مروری بر الزامات طراحی مکانیکی ایمپلنت‌های دندانی

آرش کردانی[1]، عباس منتظری[2]

۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

۲ استادیار دانشکدهٔ مهندسی و علم مواد، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، a_montazeri@kntu.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۹/۰۷

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۲/۰۳

چکیده

امروزه یکی از مهم‌ترین روش‌های درمان جایگزینی دندان از دست رفته، استفاده از ایمپلنت است. با گسترش مطالعات و پژوهش‌ها در راستای شناخت خواص زیست‌مکانیکی دهان و دندان، اجزای ایمپلنت تغییرات بسیاری را از نظر هندسهٔ ظاهری و ریزساختار به خود دیده اند. در مقالهٔ حاضر، نخست ساختار ایمپلنت و ویژگی‌های مکانیکی استخوان فک مورد بررسی قرار گرفته است. سپس پژوهش‌هایی که تأثیر چگونگی طراحی اجزای ایمپلنت را بر ماهیت بار انتقالی ایمپلنت بررسی کردند، مرور شده است. نتایج این تحقیقات نشان می‌دهد که بارگذاری فشاری، سبب تثبیت ایمپلنت در استخوان فک می‌گردد؛ بارگذاری کششی ایمپلنت را لق می‌کند و نیروی برشی شکست ایمپلنت را تسریع می‌نماید. طراحی ناحیهٔ کرست زاویه‌دار همراه با رزوه‌های مربعی، بار فشاری را به فصل مشترک ایمپلنت - استخوان انتقال می‌دهد. ایجاد سطوح زبر در اجزای ایمپلنت، بهبود چسبندگی و اتصال آن را به استخوان درپی دارد. همچنین باید از طراحی ایمپلنت‌های مخروطی اجتناب کرد. مطالعات نشان داده‌اند نوع بستن اباتمنت می‌تواند در حد خستگی ایمپلنت مؤثر واقع باشد. ترجیحاً بستن بیرونی آن به کرست ایمپلنت، نیروی شکست خستگی را افزایش می‌دهد. نانوایمپلنت‌ها محصولاتی نوظهورند که می‌توانند با ساختار متخلخل‌شان، مدول الاستیک و وزن ایمپلنت‌ها را بهینه کنند و استحکام فصل مشترک ایمپلنت - استخوان را افزایش دهند.

واژگان کلیدی

ایمپلنت، زیست‌مکانیک، طراحی مکانیکی، رزوه، اباتمنت

۱. مقدمه

ایمپلنت‌های دندانی تثبیت‌کننده‌هایی هستند که به‌عنوان جایگزین برای ریشهٔ دندان طبیعی از دست رفته استفاده می‌شوند. این قطعات می‌توانند در فک بالا یا پایین قرار گیرند. رعایت اصول نیروشناسی در طراحی مکانیکی و انتخاب مادهٔ مناسب برای یک

ایمپلنت، موجب بهبود اتصال به استخوان و افزایش طول عمر آن خواهد شد. در سال ۲۰۱۰ م، بازار جهانی ایمپلنت ۳/۲ میلیارد دلار بود. این میزان فروش در سال ۲۰۱۵ با نرخ رشد مرکب سالانه ۶ درصد به نزدیک ۴/۲ میلیارد دلار رسید. در سال ۲۰۱۰ اروپا ۴۲ درصد سهم بازار را به‌خود اختصاص داد. تا سال ۲۰۱۵، منطقهٔ آسیا - اقیانوس آرام بالاترین نرخ رشد سالانه فروش را داشته است [۱]. بنابراین پژوهش در بحث بهبود عملکرد ایمپلنت‌ها همیشه با توجیه اقتصادی همراه بوده است.

نیروهای وارد بر ایمپلنت، شامل نیروهای کششی، فشاری و برشی هستند. همانند بیشتر مواد، استحکام فشاری مواد به‌کار رفته در ایمپلنت، بیشتر از استحکام کششی و برشی آنهاست. تمام شکست‌های ناشی از خستگی از قوانین مکانیکی تبعیت می‌کنند که ابعاد ماده را به ویژگی‌های مکانیکی آن مرتبط می‌سازند. از طرفی اگر عادات بهم فشردن شبانه یا روزانه وجود داشته باشد، به‌دلیل ویژگی‌هایی چون حداکثر استحکام تسلیم، استحکام خستگی، تغییرشکل ناشی از خزش، چکش‌خواری[۱] و شکستن، می‌تواند بر طول عمر ایمپلنت بسیار مؤثر باشد. به‌عنوان مثال در شکل ۱، سطح خراش‌خورده رزوه‌های ایمپلنت به‌همراه محصولات ناشی از سایش برای یک بیمار ۴۰ ساله که از مشکل عادت بهم‌فشردگی دندان‌ها رنج می‌برد، مشاهده می‌شود.

شکل ۱. نمایش سطح خراش‌خوردهٔ ایمپلنت به‌همراه محصولات سایش[۱]

در مطالعات صورت‌گرفته در سال ۲۰۱۵ نشان داده شده است که اغلب ایمپلنت‌های دندانی موجود در امریکا از فلزات و آلیاژها ساخته می‌شوند. سازمان‌های متعدد دستورالعمل‌هایی برای استانداردسازی مواد به‌کار رفته در ساختار ایمپلنت ارائه نموده‌اند. انجمن آزمایش و مواد امریکا اصول پایه‌ای را برای این استانداردها بیان کرده است. بررسی صورت‌گرفته توسط سازمان بین‌المللی استاندارد[۲] نشان می‌دهد که عمدتاً برای ساخت ایمپلنت از تیتانیوم و آلیاژهای آن استفاده می‌شود. بیشترین ایمپلنت‌های غیرفلزی مورد استفاده شامل مواد سرامیکی، کربنی یا گرافیتی است [۱]. مرور پژوهش‌های قبلی نشان می‌دهد که اغلب مشکلات بدنهٔ ایمپلنت، در ارتباط با شکست زودهنگام بعد از بارگذاری و نیز تحلیل استخوان در تماس با ایمپلنت بعد از بارگذاری است. شکست‌های ایمپلنت اغلب به‌صورت شکست‌های ناشی از بارگذاری در اوائل دورهٔ درمان در قسمت‌های نرم‌تر استخوان یا طول‌های کوتاه‌تر ایمپلنت مشاهده می‌شود. در مرور مقالاتی که توسط گودکر و همکاران بین سال ۱۹۸۱ تا ۲۰۰۳ م انجام شد، مشخص شده است که بعد از بارگذاری ایمپلنت، میزان شکست در استخوان نرم به‌طور میانگین ۱۶ درصد افزایش می‌یابد. میش با بررسی پژوهش‌های انجام‌شده در بازهٔ زمانی ۲۰۰۳ تا ۲۰۱۵ دریافت که در مجموع، میزان شکست در ایمپلنت‌های کوتاه‌تر از ۱۰ میلی‌متر، ۱۸ درصد است. برای مثال در یک مطالعه نشان داده شد که بهبودی حاصل از قرارگیری ایمپلنت ۵ میلی‌متری طی ۶ سال ماندگاری در دهان بیمار، ۹۸ درصد است. این درحالی است که ایمپلنت‌های ۷ میلی‌متری در ۲۵ درصد موارد، طی ۱۸ ماه پس از بارگذاری شکسته شدند. بنابراین برای طراحی ابعاد بدنه ایمپلنت باید به نوع و مکانیزم شکست توجه شود [۲].

