۰۹۱۴۴۱۱۲۲۷۲

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

بر طبق EUROPEAN ASSOCIATION OF BIOMATERIALS موادی که بعنوان بیومتریال در سطوح ایمپلنت مورد استفاده قرار می‌گیرند باید سازگار با زیست بوده و هیچ گونه آسیبی به بافتهای اطراف وارد نکنند.[۵]

واژه استئواینتگریشن به صورت تجربی به عنوان تماس نزدیک مابین استخوان و ایمپلنت در برش های بافت‌شناسی توصیف می‌شود و در اصطلاح کلینیکی به عنوان ثبات و انکیلوز یک ایمپلنت در استخوان می‌باشد. این ثبات بیولوژیکی یک پیش نیاز برای پروتزهای با ساپورت ایمپلنت و موفقیت بلند مدت آنها می‌باشد .فقدان استئواینتگریشن منجر به شکست ایمپلنت می شود که با عوامل متعدد در ضمن و بعد از مراحل درمان ایمپلنت می تواند ارتباط داشته باشد.[۶]

استئواینتگریشن سطوح ایمپلنت‌های تایتانیوم به خواص فیزیکی و شیمیایی و نیز توپوگرافی خصوصیات سطحی بستگی دارد.[۷] این یکپارچگی (پیوند) فانکشنال و ساختاری ایمپلنت با استخوان زنده، قویا تحت تأثیر خواص سطحی ایمپلنت تایتانیومی می‌باشد.[۳] به عبارت دیگر خواص فیزیکی و شیمیایی سطح، مانند ترکیب یونی ، هیدروفیل بودن و خشونت سطحی از پارامترهایی هستند که نقش اساسی را در تاثیر متقابل ایمپلنت و بافت بر هم ایفا می‌کنند.[۸]

نتایج مطالعات نشان داده است که بهبود سطوح ایمپلنت تاثیر مثبت در ترمیم استخوان بصورت اولیه داشته و منجر به تشکیل استخوان لاملار بدلیل ریمودلینگ اولیه در استخوان woven می شود. همچنین خصوصیت سطحی بیوماتریالها جهت پاسخ سلولها در محل حد فاصل بین ایمپلنت و استخوان واثر بر رشد کمی و کیفی بافت استخوانی جدید ضروری می باشد.[۹،۱۰]

هدف از این مقاله، مروری بر سطوح مختلف ایمپلنت‌های دندانی و روش‌هایی را که باعث تسهیل و سهولت استئواینتگریشن می‌شود، در این مقاله خواص فیزیکی و شیمیایی سطوح ایمپلنت در رابطه با رفتارهای بیولوژیکی و کلینیکی آنها بحث خواهد شد.

مواد و روش‌ها:

بررسی جامع و کامل مقالات online پایگاههای اطلاعاتی مانند cochrane , pubmed و تحقیق و تفحص دستی مقالات موجود از مجلات علمی و پژوهشی انجام شد که ۴۸مقاله یافت شد و از این تعداد ۳۷مقاله (اکثریت مربوط به مقالات ۲۰۰۰ -۲۰۱۲)که اطلاعات کامل و ضروری در این رابطه داشتند انتخاب شدند.

مقالات از سال ۱۹۹۸ تا ۲۰۱۲ بررسی شدند.۱۸۹۳ عنوان مقاله ابتدا توسط دو مرور کننده مستقل بررسی شده و ۳۲۱ چکیده مقاله انتخاب شدند. در مرحله بعدی این مقدار به ۱۰۲ چکیده‌ی مقاله کاهش پیدا کرد. از این تعداد چکیده ی مقالات ۵۹ مقاله کامل انتخاب شدند که در مرحله نهایی به ۲۶ مقاله جهت ورود به مطالعه کاهش پیدا کرد. در مجموع ۲۶ مقاله کامل و ۳۰ چکیده در مقاله استفاده شد. هر گونه عدم هماهنگی در استخراج اطلاعات بین مرورکنندگان از طریق بحث (discussion) و توافق (consensus) حل شد.

یافته‌ها:

بسته به ترکیب توده (bulk) و خصوصیت سطح، ترکیب شیمیایی و شارژ موجود بر روی سطح ایمپلنت متفاوت می‌باشد. ترکیب شیمیایی و شارژ سطح برای جذب پروتئین و اتصال سلولی حیاتی می‌باشند. ایمپلنت‌های دندانی معمولاً از تایتانیوم خالص تجاری و یا آلیاژهای تایتانیومی بوده و نتایج کلینیکی بسیار عالی را نشان داده اند. [۱۰] فرم تایتانیوم خالص تجاری (CPTi) درجه خلوص متنوعی دارد که از ۱ تا ۴ درجه بندی می‌شود. درجه خلوص CPTi توسط حجم اکسیژن، کربن و آهن تعیین می‌شود. اکثر ایمپلنت‌های دندانی از CPTi درجه ۴ ساخته شده‌اند. چرا که نسبت به سایر درجات قویتر می‌باشد. آلیاژهای تایتانیوم اساساً از (Ti 6 Al 4V آلیاژ تایتانیوم درجه ۵) باyield strength و مقاومت بیشتر در برابر خستگی (fatigue) نسبت به تایتانیوم خالص تشکیل شده‌اند. البته لازم به ذکر است که سطح PH بزاق بطور قابل توجهی بر میزان خوردگی CPTi و آلیاژهای ان تاثیر

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

می‌گذارد. همچنین در اکثر مطالعات ثابت شده است که ایمپلنتهای تایتانیومی با پوششهای سطحی متفاوت دامنه وسیعی از خواص فیزیکی، شیمیایی و توپوگرافی سطحی را نشان می دهند.[۱۱،۱۲]