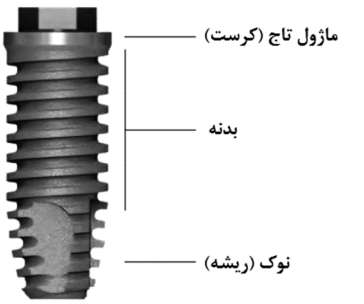
۲. درمان موفق با ایمپلنت

عوامل متعددی می‌توانند بر یک درمان موفق با ایمپلنت دندانی تأثیرگذار باشند، از مهم‌ترین این عوامل می‌توان به تأثیر طراحی هندسی ایمپلنت بر استحکام فصل مشترک ایمپلنت - استخوان و خواص مکانیکی نوع ماده به‌کار رفته در ساخت ایمپلنت اشاره کرد. همچنین امروزه پژوهش‌های بسیاری در زمینهٔ بهبود خواص مکانیکی ایمپلنت‌های نانوساختار در حال انجام است. لازمهٔ بررسی عوامل مؤثر در استحکام ایمپلنت‌ها از دیدگاه طراحی هندسی و انتخاب مواد، شناخت ساختمان ایمپلنت و سیستم‌های بارگذاری در محیط دهان است که در ادامه به آن پرداخته می‌شود.

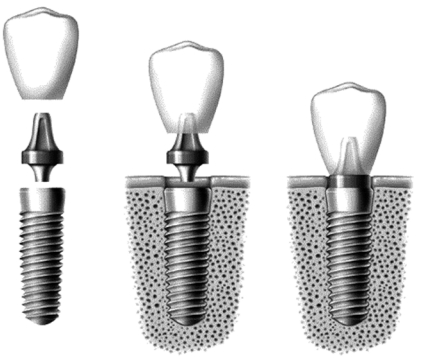
۲-۱. ساختمان ایمپلنت

اجزای ایمپلنت را می‌توان به سه قسمت کرست، بدنه و ریشه تقسیم‌بندی کرد. مطابق شکل ۲ ناحیهٔ بدنهٔ ایمپلنت، ناحیهٔ داخل استخوانی آن است که رزوه‌ها[۳] را دربر دارد. این ناحیه جزء

غیرچرخشی محل اتصال ایمپلنت - اباتمنت را در خود جای می‌دهد. در بالای ایمپلنت ناحیهٔ کرست قرار دارد که روی آن یک اباتمنت[۴] پیچ می‌شود. مطابق شکل ۳، اباتمنت در واقع یک جزء سرامیکی است که روکش‌های دندانی سرامیکی روی آن تثبیت می‌گردند. انتهای بدنهٔ ایمپلنت، ریشهٔ آن قرار دارد که با قرار گرفتن در حفرهٔ ایجادشده در فک، ایمپلنت را در دهان تثبیت می‌کند.



شکل ۲. نمایش ساختمان یک ایمپلنت دندانی [۲]

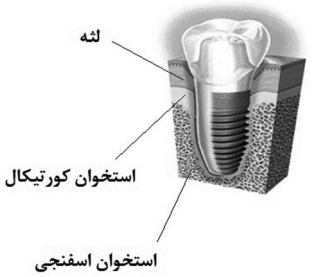


شکل ۳. طریقهٔ نصب یک اباتمنت روی کرست ایمپلنت [۲]

خواص مکانیکی نهایی یک ایمپلنت با هندسهٔ ناحیهٔ کرست، بدنه و ریشهٔ آن ارتباط تنگاتنگی دارد. با توجه به شکل ۴ ناحیهٔ کرست ایمپلنت در تماس با استخوان کورتیکال و لثه است. استخوان کورتیکال[۵] فاقد هرگونه حفره و تخلخل است. ناحیهٔ بدنه و ریشه نیز در استخوان اسفنجی[۶] کاشته می‌شوند. در جدول‌های ۱ و ۲ استحکام استخوان کورتیکال و استخوان اسفنجی آورده شده است [۲].

۲-۲. بارگذاری در محیط دهان

مهم‌ترین نیروهایی که در محیط دهان به یک ایمپلنت وارد می‌شوند، تنش‌های ناشی از جویدن است که در همهٔ جهات به‌صورت چرخه‌ای به دندان یا ایمپلنت وارد شده و همراه با افت و خیز هستند. در مرتبهٔ بعدی، تنش‌های ناشی از روی هم فشردن دندان‌ها، حرکت زبان روی دندان‌ها و باز و بسته‌شدن دهان هنگام سخن‌گفتن و انتقال نیرو از فک به ایمپلنت است. در شکل ۵ راستای اعمال نیروها به یک ایمپلنت نمایش داده شده است [۲].



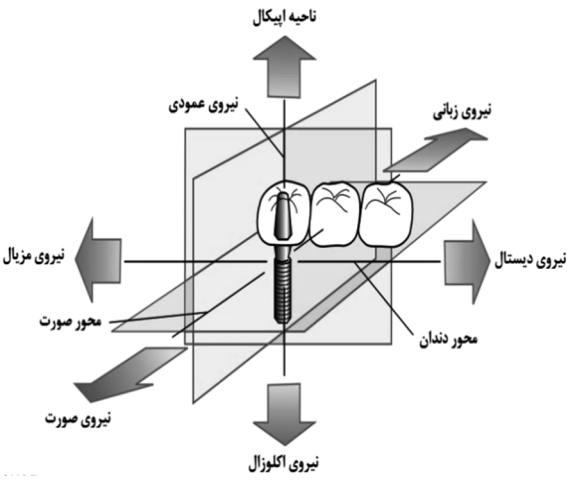
شکل ٤. نمایش ساختمان استخوان فک و لثه [۲]

جدول ۱. استحکام استخوان کورتیکال در شرایط بارگذاری مختلف [۲]

نوع نیروی اعمالی	استحکام (مگاپاسکال)
فشاری	۱۹۳
کششی	۱۳۳
برشی	۶۸

جدول ۲. مقایسه استحکام کششی استخوان اسفنجی، مینا و عاج [۲]

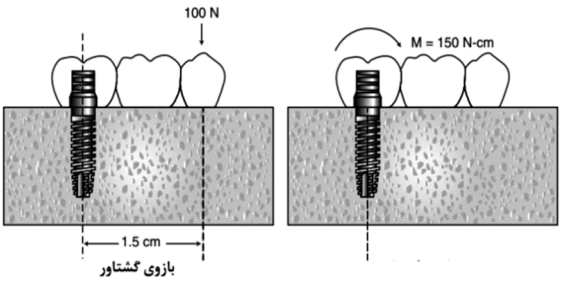
بافت سخت	استحکام کششی (مگاپاسکال)
استخوان اسفنجی	۷/۴
مینا (دندان)	۱۰
عاج (دندان)	۳۹/۳



شکل ۵. نمایش منشأ نیروهای وارد بر ایمپلنت دندانی [۲]

نیروهای اکلوزال[۷] همان نیروهای ناشی از جویدن هستند که به قسمت بدنهٔ ایمپلنت وارد می‌شوند و ماهیت فشاری دارند. نیروهایی که از جانب صورت و زبان وارد می‌شوند، ماهیتی برشی دارند. نیروهای مزیال[۸] از طریق دندان‌های مجاور بر کرست و

بدنهٔ ایمپلنت وارد شده و موجب کشش ایمپلنت می‌شوند. نیروهای دیستال[۹] از جانب دندان‌های پشتی وارد شده و ایمپلنت را تحت کشش قرار می‌دهند. ماهیت نیروهای وارده به یک ایمپلنت فقط به‌صورت کششی، فشاری و برشی نیست. دندان‌های مجاور نیز می‌تواند به ایمپلنت کاشته شده در دهان نیروی گشتاوری اعمال کنند (شکل ۶) [۲].