ترکیب شیمیایی سطوح ایمپلنت‌های تایتانیومی خاصیت هیدروفیلی سطح ایمپلنت را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد. سطوح با خصوصیت هیدروفیلی بالا درمقایسه با سطوح هیدروفوبیک از لحاظ فعل و انفعالات با مایعات بیولوژیکی مطلوبتر می‌باشند. دامنه هیدروفیل – هیدروفوب برای سطوح ایمپلنت‌های تایتانیومی از صفر درجه برای سطوح هیدروفیل تا ۱۴۰ درجه برای سطوح هیدروفوبیک در نظر گرفته می‌شود.[۱۰،۱۳،۱۴] اخیراً در یک مدل حیوانی نشان داده شده است که یک سطح ایمپلنت سندبلاست و اسید اچ شده هیدروفیل ، نسبت به سطح منظم ایمپلنت، دارای سطح تماس بیشتری است. [۱۴]

به هرحال باید در نظر داشت که در سایر مطالعات نتایج ضد و نقیضی ارائه شده است ، بطوریکه استفاده از ایمپلنت‌های دندانی با سطح هیدروفیلیک برای بهبود پاسخ استخوان با شکست مواجه شدند.[۸-۱۵]

خشونت سطحی

تغییر در خشونت سطحی ایمپلنت در مطالعات آزمایشگاهی پاسخ استئوبلاستیک قابل توجهی نشان داده است. در مطالعات بالینی، موفقیت بلند مدت زمانی بدست می آید که خشونت سطحی باعث افزایش تماس مستقیم استخوان با سطح ایمپلنت شود.[۱۶]

مطالعات نشان داده است که خشونت سطحی ایمپلنت بر میزان استئواینتگریشن و ثبات بیومکانیکال تأثیرگذاشته و باعث القای پاسخ مناسب ایمپلنت با استخوان می شود. البته هنوز بطور واضح مشخص نشده است که آیا این خاصیت بدلیل خشونت سطحی بوده و یا در رابطه با تغییر در ترکیب سطحی می‌باشد.[۱۲،۱۶]

خشونت سطحی بر اساس اندازه نسبی و شکل ظاهری در سه سطح تقسیم‌بندی می‌شود که شامل اندازه‌های ماکروسکوپی، میکروسکوپی و اندازه نانومتری می‌باشد. [۸]

خشونت ماکروسکوپی دامنه‌ای از چند میکرومتر تا چند میلی‌متر را شامل می‌شود. این درجه بندی به طور مستقیم در ارتباط با ژئومتری ایمپلنتی با پیچ‌های رزوه‌دار و سطوح متخلخل در حد ماکروسکوپی می‌باشد. شواهد نشان می‌دهند که ثبات اولیه ایمپلنت و ثبات مکانیکال بلندمدت می‌توانند بوسیله خشونت سطحی در حد ماکروسکوپی بهبود یابند.

خشونت سطحی ایمپلنت بر طبق تقسیم بندی Albrektsoon به صورت سطوح با حداقل خشونت سطحی(۱-۰/۵میکرون)، خشونت سطحی متوسط (۲-۱میکرون) و خشونت سطحی زیاد(بالاتر از ۲میکرون) بیان شده است. [۲۰] در مطالعات انجام گرفته، مشخص شده است که خشونت سطحی متوسط پاسخهای استخوانی قویتری در مقایسه با خشونت سطحی حداقل وخشونت سطحی زیاد تولید می‌کنند. [۳]

مکانیزم اصلی قفل مکانیکی حدفاصل خشونت سطحی ماکروسکوپیک ایمپلنت و پروفایل استخوان احاطه کننده می‌باشد. [۱۸،۱۴]

خشونت میکروسکوپی در دامنه ۱۰-۱ میکرومتر می باشد. این دامنه از خشونت سطحی، باعث به حداکثر رسیدن قفل مکانیکی ما بین استخوان مینرالیزه و سطح ایمپلنت می‌شود.[۶] در یک روش بصورت تئوری پیشنهاد شده است که سطح ایده‌آل باید با سوراخ‌های نیمه کروی که تقریباً ۱/۵ میکرومتر عمق و ۴ میکرومتر قطر دارند، پوشیده شود.

اندیکاسیون کلینیکی اصلی جهت استفاده از ایمپلنت با سطح خشن، کیفیت ضعیف و یا حجم کم استخوان میزبان می باشد. در بیماران با مقادیر استخوان ناکافی و یا محدودیتهای آناتومیکی، ایمپلنت‌های کوتاه با سطوح خشن نتایج کلینیکی بهتری نسبت به سطوح صاف دارند. [۱۹] امروزه سطوح ایمپلنت با خشونت میکروسکوپی در بازار ایمپلنت‌های دندانی پذیرفته شده اند.[۲۴] این موضوع که توپوگرافی سطحی در حد

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

میکرومتر منجر به افزایش استخوان در سطح ایمپلنت می‌شود، توسط بعضی شواهد کلینیکی حمایت شده است. [۲۱،۲۰]

پروفایل سطحی در محدوده نانومتر نقش مهمی در جذب پروتئین، چسبندگی سلولهای استئوبلاست و میزان استئواینتگریشن دارد.[۲۲] بهرحال تولید خشونت سطحی در محدوده نانومتر با treatment chemical مشکل می‌باشد. علاوه بر آن سطح اپتیمال توپوگرافی نانو برای جذب انتخابی پروتئین که منجر به چسبندگی سلولهای استئوبلاست و رسوب سریع استخوان می‌شود ، مشخص نشده است. [۸]

تا کنون روشهای مختلفی در رابطه با ایجاد یک سطح خشن و بهبود استئواینتگریشن ایمپلنت‌های دندانی تایتانیومی توسعه یافته اند. در این میان تکنیکهای متعددی شامل فرایندهای افزایشی(مانند افزودن هیدروکسی آپاتیت) و کاهشی(مانندااسید اچ و سندبلاست) جهت تغییر توپوگرافی سطحی ایمپلنت ارائه شده است. همچنین می توان از تایتانیوم پلاسما اسپری بلاست شده با ذرات سرامیک، و سطوح آندکاری شده برای بهبود ویژگیهای سطحی استفاده کرد.[۲۳]

ایجاد خشونت در سطح ایمپلنت‌ها توسط تایتانیوم پلاسما اسپری (TPS)، یک روش بهینه برای به دست آوردن مورفولوژی و توپوگرافی سطح می‌باشد. مزیت پوشش پلاسما در این است که باعث متخلخل شدن سطوح ایمپلنت‌ها می‌شود که در نتیجه استخوان می‌تواند به آسانی در آن نفوذ کند. استئواینتگریشن برای سطوح خشن با ساختار باز (Open Structure) بین ۴۰۰-۵۰ میکرومتر، با بالاترین سرعت و بطور مؤثراتفاق می افتد.[۲۴] در این روش ذرات تایتانیومی بر روی سطح ایمپلنت‌ها پرتاب می‌شوند و سپس متراکم شده و با هم ترکیب می شوند و یک لایه به ضخامت ۳۰ میکرومترایجاد می‌کنند. که در ضخامت ۵۰-۴۰ میکرومتر به یک ضخامت یکنواخت می رسد. پوشش‌های TPS بطور میانگین خشونت سطحی در حدود ۷ میکرومتر دارند که منجر به افزایش ناحیه سطح ایمپلنت می‌شود. این توپوگرافی سه بعدی منجر به افزایش tensile strength در حد فاصل ایمپلنت- استخوان می شود. [۲۵] یونهای فلزی ممکن است در نتیجه ساییدگی و سایش و تجزیه ایمپلنت آزاد شده و امکان دارد دارای پتانسیل کارسینوژنیک موضعی و سیستمیک باشند. بهرحال عوارض موضعی و سیستمیک آزاد شدن یونهای تایتانیوم بطور کلی شناخته نشده‌اند.[۲۶] مطالعات نشان داده‌اند که حد فاصل استخوان ایمپلنت در سطوح TPS سریعتر از ایمپلنت‌های ماشینی شده تشکیل می‌شود. سطوح خشن که توسط TPS و سندبلاست و یا اسید اچ بدست می‌آیند ، در مقایسه با ایمپلنت‌های ماشین شده میزان مقاومت تورک بالاتری دارند.[۲۷]

در مطالعات انجام یافته که واکنش انواع ایمپلنتهای با پوششهای(هیدروکسی آپاتیت) HA وTPS را در مواجهه با التهاب و پری ایمپلنتایتیس ایجاد شده به طریق مصنوعی مورد بررسی قرار دادند، پاسخهای مشابه ای مشاهده شد و نتایج آماری بدست آمده از این تحقیقات هیچ اختلاف معنی داری در وقوع پری ایمپلنتایتیس را نشان ندادند.[۲۸] البته در مطالعه دیگری سطوح پوشش داده شده با TPSدر مقایسه با سطوح صاف بیشتر مستعد پری ایمپلنتایتیس بودند.[۲۹] به دلیل اینکه مطالعات اندکی دراین رابطه وجود دارد و با توجه به نتایج ضد و نقیض، باید تحقیقات بیشتر و گسترده تری در رابطه با تاثیر خصوصیات سطحی ایمپلنت در گسترش التهاب و پری ایمپلنتایتیس انجام گیرد.

ایجاد خشونت در سطح ایمپلنت توسط سندبلاست، روش دیگری برای خشن نمودن سطوح تایتانیوم شامل بلاست کردن ایمپلنت‌ها با ذرات سرامیکی سخت می‌باشد. ذرات سرامیکی از میان یک لوله با سرعت بالا بوسیله هوای متراکم پرتاب می‌شوند. بسته به اندازه ذرات سرامیک سطوح با خشونت‌های متفاوت می‌توانند بر روی ایمپلنت‌های تایتانیومی تولید شوند.[۲۶] ماده بلاست باید از نظر شیمیایی با ثبات بوده واز نظر زیستی سازگار باشد و نباید مانع استئواینتگریشن ایمپلنت‌های تایتانیومی شود. انواع مختلف ذرات سرامیکی مانند آلومینا، اکسید تایتانیوم و ذرات فسفات کلسیم مورد استفاده قرار گرفته اند. [۲۷]

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

آلومینا ً (AL2o3)که غالباً به عنوان یک ماده بلاست کننده استفاده می‌شود سطوح با خشونت متفاوت تولید می‌کند. به هرحال ماده بلاست کننده اغلب در داخل سطح ایمپلنت فرورفته و بقایای آن حتی بعد از حمام اولتراسونیک، استریلیزاسیون و غیرفعال سازی توسط اسید، باقی می ماند. آلومینا در اسید نامحلول بوده و به همین دلیل به سختی از سطح تایتانیوم برداشته می‌شود. در تعدادی از موارد این ذرات به داخل بافت‌های اطراف رها شده و با استئواینتگریشن ایمپلنت‌ها تداخل پیدا می‌کنند. تنوع شیمیایی سطح ایمپلنت ممکن است مقاومت نسبت به خوردگی تایتانیوم را در محیط فیزیولوژیک کاهش دهد.[۳۰] اکسید تایتانیوم نیز برای بلاست کردن ایمپلنت‌های دندانی تایتانیومی استفاده می‌شود. ذرات اکسید تایتانیوم با میانگین اندازه ۲۵ میکرومتر بطور متوسط یک سطح خشن در دامنه ۲-۱میکرومتر بر روی ایمپلنت‌های دندانی ایجاد می‌کنند. سایر مطالعات میزان موفقیت کلینیکی بالایی برای ایمپلنت‌های سندبلاست تایتانیومی تا ۱۰ سال بعد از گذاشتن ایمپلنت نشان داده‌اند.[۲۹]

رجایی و همکاران در مورد تاثیر عملیات سطحی مکانیکی و شیمیایی ایمپلنت های تیتانیومی بر چسبندگی و بقای سلول های فیبروبلاست انجام گرفت، نتایج کشت سلولی نشان دادکه در نمونه‌های سندبلاست شده به دلیل تخلخل بیشتر نسبت به سطوح اسید اچ شده، تراکم سلولی بیشتری در فصل مشترک آنها با محیط سلولی دیده می‌شود. [۳۱]