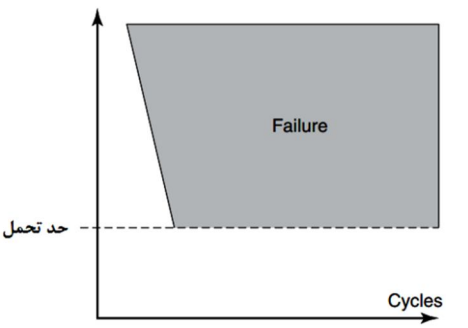


شکل ٦. نمایش بازوی گشتاور و نیروی وارد بر ایمپلنت دندانی [۲]

شکست ناشی از خستگی در شرایط اعمال بار چرخه‌ای و دینامیکی نیز از دیگر چالش‌های مهم ایمپلنت است. چهار فاکتور به‌صورت چشمگیری، احتمال شکست خستگی را در ایمپلنت‌ها تحت تأثیر قرار می‌دهند:

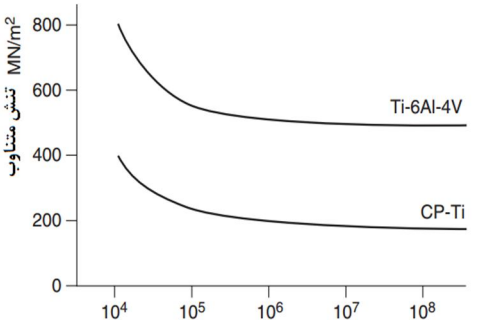
۱. زیست‌مواد
۲. طراحی هندسی در ابعاد ماکرو
۳. بزرگی نیرو
۴. تعداد چرخه‌ها

رفتار خستگی زیست‌مواد به‌صورت نموداری به نام S-N یا نموداری از تنش‌های اعمال شده در برابر تعداد چرخه‌های اعمال بار نشان داده می‌شود (شکل ۷) [۲].



شکل ۷. نمایش شماتیک نمودار تنش - چرخه و حد تحمل [۲]

اگر ایمپلنتی در معرض تنش‌های زیاد قرار گیرد، فقط چرخه‌های بسیار کمی از اعمال نیرو قبل از شکست قابل تحمل است. در عوض، در صورتی‌که تنش کم باشد، تعداد نامحدودی چرخه اعمال نیرو قابل تحمل خواهد بود. سطحی از تنش که در زیر آن سطح، ایمپلنت می‌تواند به‌دفعات تحت بارگذاری بدون شکست قرار گیرد، حد تحمل نامیده می‌شود. مطابق شکل ۸، آلیاژ تیتانیوم، حد تحمل بالاتری نسبت به تیتانیوم خالص تجاری نشان می‌دهد [۳].



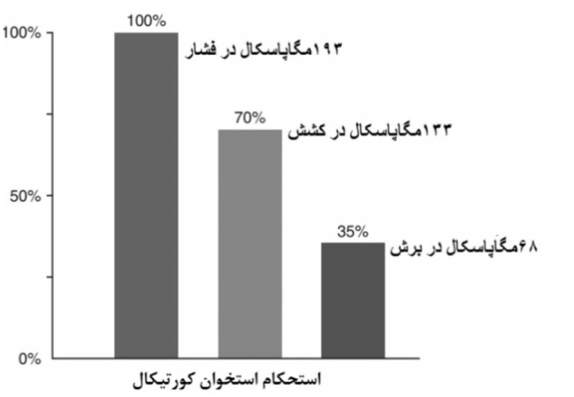
شکل ۸. مقایسه حد تحمل تیتانیوم خالص و آلیاژ Ti-6Al-4V [۳]

هندسهٔ ایمپلنت میزان مقاومت آن را در برابر نیروهای خمشی، پیچشی و شکست خستگی تحت تأثیر قرار می‌دهد. ایمپلنت‌ها به‌ندرت در اثر نیروهای فشاری محوری دچار شکست ناشی از خستگی می‌شوند. مرگان و همکاران شکست ناشی از خستگی در ایمپلنت‌ها را در اثر اعمال نیروهای خارج محوری چرخه‌ای در ناحیه‌ای که استحکام خمشی در داخل ایمپلنت ضعیف است نشان دادند. شکست بدنه ایمپلنت در بین ۱۰ مورد درمان، فقط در سه نفر و شکست پیچ اباتمنت در کمتر از سه نفر از بیماران مورد مطالعه اتفاق افتاد [۳]. هندسهٔ ایمپلنت شامل ضخامت ایمپلنت هم می‌شود. شکست ناشی از خستگی با توان چهارم اختلاف ضخامت متناسب است؛ این یعنی ماده‌ای که دو برابر در دیواره‌ها ضخیم‌تر است، تقریباً ۱۶ برابر قوی‌تر است. حتی تغییرات کوچک در ضخامت می‌توانند تفاوت‌های چشمگیری در حد خستگی ایجاد کنند. تفاوت ابعاد خارجی و داخلی پیچ و فضای پیچ اباتمنت سبب ایجاد نقطه ضعفی در طرح بدنهٔ ایمپلنت خواهد شد [۴]. مطابق شکل ۹، استحکام مجموعه استخوان فک در برابر نیروهای برشی نسبت به نیروهای کششی و فشاری بسیار کم است [۵]. بنابراین طراحی اجزای ایمپلنت باید محدود کردن نیروهای برشی را در اولویت قرار داده، از طرفی ماهیت نیروهای اعمالی را به فشاری تغییر دهد.

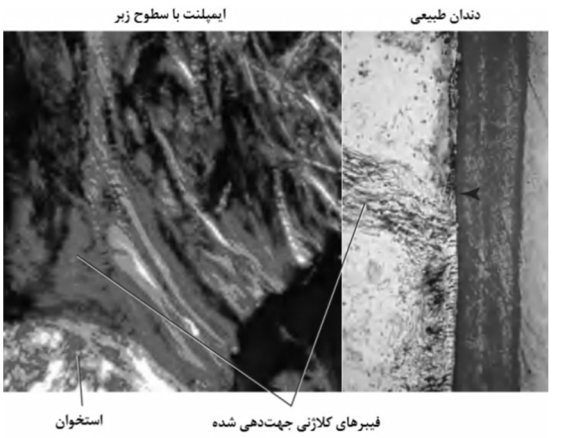
۲-۳. تأثیر طراحی بدنه بر استحکام فصل‌مشترک

درصورتی که یک ایمپلنت بعد از کاشت به‌خوبی با استخوان فک اتصال برقرار کند و بافت فیبروزی[۱۰] حاوی کلاژن[۱۱]، که به بافت

الاستیسیتهٔ بدن نیز شهرت دارد، در فصل مشترک ایمپلنت - استخوان شکل بگیرد، فصل مشترک مستحکمی ایجاد خواهد شد. شکل ۱۰ بافت فیبروزی را در فصل مشترک استخوان - ایمپلنت نشان می‌دهد. با مهندسی سطح ایمپلنت می‌توان طراحی را به‌نحوی انجام داد که استحکام فصل مشترک به‌خوبی تأمین گردد [۲]]



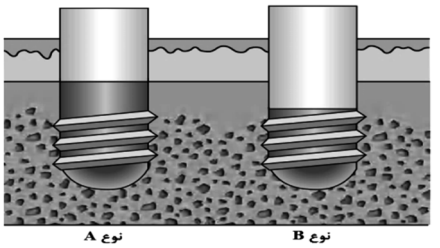
شکل۹. مقایسهٔ استحکام استخوان فک در شرایط نیروهای مختلف [۵]



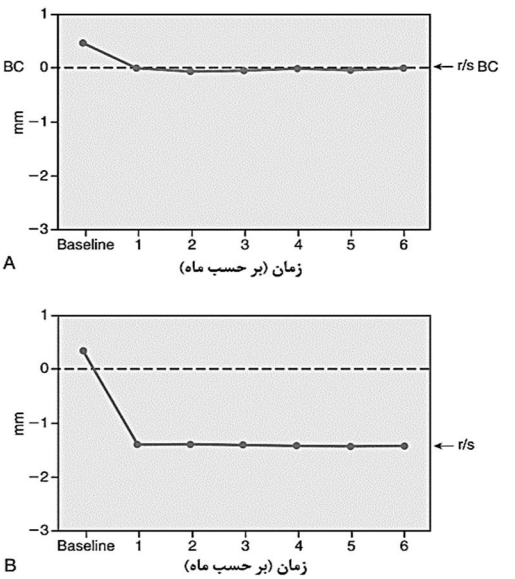
شکل ۱۰. در سمت راست، فیبرهای کلاژنی دندان طبیعی مشاهده می‌شود. در سمت چپ، ایمپلنت توسط زبری ایجادشده با لیزر، یک اتصال مکانیکی عمودی به بافت نرم بالای استخوان پیداکرده است [۲]

هرمان و همکاران در یک مطالعهٔ موردی روی سگ‌ها ایمپلنت تکهٔ دارای ناحیه کرست صیقلی ۱/۵ میلی‌متری را در تماس با استخوان کورتیکال قرار داده و آن را با ایمپلنت‌های طرح مشابه اما با ناحیه کرست زبر حاوی خلل و فرج مقایسه نمودند؛ (شکل ۱۱) [۶].