راه حل سوم برای ایجاد خشونت در ایمپلنت‌های تایتانیومی **استفاده از مواد بلاست کننده با خاصیت استئوکانداکتیو** و سازگار با محیط و قابل جذب است. کلسیم فسفات مانند هیدروکسی آپاتیت، بتا تری کلسیم فسفات و ترکیب های آن از مواد بلاست کننده مفید می باشند. این مواد قابل جذب منجر به سطح تایتانیومی خالص ، تمیز و دارای ساختار مشخص می‌شوند. [۳۲]

لایه های آپاتیت که برای پوشش سطح ایمپلنت استفاده می شوند باعث بهبود پاسخ استخوان می‌شوند. اخیرا در یک مطالعه خصوصیات سطحی و قدرت استخوانی تولید شده با استفاده از یک روش بلاست کننده هیدروکسی اپاتیت با سرعت بسیار بالا مورد بررسی قرار گرفته شد و نشان داده شد که در این نوع ایمپلنتها، خشونت سطحی و کریستالینی شدن و ترشوندگی افزایش یافت.[۳۳،۱۶]

مطالعات تجربی تأئید کرده‌اند که تماس استخوان به ایمپلنت با این سطوح در مقایسه با سطوح ماشین شده بیشتر است. همچنین مطالعات تجربی تأیید کرده‌اند در صورت ایجاد استئواینتگریشن، تماس استخوان با ایمپلنت مشابه سایر سطوح بلاست شده می باشد. [۳۴]

ایجاد خشونت در سطح ایمپلنت با استفاده از روش اسید اچ

اسید اچ کردن با اسیدهای قوی مانند HCL، H2SO4 ، HNO3، HF روش دیگری برای ایجاد خشونت ایمپلنت‌های دندانی تایتانیومی می‌باشند. اسید اچ بر روی سطوح تایتانیومی سوراخهای کوچک با قطر ۲- ۰/۵میکرومتر ایجاد کرده و باعث بهبود استئواینتگریشن می‌شود.[۳۵] این روش، خشونت و زبری یکنواختی ایجاد کرده و منطقه سطحی فعال را افزایش داده و چسبندگی زیستی (bioadhesion) را بهبود می‌دهد. این حالت باعث کاهش انرژی سطحی شده و از آنجایی که هیچ ذره‌ای در سطح باقی نمی ماند، احتمال آلودگی را کاهش می‌دهد. این نوع از سطح نه فقط باعث تسهیل گیر سلولهای استئوژنیک می‌شود بلکه اجازه مهاجرت سلول ها به سطوح ایمپلنت را هم می‌دهد.[۳۶]

تکنیک اسید اچ دو مرحله‌ای غوطه ور نمودن ایمپلنت‌های تایتانیومی برای چندین دقیقه در مخلوطی از HCl و H2SO4 غلیظ شده که در دمای بالای ۱۰۰ گرم می‌شود (اسید اچ دو مرحله‌ای) خشونت سطحی میکروسکوپی تولید می کند. این نوع از سطح باعث تسریع در سرعت استئواینگریشن با موفقیت بلند مدت بیش ازسه سال می‌شود.[۳۷] در ناحیه پری ایمپلنت، استخوان woven با ترابکولای نازک بداخل ایمپلنت ها وارد می شوند. [۳۸] فرضیه این مطالعات این بود که ایمپلنتهای اسید اچ شده دومرحله ای، توپو گرافی ویژه‌ای دارند که می‌توانند به داربست فیبرینی

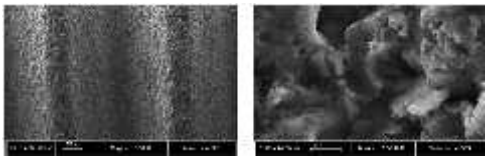
[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

بچسبند و چسبندگی سلولهای استئوژنیک را تسریع کنند و در نتیجه منجر به تسریع رسوب استخوان شوند. قابلیت تر شوندگی سطح همچنین باعث تسریع چسبندگی فیبرین می‌شود. این چسبندگی فیبرین باعث هدایت تماسی برای مهاجرت استئوبلاستها در طول سطح می‌شود. سطوح اسید اچ دو مرحله ای در مطالعات تجربی تماس استخوان- ایمپلنت (BIC) بیشتر و تحلیل استخوان کمتری را نسبت به سطوح ماشین شده و یا TPS نشان می‌دهند. [۳۹]

تغییر سطحی با فلوراید(Fluoride treatment)

روش دیگر ایجاد خشونت سطحی شامل قرار گرفتن ایمپلنت‌های تایتانیومی در محلولهای فلوراید است. تایتانیوم با یونهای فلوراید واکنش می‌دهد و منجر به تشکیل انواع محلولهای مختلفی TiF4می‌شود. سطح تولید شده توپوگرافی با خشونت میکروسکوپی دارد. این روش هم باعث تولید خشونت سطحی شده و هم تولید ترکیب فلوراید با قابلیت ترکیب با استخوان برای استئواینتگریشن مطلوب ایمپلنت‌های دندانی دارد. (شکل۱) نتایج حاصل از تمایزاستئوبلاستها، افزایش بیان، Osterix و bone sialoprotein را با ایمپلنت‌های فلورایددار نشان داده است. این روش میزان تمایز استئوبلاست ها را در مقایسه با نمونه‌های کنترل افزایش می‌دهد.[۴۱] ایمپلنت‌های با سطوح فلورایددار همچنین در مقابل نیروهای push-out مقاومت بیشتری دارند و مقاومت تورک خارج سازی بالاتری در مقایسه با ایمپلنت‌های کنترل نشان داده‌اند .[۴۲] با وجود این، روش های شیمیایی ممکن است خواص مکانیکی تایتانیوم را کاهش دهند. برای مثال اسید اچ می‌تواند منجر به شکنندگی تایتانیوم شده و ترکهای میکروسکوپی بر روی سطوح آن ایجاد کند که این مسئله باعث کاهش تورک خستگی ایمپلنت می شود. [۴۱]



شکل ۱ - نمای میکروسکوپ الکترونی نشان دهنده تغییرات سطحی ایمپلنت با فلوراید است

ایجاد خشونت در سطح ایمپلنت‌ها بوسیله آندکاری

با استفاده از روش آندکاری، توپوگرافی و ترکیب لایه اکسید سطحی ایمپلنت را می‌توان تغییر داد. روند اکسیداسیون آندی یک روش الکتروشیمیایی است که باعث افزایش لایه و خشونت سطحی می‌شود. آندکاری خصوصیات لایه اکسید را تغییر داده و باعث افزایش سازگاری زیستی می‌شود. [۴۲]

همچنین، سطوح متخلخل در اندازه های نانو و یا میکروسکوپی ممکن است بوسیله غوطه ورسازی تایتانیوم در اسیدهای قوی (HF,HNo3, H3PO4, H2SO4) در دانسیته بالای ۲۰۰ یا پتانسیل الکتریکی (۱۰۰ ولت) تولید شود. نتیجه آندکاری، ایجاد لایه لایه اکسید با ضخامت به بیش از ۱۰۰۰ نانومتر بر روی تایتانیوم می‌باشد و از سوی دیگر این لایه اکسید در سمت دیگر حل یا تجزیه می‌شود. تجزیه لایه اکسید در طول جریان الکتریسیته باعث ایجاد تخلخل‌هایی در حد نانو و یا میکروسکوپی بر روی سطوح تایتانیوم می‌شود.[۴۳]

دو مکانیسم برای توضیح استئواینتگریشن در این ایمپلنت‌ها بیان شده است، قفل مکانیکی از طریق رشد استخوان در تخلخل‌ها و باندینگ بیوشیمیایی در مطالعات دیگر ایجاد تغییر در ترکیب شیمیایی لایه اکسید تایتانیوم با ترکیب منیزیوم، کلسیم، سولفور و فسفر مورد آزمایش قرار گرفته است و مشخص شده است که ترکیب منیزیوم به لایه اکسید تایتانیوم منجر به تورک خارج سازی بیشتر در مقایسه با سایر یونها می‌شود.

پوشش کلسیم فسفات CaP coating

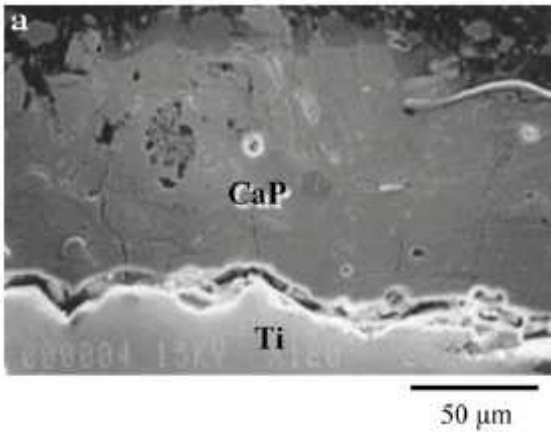
برای دهه‌های متمادی، ایمپلنت‌های دندانی با فسفات کلسیم پوشانده می‌شدند. این موضوع به خوبی شناخته شده است که متعاقب گذاشتن ایمپلنت، رها سازی فسفات کلسیم در داخل ناحیه پری ایمپلنت منجر به افزایش درجه اشباع مایعات بدن شده و متعاقب آن ته‌نشینی و رسوب آپاتایت بیولوژیکی بر روی سطوح ایمپلنت اتفاق می افتد. این لایه آپاتیت بیولوژیک ممکن است حاوی پروتئین‌های اندوژنوس بوده و به عنوان ماتریکسی برای اتصالات و رشد سلولی استئوژنیک استفاده

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

شود.[۴۴] از آنجایی که ثبات بیولوژیکی ایمپلنت‌های تایتانیومی به بافت استخوانی با پوشش فسفات کلسیم سریعتر از زمانی است که بدون آن باشد، پس به نظر منطقی می‌رسد که پروسه‌های بهبود استخوان در اطراف ایمپلنت در نتیجه تشکیل لایه آپاتایت بیولوژیکی ذکر شده ، افزایش یابد.[۴۵،۴۴] (شکل ۲)

روش‌های مختلفی مانند پلاسما اسپری کردن، sputter deposition، sol-gel coating و electrophoretic deposition و یا biomimetic precipitation جهت پوشش ایمپلنت‌های فلزی گسترش یافته و مورد آزمایش قرار گرفته اند.[۴۲،۴۶]



شکل ۲ - نمای میکروسکوپ الکترونی پوشش لایه‌ی کلسیم فسفات را درسطح ایمپلنت نشان می‌دهد.

استفاده کلینیکی از ایمپلنت‌های دندانی پوشیده شده با فسفات کلسیم، پلاسما اسپری شده، محدود شده است. یکی از مشکلات اصلی در رابطه با پوشش‌های پلاسما اسپری احتمال جدا شدن پوشش از سطح ایمپلنت تیتانیوم و شکست در حد فاصل پوشش/ ایمپلنت می‌باشد. علیرغم شهرت منفی این مواد در دندانپزشکی، در یک مطالعه مروری سیستماتیک نشان داده‌اند که میزان بقای بلندمدت ایمپلنت‌های دندانی پوشیده شده با پلاسما اسپری فسفات کلسیم کمتر از سایر ایمپلنت‌های دندانی نبود. اعتبار منفی در مورد ایمپلنت‌های دهانی با پوشش پلاسما اسپری منجر به پیشرفت و گسترش تکنیک‌هایی با پوشش فسفات کلسیم نازک شده است.[۴۲]