هر دو طرح ایمپلنت برای شش ماه بدون بارگذاری بررسی شدند. یک ماه پس از کاشت، در ایمپلنت‌هایی که ناحیه صیقلی ۱/۵ میلی‌متر در تماس با استخوان کورتیکال واقع‌شده بود، تحلیل استخوان رخ داد. این در حالی است که هیچ تحلیل استخوانی در ایمپلنت‌های دارای کرست زبر رخ نداد. نتایج این آزمایش در شکل ۱۲ ارائه شده است [۶].



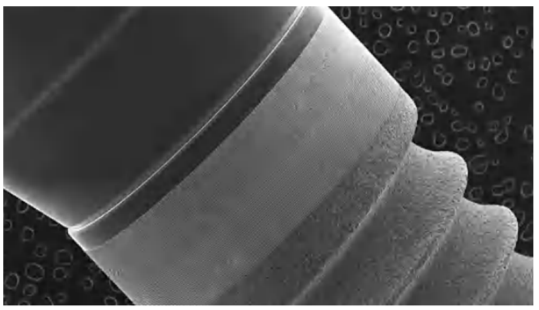
شکل ۱۱. ایمپلنت سمت چپ، نوع A دارای سطح فلزی زبر و ایمپلنت سمت راست، نوع B صیقلی و صاف است [٦]



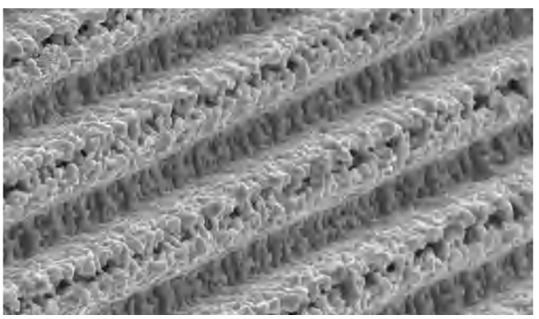
شکل ۱۲. ایمپلنت‌های با سطح زبر در ناحیه کرست، نوع A در دورهٔ شش‌ماههٔ بدون بارگذاری. B، ایمپلنت‌هایی که ۱/۵ میلی‌متر سطح صیقلی در کرست داشتند [٦]

در نتیجهٔ این مطالعات، میکروکانال‌های سه‌بعدی ۸ و ۱۲ میکرونی قابل مشاهده در شکل ۱۳ در ناحیهٔ کرست ایمپلنت معرفی شدند. این کانال‌ها اجازهٔ اتصال فیزیکی فیبرهای بافت همبند بالای استخوان را به سطح ایمپلنت می‌دهند [۷]. ریزساختارهای سه‌بعدی از طریق روش سایش لیزری[۱۲] ایجاد می‌شوند. شکل ۱۴ نمای نزدیکی از این میکروکانال‌ها را نشان می‌دهد [۲]. ملاحظهٔ بعدی ناحیهٔ کرست ایمپلنت، مربوط به بارگذاری اکلوزال است. قطر بیشتر ناحیهٔ کرست نسبت به بدنهٔ ایمپلنت، مساحت سطح را افزایش می‌دهد که متعاقباً می‌تواند تنش را در ناحیه کرست به‌میزان بیشتری کاهش دهد. یک ناحیهٔ

کرست ایمپلنت به ارتفاع ۲ میلی‌متر که قطر ۴/۲ میلی‌متر دارد در قیاس با قطر ۳/۷ میلی‌متر، ۹ درصد مساحت سطح بیشتری دارد. چون نیروها در این ناحیه بیشترین مقدار هستند، بزرگتر بودن مساحت سطح، تنش وارد بر استخوان را کاهش می‌دهد. قطر ناحیهٔ کرست استحکام ایمپلنت را بیش از مساحت سطح افزایش می‌دهد؛ زیرا مقاومت به شکست ناشی از خمش با توان چهارم شعاع ناحیهٔ کرست ایمپلنت در ارتباط است [۵]. همان‌گونه که در شکل ۱۵ قابل مشاهده است. طرح استوانه‌ای ناحیهٔ کرست، سبب القای تنش برشی در سطح تماس استخوان مجاور بعد از بارگذاری و بدون توجه به شرایط سطحی ایمپلنت می‌شود و این درحالی است که طراحی کرست ایمپلنت به‌صورت V شکل، باعث انتقال تنش به‌صورت فشاری شده و تثبیت ایمپلنت را در فک موجب می‌گردد [۵].

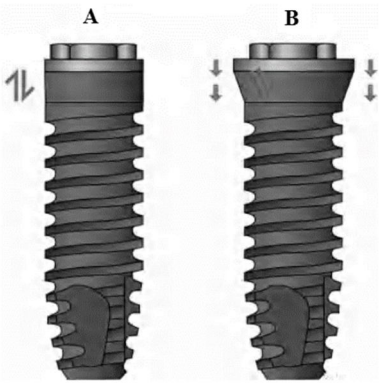


شکل ۱۳. میکروکانال‌ها در ناحیهٔ کرست ایمپلنت قرار می‌گیرند تا اتصال بافت نرم و سخت را هدایت کنند [۲]



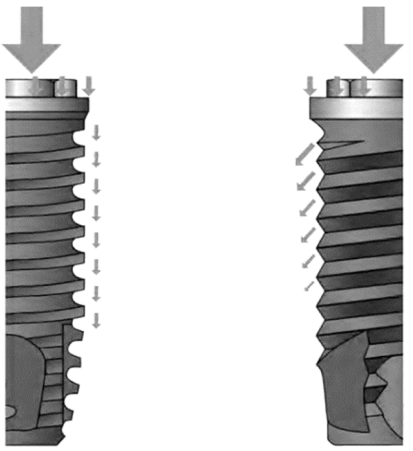
شکل ۱٤. میکروکانال‌های سه‌بعدی تولید شده با تکنیک سایش لیزری [۲]

مساحت سطح ایمپلنت مخروطی میزان تنش را در قسمت کرست افزایش می‌دهد. به‌علاوه در یک ایمپلنت رزوه‌دار مخروطی، رزوه‌ها در نیمهٔ پایینی بدنه عمق کمتری دارند؛ زیرا قطر خارجی بدنهٔ ایمپلنت در حال کاهش است (شکل ۱۶). این وضعیت تثبیت اولیهٔ ایمپلنت را محدود ساخته و مساحت سطح کارکردی را بیشتر کاهش می‌دهد [۸]. استخوان وقتی تحت نیروی زاویه‌دار قرار می‌گیرد ضعیف‌تر است. هرچه زاویهٔ نیرو بیشتر باشد، تنش برشی وارد بر سطح تماس استخوان - ایمپلنت بیشتر خواهد بود. اثر زیان‌بار نیروهای زاویه‌دار بر استخوان به‌دلیل ناهمگونی سطح استخوان افزایش می‌یابد. ناهمگونی به این موضوع اشاره دارد که همسانگرد بودن خواص مکانیکی استخوان مثل استحکام نهایی به جهت نیروی وارد به استخوان بستگی دارد. یک نیرویی با زاویهٔ ۳۰ درجه مجموع تنش‌های برشی را نسبت به نیروی محوری تا ۵۰ درصد افزایش می‌دهد. لذا تمام ایمپلنت‌ها باید به‌نحوی طراحی شوند که به‌صورت عمود بر صفحه اعمال بار قرار گیرند. به‌علاوه، قرارگیری به‌صورت محوری، تنش برشی کمتری را بر کل سیستم ایمپلنت وارد ساخته و ریسک مشکلاتی همچون شل شدن پیچ و شکست ناشی از خستگی را کاهش می‌دهد. طرح‌های بدنهٔ ایمپلنت با شکل‌های رزوه‌دار، قابلیت تبدیل نیروهای چندمحوره را به نیروهای فشاری، کششی یا برشی در سطح تماس استخوان دارند. بنابراین این شکل رزوه به‌خصوص زمانی اهمیت دارد که انتقال نیرو به سطح تماس استخوان اطراف در درازمدت مدنظر باشد [۸]. هنگام اعمال نیروهای محوری بر ایمپلنت، اگر رزوه‌های ایمپلنت V شکل باشند، به‌دلیل سطح تماس مورب بین ایملپنت و استخوان، استخوان با زاویهٔ ۳۰ درجه تحت بارگذاری قرار گرفته و این امر منجر به ورود نیروهای برشی بیشتر بر استخوان می‌گردد (شکل ۱۷ –A)). این درحالی است که رزوه‌های مربعی تحت نیروهای محوری وارد بر سطح تماس استخوان – ایمپلنت اساساً نیروهای فشاری را به استخوان منتقل می‌کند، این مطلب در شکل (B – ۱۷) نمایش داده شده است [۸].