ایمپلنت‌های با پوشش Sol-gel روشهای الکتروفورز و sol-gel توانایی بهینه کردن و یکسان سازی پوششهای HA روی سطوح ایمپلنت‌های دندانی را به مقدار قابل توجهی در مقایسه با روشهای معمول مانند wet precipitation ، solid state reactions و hydro thermal synthesis افزایش می‌دهند. [۴۵] این روش‌ها همچنین ساده‌تر و ارزان‌تر از روش پلاسما اسپری بوده و برای کاربردهای بیومکانیکال به طور گسترده استفاده می‌شوند.[۴۹] ارزیابی‌های بافت استخوان به صورت in vivo در مورد سطوح تغییر یافته با استفاده از روش sol-gel استئواینتگریشن بهتر و بدون عارضه‌ای را نشان می دهد.[۴۷] به هرحال رفتار ایمپلنت های استئواینتگره شده دارای تغییرات sol-gel متعاقب بارگذاری در طولانی مدت شناخته نشده است. [۴۷]

Sputter deposition روندی است که در آن اتمها و مولکول‌های یک ماده در یک فضای خلا بوسیله بمباران با یونهایی با انرژی بالا خارج می‌شوند. چندین تکنیک تف جوشی وجود دارد که در تمام این روش ها بطور ذاتی معایبی وجوددارد، بطوریکه سرعت رسوب در این روش ها خیلی پایین بوده و خود روند پروسه بسیار آرام است. میزان رسوب با استفاده از مغناطیس افزایش یافته است که واریانتی از تف جوشی دیود بوده و به عنوان radio Frequency magnetron شناخته می‌شود.

Radio frequency sputtering (RF)

RF بطور گسترده برای رسوب لایه‌های نازک از پوشش‌های فسفات کلسیم بر روی ایمپلنت‌های تایتانیومی استفاده می‌شوند. RF یک تکنیک مناسب برای رسوب استاندارد شده پوشش فسفات کلسیم بر روی تایتانیوم می‌باشد.

مزیت این تکنیک این است که پوشش فسفات کلسیم چسبندگی قوی به تایتانیوم نشان می‌دهد و نسبت فسفات به کلسیم و کریستالینی شدن پوشش‌های رسوب یافته به آسانی قابل تغییر می‌باشند. مطالعات در حیوانات درصد BIC بالاتری را در ایمپلنت‌های پوشش داده شده با RF نشان داده‌اند. [۴۷]

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

مطالعات نشان داده‌اند که این نوع از پوشش‌ها گیر زیادی داشته و ساختار شیمیایی آن به دقت قابل کنترل می باشند.
فیکساسیون بیولوژیکی مابین سطوح ایمپلنت و استخوان فک پیش نیاز برای موفقیت بلند مدت پروتزهای ساپورت شده با ایمپلنت می باشد و در این میان مدیفیکاسیون سطوح ایمپلنت جایگاه مهمی در تحقیقات ایمپلنت کسب نموده است.[۴۳،۴۲،۴۰]
اکثر مطالعات بالینی و آزمایشگاهی نشان داده‌اند که سطوح ایمپلنت با توپوگرافی میکرو و نانو فواید فزاینده‌ای در پروسه تداخل بین سلولهای استخوان و سطوح ایمپلنت و تسهیل و افزایش کیفیت BIC دارد. فاکتورهای رشدی و سایتوکینهای متعددی برای تحریک سلول های با ظرفیت بازسازی بافت مورد نظر پیشنهاد شده‌اند، گسترش تمایز و تکثیر سلول‌های تمایز نیافته مزانشیمی، سلول‌های پیش‌ساز استخوان و پره استئوبلاست به استئوبلاست ممکن است رسوب استخوان و متعاقبا استئواینتگریشن ایمپلنتهای تیتانیومی را بهبود دهد.[۴۸] مطالعات نشان می‌دهد، چسبندگی پروتئین‌های پلاسما در سطح ایمپلنت‌های تیتانیومی در روند استئواینتگریشن ضروری است، الگوی خاص جذب پروتئین تعیین کننده نوع بافتی است که در حد فاصل ایمپلنت و میزبان شکل می گیرد. [۵۰،۴۸] سطوح فعال ایمپلنت از نظر بیولوژیکی ممکن است پتانسیل تکثیر و تمایز سلولهای مزانشیمی تمایز نیافته و استئوبلاست‌ها را تغییر داده و باعث بهبود پاسخ استخوان و بهبود روند استئواینتگریشن ایمپلنت شود. [۴۹] تحقیقات نشان داده است که فاکتورهای رشدی آزاد شده در مرحله التهابی، پتانسیل جذب سلول های بنیادی مزانشیمی تمایز نیافته به بخش آسیب دیده را دارند. این عوامل رشد شامل فاکتور رشد مشتق از پلاکت، فاکتور رشد اپی درمال فاکتور رشد عروقی، TGF-β، و پروتئین مورفولوژیک استخوانی(BMP-2) و (BMP-۴) می‌باشند که توسط سلول‌های دخیل در ترمیم بافت در ناحیه صدمه دیده ایجاد می‌شوند. می‌توان سطح ایمپلنت‌های دندانی تیتانیوم را با عوامل تحریک کننده استخوان از جمله عوامل رشد پوشش داد تا رسوب استخوان افزایش یابد.[۵۳-۵۱]

اعضای خانواده (TGF-β) به ویژه BMPs، فاکتور رشد مشتق از پلاکت (PDGF) وفاکتورهای رشد شبه انسولین (IGF-1, 2) در این زمینه مورد توجه زیادی قرار گرفته‌اند.[۵۲] عامل محدود کننده در مورد استفاده از عوامل رشد در سطح ایمپلنت این است که محصول بتدریج و نه در یک تک دوز فعال می شود. اگر چه امکان کاربرد پلاسمید حاوی ژن BMP در سطح ایمپلنت وجود دارد، ولی کارآیی آن ضعیف بوده و احتمال تولید بیش از حد BMPs وجود دارد.[۵۳،۵۲] از طرف دیگر تشکیل بیوفیلم بر روی سطوح ایمپلنت که امری اجتناب ناپذیر است می تواند منجر به عفونت اطراف ایمپلنت شود. مطالعات نشان داده‌اند که هم کمیت و هم کیفیت پلاک چسبیده به سطح اباتمنت ایمپلنت که در تماس با بافت لثه‌ای است موفقیت بلند مدت ایمپلنت را به مخاطره می اندازد و از آنجائیکه تایتانیوم خاصیت ضد میکروبی ندارد، تغییر سطح ایمپلنتهای تایتانیومی شامل اضافه کردن فلزاتی مانند نقره یا مس و ترکیبات آنها در راستای رسیدن به این هدف ضرورت پیدا می کند.[۵۴] این فلزات و آلیاژهای آنها برای سلول‌های بدن سمی نبوده و تعداد باکتریها و نیز چسبندگی آن را به میزان زیادی کاهش می‌دهد.[۵۵،۵۶] بهر حال نتایج اولیه بدست آمده در این زمینه نویدبخش نتایج بهتری در آینده است که البته نیاز به تحقیقات و پیشرفت های بیشتری در این زمینه دارد.

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

References:

1- Lethaus B, Kälber J, Petrin G, Brandstätter A, Weingart D. Early loading of sandblasted and acid-etched titanium implants in the edentulous mandible: a prospective 5-year study. Int J Oral Maxillofac Implants 2011; 26(4):887-92.

2- Bornstein MM, Wittneben JG, Brägger U, Buser D. Early loading at 21 days of non-submerged titanium implants with a chemically modified sandblasted and acid-etched surface: 3-year results of a prospective study in the posterior mandible. J Periodontol 2010; 81(6):809-18

3- Wennerberg A, Albrektsson. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. Int J Oral maxillofacial implants 2009; 25: 63-74

4- Beutner R, Michael J, Schwenzer B, Scharnweber D. Biological nano-functionalization of titanium-based biomaterial surfaces: a flexible toolbox. J R Soc Interface 2010; 6: S93-S105 .

5- Milinkovi I, Rudolf R, Rai KT, Aleksi Z, Lazi V. Todorovi A, Stamenkovi d. aspects of titanium-imlant surface modification at the micro and nano levels. J Original scientific article 2012; 46(3):251

6- Bhatavadekar NB, Hu J, Keys K, Ofek G, Athanasiou KA. Novel application of cytodetachment technology to the analysis of dental implant surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants2011 ;26(5):985-90

7- Sul Y.T, Johansson C. Albrektsson T. Which surface properties enhance bone response to implants? Comparison of oxidized magnesium Ti Unite and Osseotite implant surfaces. Int J Prosthodontics 2006; 19: 319–328.

8- Le Gue´hennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. J Den Mat2007; 23: 844–854.

9- Elias CN. Factors Affecting the Success of Dental Implants, Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice, Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4, InTech, DOI: 10.5772/18746. Available from: http://www.intechopen.com/books/implant-dentistry-a-rapidly-evolving-practice/factors-affecting-the-success-of-dental-implantsPalmquist A, Engqvist H, Lausmaa J, Thomsen p. Commercially Available Dental Implants: Review of Their Surface Characteristics. J of Biomaterials and Tissue Engineering 2012; 2:112-124

10- Palmquist A, Engqvist H, Lausmaa J, Thomsen p. Commercially Available Dental Implants: Review of Their Surface Characteristics .J Biomaterials and Tissue Engineering 2012; 2:112-124

11-Barão VA, Mathew MT, Assunção WG, Yuan JC, Wimmer MA, Sukoţjo C.Stability of cp-Ti and Ti-6Al-4V alloy for dental implants as a function of saliva pH - an electrochemical study.J Clin Oral Implants Res 2012 Sep;23(9):1055-62

12-Chrcanovic BR, Ribeiro Pedrosa A, Delany Martins M. Chemical and topographic analysis of treated surfaces of five different commercial dental titanium implants .J Mat. Res 2012;15 (3) :372-382

13-Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ Cochran DL. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. J Dent Res 2004; 83:529-33.

14-Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. J Mater Sci Mater Med 2004; 15:935-49 .

15-Carlsson L, Albrektsson T, Berman C. Bone response to plasma-cleaned titanium implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4: 199–204.

16-C. Aparicio, D. Rodriguez, F.J. Gil .Variation of roughness and adhesion strength of deposited apatite layers on titanium dental implants. J Mat Sci and Engineering 2011; 31:320-324

17-Albrektsson T, Wennerberg A.Oral implants surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. Int J Prosthodont 2004; 17(5):536-43

18-Wennerberg A, Krol J, Albrektsson T, Albrektsson B. Histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. Clinical Oral Implants Research 1996; 6: 24–30.

19-Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter S. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant four-year interim report. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16:193-200.

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

20-Albrektsson, T. & Wennerberg, A. Oral implant surfaces: part I – review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. J Int Prosthodontics 2004; 17: 536-543.

21-Shalabi MM, Gortemaker A, Van't Hof MA, Jansen JA, Creugers NHJ. Implant surface roughness and bone healing: a systematic review. J Denl Res 2006; 85: 496–500.

22-Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH. Roughness response genes in osteoblasts.J Bone 2004;35:124-133.

23-Perrin D, Szmukler MS, Echikou C, Pointaire P, Bernard JP. Bone response to alteration of surface topography and surfacecomposition of sandblasted and acid etched (SLA) implants. J Clin oral impl Res 2002; 13:465-9.

24-Al-Nawas B, Wagner W, Grotz KA. Insertion torque and resonance frequencyanalysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. Int J oral & maxillofac implants. 2006; 21: 726-73.

25-Buser D, Schenk R, Steinemann S, Fiorellini J, Fox C, Stich H17. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res 1991; 25:889–902.

26-Browne M, Gregson PJ. Effect of mechanical surface pretreatment on metal ions release. Biomaterials2000; 21:385-92.

27-Schneider GB, Perinpanayagam H, Clegg M, Zaharias R, Seabold D,Keller J, Stanford C. Implant surface roughness affects osteoblast gene expression. J den res 2003; 82: 372-376.

28-Tillmanns HW, Hermann JS, Tiffee JC, Burgess AV, Meffert RM. Evaluation of three different dental implants in ligature-induced peri-implantitis in the beagle dog. Part II. Histology and microbiology.Int J Oral Maxillofac Implants. 1998; 13(1):59-68.