شکل ۱۵. در شکل A، ناحیهٔ کرست ایمپلنت، نیروهای برشی را به استخوان منتقل می‌کند و در شکل B، ناحیهٔ کرست زاویه‌دار، استخوان را تحت نیروی فشاری قرار می‌دهد [۲]

شکل ۱۶. یک ایمپلنت رزوه‌دار با بدنه مخروطی [۸]

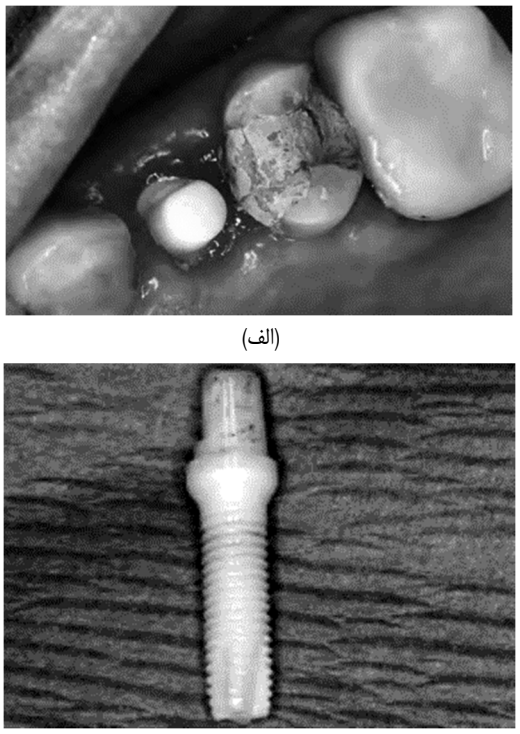


(ب) (الف)

شکل ۱۷. الف) طرح‌بندی ایمپلنت نیروهای فشاری اولیهٔ وارد بر پروتز را معکوس می‌کند و این باعث می‌شود یک نیروی با زاویهٔ ۳۰ درجه با ماهیت برشی، بر سطح تماس ایمپلنت -استخوان وارد آید. ب) یک ایمپلنت دارای رزوه مربعی می‌تواند نیروی فشاری را به استخوان منتقل کند [۲]

۲-۴. تأثیر نوع ماده بر خواص مکانیکی ایمپلنت

بسیاری از مواد زیست‌سازگار نمی‌توانند در برابر نوع و میزان نیروهای متداولی که بر ایمپلنت دندانی تحمیل می‌شوند مقاومت کنند. برای مثال سرامیک با زیست‌سازگاری عالی در برابر نیروهای کششی و خمشی، بسیار آسیب‌پذیر است. اخیراً ایمپلنت‌های ساخته‌شده از زیرکونیا به‌دلیل سطح سفید و زیست‌سازگار به بازار معرفی شده‌اند، اما ولی مهم‌ترین مشکل آنها ناهماهنگی مدول الاستیک‌شان نسبت به مدول‌الاستیک استخوان است. این مواد ۳۳ بار سفت‌تر از استخوان کورتیکال هستند. تحت این شرایط وقتی ایمپلنت و فک تحت بارگذاری یکسان قرار می‌گیرند، کرنش‌های متفاوت در آنها رخ داده و لقی یا شکست ایمپلنت رخ می‌دهد. شکل ۱۸ شکست و تخریب اباتمنت زیرکونیایی را نشان می‌دهد [۹]. برخلاف ایمپلنت‌های زیرکونیایی، که چندان برای درمان مناسب نیستند، اباتمنت‌های ساخته‌شده از این ماده علاوه برافزایش زیبایی، چقرمگی شکست بالایی دارند. همچنین مشکلات مربوط به سایش اباتمنت‌های فلزی به بدنهٔ فلزی ایمپلنت را نداشته، لذا خوردگی و تحلیل هم در آنها مشاهده نمی‌شود. مهم‌ترین مشکل این نوع از مواد سرامیکی، مقاومت کم به خستگی است [۱۰]. در یک بررسی، مطابق شکل ۱۹ ایمپلنتی دارای ۱۵ میلی‌متر طول و ۴ میلی‌متر قطر انتخاب شده است. روی آن در دو حالت درونی و بیرونی دو اباتمنت با قطر گلویی ۶ میلی‌متر و ضخامت ۰/۵ میلی‌متر نصب می‌گردد. ۰/۵ میلی‌متر، ضخامت لایهٔ زیرکونیایی بوده که به‌صورت تک‌لایه روی هر دو نمونه کشیده شده است. آزمون خستگی برای هر دو نمونه انجام شده، نتایج آن در جدول ۳ ارائه شده است [۱۰].

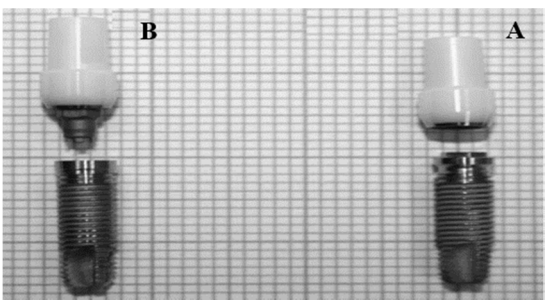


(الف) (ب)

شکل ۱۸. الف) این ایمپلنت دچار تحلیل شده و بعد از بارگذاری لق شده است؛ ب) تصویر یک ایمپلنت زیرکونیایی [۲]

با توجه به مقایسهٔ نیروی شکست بین حالت اتصال بیرونی و درونی، برای حالتی که اتصال به‌صورت درونی است، شکست و جداشدن تیتانیوم داخلی از بدنه راحتتر اتفاق می‌افتد. این در حالی است که در اتصال اباتمنت روی ایمپلنت و به‌صورت خارجی اندکی دیرتر، جدایش رخ داده است. به‌طور کلی نتیجهٔ این پژوهش مبین این مطلب است که از لحاظ خستگی، طرح اتصال اباتمنت به ایمپلنت هم می‌تواند در بهبود خواص مکانیکی ایمپلنت

مؤثر باشد. در حال حاضر بهبود خواص مکانیکی و به‌ویژه خستگی زیرکونیا به‌عنوان یک اباتمنت مطلوب، موضوع مورد بحث است [۱۰]. استفاده از تیتانیوم و آلیاژهای آن سابقهٔ طولانی و موفقیت‌آمیزی در تولید بدنهٔ ایمپلنت دارد. زیست‌سازگاری عالی تیتانیوم و آلیاژهای آن به‌خوبی اثبات شده است. گرید چهار تیتانیوم خالص تجاری (CP) در دندانپزشکی استفاده می‌شود. گرید یک آلیاژ تیتانیوم هم وجود دارد [۲]. مطالعات اخیر نشان داده است که آلیاژهای تیتانیوم - آلومینیوم - وانادیوم (Ti-6Al-4V) دارای اغلب ویژگی‌های مطلوب مکانیکی و فیزیکی شامل مقاومت به خوردگی و زیست‌سازگاری مناسب بیومواد فلزی می‌باشد. مزیت اصلی این آلیاژ تیتانیوم در مقایسه با سایر انواع آن استحکام آلیاژ است. همان‌گونه که در جدول ۴ آمده است، ویژگی مکانیکی آلیاژهای تیتانیوم بهتر از تیتانیوم خالص تجاری است. آلیاژ تیتانیوم، چهار برابر استحکام بیشتری نسبت به تیتانیوم خالص تجاری گرید ۱ داشته و تقریباً دو برابر مستحکم‌تر از گرید ۴ است. استحکام تسلیم و استحکام نهایی دو معیار مهم در انتخاب مواد مورد استفاده در ساخت ایمپلنت‌های دندانی هستند [۱۱].