29-Zetterqvist L, Feldman S, Rotter B, Vincenzi G, Wennstro¨m JL, Chierico A, Stach R. M , Kenealy J. N. A prospective multicenter, randomized-controlled five-year study of hybrid and fully-etched implants for the incidence of peri-implantitis. J Periodontology 2010;81:493–501.

30-Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behavior of commercially pure titanium shot blasted with different materials and size of shot particles for dental implant applications. Biomaterials 2003;24:263-73.

31-Rajaei A, Daliri joupari M. Effect of Chemical and Mechanical Titanium Surface Treatment on fibroblast attachment and viability. JRDS. 2011; 7 (4) :1-10

32-Novaes A, Souza S, de Oliveira P, Souza A. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:377–83.

33-Jung UW, Hwang JW, Choi DA, Hu KS, Kwon MK, Choi SH, Kim HJ Surface characteristics of a novel hydroxyapatite-coated dental implant.J Periodontal Implant Sci 2012 ;42: 59–63

34-Mueller WD, Gross U, Fritz T, Voigt C, Fischer P, Berger G. Evaluation of the interface between bone and titanium surfaces being blasted by aluminium oxide or bioceramic particles. Clin Oral Implants Res 2003; 3:349–56.

35-Massaro C, Rotolo F, De Riccardis F, Milella E, Napoli A Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface of commercial titanium dental implants. Part 1: chemical composition. J Mater Sci Mater Med 2002; 13:535–48.

36-Braceras I, De Maeztu MA, Alava JI, Gay-Escoda C. In vivo low-density bone apposition on different implant surface materials. Int j oral and maxillofac surgery 2009; 38:274-278.

37-Cho SA, Park KT. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching.J Biomaterials 2003; 24:3611–17.

38-Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. J Periodontology 2003; 74:945–56.

39-Cochran DL, Buser D, Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Simpson JP. The use of reduced healing times on ITI implantswith a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. Clin oral implants res 2002;13:144-153

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

40-Cooper LF, Takabe J, Guo J, Abron A, Holmen A, Ellingsen JE. Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO (2) grit-blasted C.P. titanium endosseous implants. Biomaterials 2006;27:926–36.

41-Yokoyama K, Ichikawa T, Murakami H, Miyamoto Y, Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implants. Biomaterials2002; 23:2459–65.

42-Gupta A, Dhanraj M, Sivagami G. Status of surface treatment in endosseousimplant: a literary overview. Indian j dent res 2010; 21:433-438.

43-Sul YT, Johansson C, Wennerberg A, Cho LR, Chang BS Albrektsson T. Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20:349–59.

44-Davies JE.Understanding peri-implant endosseous healing. J Dent Education 2003; 67:932-949.

45-Milev A, Kannangara G, Ben-Nissan B. Morphological stability of hydroxyapatite precursor. Materials Letters 2003; 57:1960-1965.

46-Gan L, Wang J, Tache A, Valiquette N, Deporter D, Pilliar R. Calcium phosphate sol-gel-derived thin films on porous-surfaced implants for enhanced osteoconductivity. Part II: Short-term in vivo studies. Biomaterials 2004; 25:5313-5321.

47-Albarova J, Garrido-Lahiguera R, Salinas AJ,Roman J, Bueno-Lozano AL, Gilova R., Vallet-Regí MM. The in vivo performance of a sol-gel glass and a glass-ceramic in the treatment of limited bone defects. Biomaterials 2004; 25:4639-4635.

48-EliasCN, Meirelles L. Improving osseointegration of dental implants. Expert review of medical devices2010; 7: 241-25

49-Eriksson C, Lausmaa J, Nygren H. Interactions between human whole blood and modified TiO2-surfaces: influence of surface topography and oxide thickness on leukocyte adhesion and activation. Biomateria 2001; 22: 1987-1996

50-Osathanon T,Bespinyowong K, Arksornnukit M,Takahashi H, Pavasant P. Human osteoblast-like cell spreading and proliferation onTi-6Al-7Nb surfaces of varying roughness .J Oral Sci 2011; 53: 23-30.

51-Zou D, He J, Zhang K, DaiJ , Zhang W, Wang S,et al. The Bone-Forming Effects of HIF-1α-Transduced BMSCs Promote Osseointegration with Dental Implant in Canine Mandible. PloS ONE7(3), 2012: e32355. DOI:10.1371/Journal.pone.0032355.

52-Chang PC, Lang NP, Giannobile W ;Evaluation of Functional Dynamics during Osseointegration and Regeneration Associated with Oral Implants: A Review .Clin Oral Implants Res 2010; 21: 1–12 .

53-Zhao, G,Zinger O, Schwartz Z, Wieland M, Landolt D. Boyan B.D. Osteoblastlike cells are sensitive to submicron-scale surface structure. Clin oral implants res 2006; 17:258-264.

54-Kwak, H.B, Kim J.Y, Kim K.J, Choi M.K, KimJ, Kim K, Shin Y. Lee I, Kim M, Kim H, Chun JW, Cho CH, Hong H, Juhng G, Yoon S, Park K, Bae B, Han J, Oh JK .Risedronate directly inhibits osteoclast differentiation and inflammatory bone loss. J Biological & pharmaceutical bulletin 2009; 32: 1193-1198.

55-C.Y. Chiang, S.H. Chiou, W.E. Yang, M.L. Hsu, M.C. Yung, M.L. Tsai, L.K. Chen, H.H. Huang. Formation of TiO(2) nano-network on titanium surface increases the human cell growth. Dent. Mater 2009; 25: 1022 (1029.(

56-B. Groessner-Schreiber, M. Griepentrog, I. Haustein, W.D. Muller, K.P. Lange, H. Plaque formation on surface modified dental implants. An in vitro study.J Clin Oral Impl Res 2001; 12: 543.

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]

[Downloaded from mail.jrds.ir on 2026-10-15]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1391.9.4.8.0]