شکل ۱۹. دو اباتمنت زیرکونیایی که روی کرست ایمپلنت نصب می‌شود. الف) اتصال درونی؛ ب) اتصال بیرونی [۱۰]

جدول ۳. نتایج مربوط به آزمون خستگی برای ایمپلنت‌هایی با اباتمنت زیرکونیا در دوحالت درونی و بیرونی [۱۰]

نمونه	تعداد چرخه تا شکست	نیروی شکست (نیوتن)
اباتمنت درونی	۶۵±۳۵۶	۳۴۹±۳۷
اباتمنت بیرونی	۱۸۰۰۰±۱۲۵۰۰	۲۸۰۰۰±۲۴۲۰۰

مدول کشسانی چهار گرید مختلف تیتانیوم مشابه و برابر ۱۹۳ گیگاپاسکال است. سفتی تیتانیوم و آلیاژ آن در قیاس با هرگونه فلز جراحی بسیار به استخوان نزدیک است. با اینکه این مقدار تقریباً ۶ برابر سفت‌تر از استخوان کورتیکال متراکم است، همچنان این ماده بهترین انتخاب از نظر استحکام بیومکانیکی، زیست‌سازگاری و پتانسیل حرکت نسبی (ناشی از عدم تطابق ضریب کشسانی) برای سطح تماس استخوان - ایمپلنت محسوب می‌شود [۱].

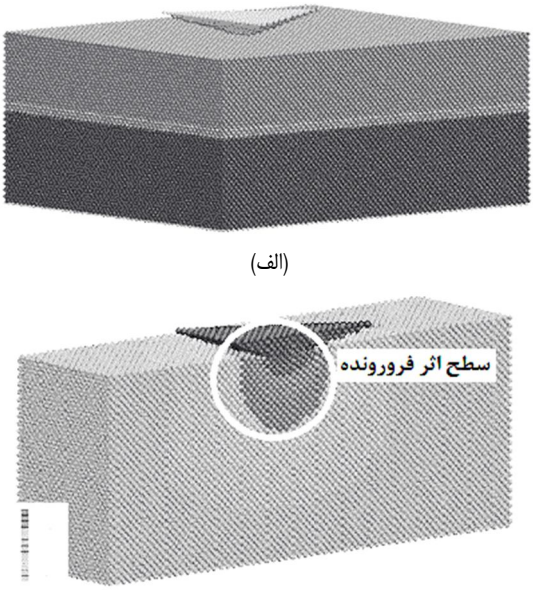
جدول ٤. خواص مکانیکی گریدهای مختلف تیتانیوم [۱]

گرید	استحکام تسلیم (مگاپاسکال)	استحکام کششی (مگاپاسکال)	مدول الاستیک (گیگاپاسکال)
یک	۱۷۰	۲۴۰	۱۰۳
دو	۲۷۵	۳۴۵	۱۰۳
سه	۳۸۰	۴۵۰	۱۰۳
چهار	۴۸۳	۵۵۰	۱۰۳
پنج	۸۶۰	۹۳۰	۱۱۳

۲-۵. ایمپلنت‌های نانوساختار

مواد نانوساختار نسبت به سایر مواد با ساختارهای میکرو و ماکرو، از لحاظ استحکام تسلیم چیزی برابر ۵ تا ۱۰ برابر، مقدار بیشتری از تنش را تحمل می‌کنند. برای ساختارهایی با اندازهٔ دانهٔ کوچکتر از ۱۰۰ نانومتر، رابطهٔ هال - پچ تفسیر دیگری خواهد داشت. مثلاً در اندازهٔ دانهٔ ۱۰ نانومتری، شیب منحنی منفی خواهد بود. حجم بالایی از مرزدانه‌های آشفته و نامنظم، افزایش حساسیت به نرخ کرنش و متقارن نبودن رفتار ماده درکشش و فشار، همه و همه وابسته به نانواندازه شدن ماده است. اینکه برخی مواد نانوساختار در دمای اتاق رفتاری فوق داکتیلیته از خود نشان می‌دهند، به‌دلیل حاکم بودن مکانیزمی متفاوت از مواد دانه‌درشت در آنهاست. در میان بسیاری از فرضیات و مشاهدات، از مهم‌ترین مکانیزم‌هایی که مسئولیت تغییرشکل ماده را برعهده می‌گیرند می‌توان سرخوردن نابه‌جایی‌ها[۱۳]، لغزش مرزدانه‌ها[۱۴]، خزش کنترل‌شده با نفوذ[۱۵] و نفوذ از طریق شبکه نابارو - هرینگ[۱۶] را برشمرد. مطلب مهم در این مورد، بررسی خواص مکانیکی این گروه از آلیاژهای نانوساختار هنگامی است که پوشش‌های سرامیکی زیست‌فعال به سطح آنها اعمال می‌گردد [۱۳]. به‌عنوان مثال شکل ۲۰ یک ایمپلنت تیتانیومی نانوساختار را نشان می‌دهد که بر سطح آن پوشش سرامیکی TiCaPCON اعمال شده است. این شبیه‌سازی با تعریف یک نانوفرورونده[۱۷]، به سطح پوشش نیرو اعمال می‌کند

و تغییر رفتار لایه پوشش، زیرلایه و فصل مشترک پوشش - زیرلایه را از طریق بررسی سطح اثر برجای مانده در مقیاس اتمی مورد بررسی قرار می‌دهد. در واقع اهمیت این شبیه‌سازی فقط به تعیین خواص مکانیکی محدود نمی‌شود، بلکه با استفاده از آن می‌توان مکانیزم‌هایی که مسئول رخدادها در لایه‌های نزدیک سطح و از آن مهم‌تر، در فصل مشترک هستند را پیدا کرد [۱۳].

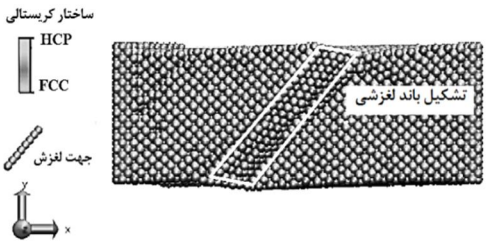


(الف)

(ب)

شکل ۲۰. نمونه‌های الف و ب به شبیه‌سازی نانوفروروند بر سطح یک ایمپلنت روکش داده شده با TiCaPCON با پایهٔ تیتانیومی مربوط است که برای انجام آن از روش اتوماسیون سلولی استفاده شده است [۱۳]

به‌عنوان مثال در ادامه، به بررسی دلائل کاهش استحکام خستگی تیتانیوم با اندازهٔ دانهٔ نانوساختار نسبت به اندازهٔ دانهٔ پرداخته می‌شود [۱۳]. عمر خستگی به‌طور قراردادی به دو رژیم تقسیم می‌شود و شامل زمان مورد نیاز برای جوانه‌زنی ترک و زمان مورد نیاز برای انتشار آن می‌باشد. مقاومت به شروع ترک معمولاً نیازمند این است که ماده استحکام داشته باشد، در حالی‌که مقاومت در برابر انتشار ترک نیازمند انعطاف‌پذیری ماده است. رژیم‌های خستگی چرخهٔ پایین و خستگی چرخهٔ بالا به‌طور قراردادی با توجه به بزرگی کرنش اعمال شده، قابل تمیز دادن است. آزمون‌های انجام‌شده در رژیم خستگی چرخهٔ بالا درپی یافتن عواملی است که موجب می‌شود مقاومت ماده در برابر جوانه‌زنی ترک بالا رود، در حالی‌که آزمون‌های انجام‌شده در رژیم خستگی چرخهٔ پایین درپی ارزیابی مقاومت مواد در برابر رشد عیوب می‌باشد [۱۳]. خواص خستگی فلزات و آلیاژهای نانوساختار یکی از موضوعات کلیدی برای استفادهٔ موفقیت‌آمیز از این گروه از مواد جدید در کاربردهای ایمپلنت و دندان‌پزشکی می‌باشد. به‌دلیل اینکه رفتار مواد نانوساختار به‌سادگی با اثر هال - پچ[۱۸] قابل توصیف نمی‌باشد، چندین جنبه مانند پایداری ریزساختاری، ایجاد نوارهای برشی یا توزیع اندازهٔدانه، برای توصیف خواص این مواد مورد بررسی قرارگرفته است [۱۴]. به هر حال، نتایج آزمون‌های بررسی کرنش نشان می‌دهند که عمر مفید تیتانیوم نانوساختار اندکی کمتر از تیتانیوم دارای اندازهٔ دانهٔ معمولی است. کوتاه شدن عمر مفید در دامنه‌های کرنش بالاتر، برجسته‌تر می‌شود. توصیف این رفتار اغلب با تمایل بیشتر ساختار نانو به بازیابی ساختار قبلی، توجیه می‌شود [۱۴]. در واقع به نظر می‌رسد که نرم‌شدگی چرخه‌ای، رشد دانه‌ها و تمرکز کرنش، مکانیزم‌های اصلی برای کاهش مقاومت به خستگی در ساختارهای فوق ریزدانه تحت دامنه‌های کرنش پلاستیک یکسان باشد. در دامنه‌های کرنش پایین، نرم‌شدگی کمتر ایجادشده است. نمودار چرخه سخت‌شدگی یا نرم‌شدگی در طی بیشتر بخش‌های عمر خستگی، مسطح است و هیچ نرم‌شدگی تحت‌دامنه‌ی کرنش پلاستیک مشاهده نشده است. تمرکز کرنش چرخه‌ای موجب ایجاد ترک می‌شود. توسعهٔ نوارهای برشی ماکروسکوپیک یکی از شکل‌های اصلی تخریب‌های خستگی در مواد فوق ریزدانهٔ تولیدشده با روش ECAP می‌باشد. در واقع، نوارهای برشی قرارگرفته در زاویهٔ ۴۵ درجه نسبت به محور بارگذاری، روی سطح نمونه‌های تیتانیومی و مسی که به‌صورت چرخه‌ای بارگذاری شده است، مشاهده شده است. این نوارها در حالت کشش هم به‌وجود می‌آیند (شکل ۲۱).

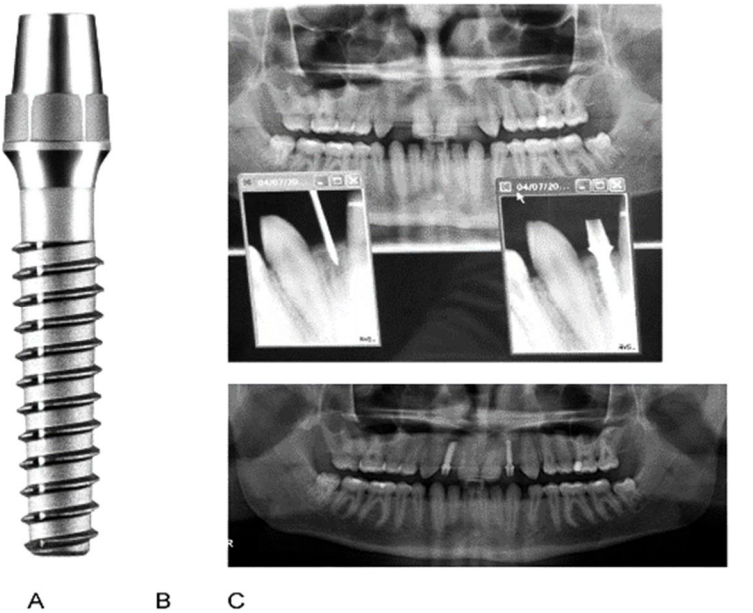


شکل ۲۱. نمونهٔ مسی تحت تنش کششی قرارگرفته و نوارهای برشی در زوایای ٤٥ درجه ظاهرشده است. تصویر مربوط به آزمون کشش با شبیه‌سازی دینامیک مولکولی می‌باشد [۱۵]

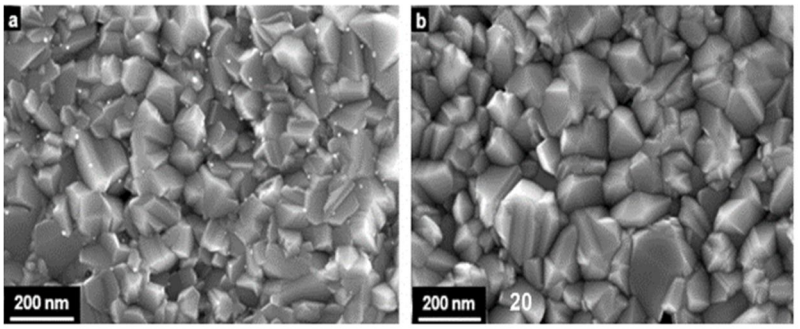
تیتانیوم نانوساختار دقیقاً با همین مکانیزم افت استحکام خستگی پیدا می‌کند [۱۴]. پیشنهاد شده است که مکانیزم تشکیل

یک چنین نوارهای برشی در واقع برهم‌کنش‌های میان درشت شدن اندازهٔ دانه و چرخش دانه‌ها می‌باشد. در این مکانیزم، ابتدا درشت‌شدن موضعی دانه رخ می‌دهد و سپس تمرکز تنش برشی ظاهر می‌شود. همچنین پیشنهاد شده است که تبلور مجدد به‌طور ترجیحی در برخی نواحی رخ می‌دهد و ساختاری نواری را تشکیل می‌دهد. این اعتقاد وجود دارد که رشد دانه با تغییر شکل چرخه‌ای شروع می‌شود. در تحقیق دیگر، با استفاده از روش عبور از کانال‌های زاویه‌دار، تیتانیوم فوق ریزدانه را به‌منظور ساخت ایمپلنت‌هایی با قطر کوچک تولید کردند. با توجه به نتایج حاصل از شبیه‌سازی، این ایمپلنت‌ها با قطر ۲/۴ میلی‌متر، تحمل باری معادل با ایمپلنت‌های با دانه‌بندی مرسوم و قطر ۳/۵ میلی‌متر داشتند. طول این نمونه‌ها ۱۰، ۱۲ و ۱۴ میلی‌متر بوده و در نواحی در تماس با لثه، سطح‌شان کاملاً صیقلی بود. نکته جالب آنکه این ایمپلنت‌ها فاقد هرگونه عنصر سمی مثل وانادیم یا عناصر آلرژی‌زا مثل نیکل، کبالت یا کروم هستند. مزیت دیگر استفاده در شعاع کم این ایمپلنت‌ها به حداقل رسانیدن تراش استخوان برای نصب آنهاست. همچنین در تحقیقاتی که روی خواص زیستی این نوع ایمپلنت‌ها صورت گرفته ۷۰ درصد دورهٔ درمان سریع‌تر طی شده است [۱۳]. شکل ۲۲ مربوط به نصب دو نمونه از ایمپلنت تولیدی مذکور است که یکی با قطر ۲ میلی‌متر و دیگری با قطر ۲/۴ میلی‌متر از جنس تیتانیوم گرید ۴ با دانه‌بندی ۲۰ نانومتر است که بعد از ۶ هفته در دهان بیمار ۱۸ ساله، کاشته شده و تثبیت صورت گرفته است. استحکام کششی این ایمپلنت ۱۳۳۰ مگاپاسکال اعلام شده است. شکل ۲۳ دانه‌بندی ایمپلنت را قبل و بعد از عملیات آماده‌سازی نشان می‌دهد [۱۳].

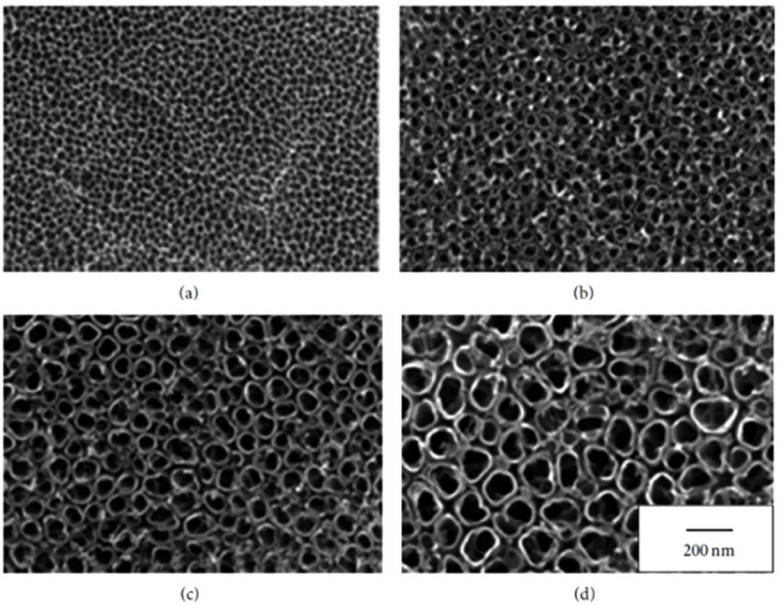
تحقیقات گسترده‌ای روی ایجاد تخلخل در ایمپلنت‌های تیتانیومی در حال انجام است. سطوح متخلخل ایمپلنت علاوه بر افزایش چسبندگی به بافت استخوان، تأثیر مهمی در خواص مکانیکی ایمپلنت می‌گذارند. به‌عنوان یکی از مهم‌ترین خواص، مدول یانگ استخوان کورتیکال تقریباً ۲۰ گیگاپاسکال است؛ این مقدار برای قسمت اسفنجی استخوان ۴ گیگاپاسکال و برای ایمپلنت فاقد تخلخل ۱۱۰ گیگاپاسکال است. این اختلاف فاحش در این مقادیر تاثیر خود را زمانی نشان می‌دهد که ناحیه استخوان و ایمپلنت تحت یک مقدار تنش اعمالی، کرنش‌های متفاوتی بدهند. این امر موجب لق‌شدن ایمپلنت شده و بافت زندهٔ استخوانی و لثهٔ روی آن دچار عفونت و التهاب، مرگ سلولی و لاغری فک گردد. بهترین راهکار پیشنهادی، ایجاد تخلخل نانو در این ایمپلنت‌هاست. برای ایجاد سطوح زبر می‌توان از روش سندبلاست کردن سطح با تیتانیا و آلومینا استفاده کرد. طی این عمل، مدول الاستیک به‌طور قابل توجهی کاهش می‌یابد [۱۶]. در پژوهشی با همین موضوع، از نانولوله‌های اکسید تیتانیوم جهت‌دهی شده مطابق شکل ۲۴، ایمپلنتی با سطح نانو تخلخل تولید کرده‌اند [۱۶]. این نمونه مشابه ایمپلنتی از جنس تانتالوم است که نام تجاری آن زیمر است (شکل ۲۵) [۱۶].



شکل ۲۲. الف) نمایی از یک ایمپلنت نانوساختار، ب و ج) تصاویر پرتو X مربوط به کاشت دو ایمپلنت نانوساختار ۲ میلی‌متری در سمت راست و ۲/٤ میلی‌متری در سمت چپ در دهان یک بیمار ۱۸ ساله [۱۳]



شکل ۲۳. تصویر میکروسکوپ الکترونی با وضوح‌بالا، مربوط به دانه‌بندی ایمپلنت تیتانیومی نانوساختار با اندازه دانه ۲۰ نانومتر الف) تولیدی با روش ECAP، ب) انجام عملیات نیتروره در ٦۰۰ درجه سانتی‌گراد برای ۱۰۰ ساعت [۱۳]



شکل ٢٤. تصویر SEM مربوط به قطرهای مختلفی از نانولوله‌های TiO_2 ؛ الف) ۳۰، ب) ۵۰، ج) ۷۰، د) ۱۰۰ نانومتر [۱۶]

شکل ۲۵. تصویر مربوط به ایمپلنت زیمر با بافت فوق‌العاده متخلخل در بدنه ایمپلنت از جنس تانتالوم [١٦]

از سویی با ایجاد تخلخل در ایمپلنت‌های نانوساختار می‌توان جرم این مواد را کاهش داد و ایمپلنت‌هایی سبک در دهان کاشت. این موضوع می‌تواند موجب کاهش بارگذاری در فک شده و از التهاب و عفونت دورهٔ درمان بکاهد [۱۶].

۳. نتیجه‌گیری

ایمپلنت‌های دندانی در موقع سرویس‌دهی، در معرض نیروهای اکلوزالی قرار می‌گیرند این نیروها بنا به عادات زندگی بیماران ازنظر بزرگی، تناوب و طول مدت اعمال می‌توانند متفاوت باشند.

ماهیت نیروها اغلب به‌صورت فشاری، کششی و برشی تقسیم‌بندی شوند. نیروی فشاری سبب فشردن ایمپلنت و لثه به‌سمت هم می‌شوند. نیروی کششی، ایمپلنت و لثه را از هم جدا می‌کند. نیروی برشی بر روی ایمپلنت باعث سرخردن اجزاء می‌شود. مطالعات نشان می‌دهد طراحی کرست ایمپلنت به‌صورت V شکل و ایجاد رزوه‌های مربعی در ناحیهٔ بدنه، سبب انتقال تنش به‌صورت فشاری شده و تثبیت ایمپلنت را در فک موجب می‌گردد. هندسهٔ ایمپلنت میزان مقاومت آن در برابر نیروهای خمشی و پیچشی را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد. اعمال نیروهای پیچشی حین جویدن می‌تواند شکست را در محل پیچ اباتمنت به ایمپلنت موجب گردد. در صورتی که ایمپلنت بعد از کاشت به‌خوبی به استخوان فک متصل شود، بافت فیبروزی، استحکام لازم را در فصل مشترک ایمپلنت - استخوان فراهم می‌کند. برای بهبود اتصال، ناحیهٔ کرست استخوان به‌صورت زبر و دارای خلل و فرج ساخته می‌شود. اباتمنت‌های ساخته‌شده از زیرکونیا علاوه برافزایش زیبایی، چقرمگی شکست بالایی هم دارند. مطالعات نشان داده‌اند، برای بهبود عمرخستگی آنها، بایستی نوع اتصال آنها به ایمپلنت به صورت اتصال بیرونی باشد. بررسی پژوهش‌ها نشان می‌دهد، برای ساخت ایمپلنت، آلیاژ Ti-6Al-4V به‌دلیل استحکام تسلیم و حد خستگی بالا، از بین سایر گریدهای تیتانیوم، بهترین انتخاب می‌باشد. برای بهبود خواص بیومکانیکی از طریق افزایش استحکام فصل مشترک ایمپلنت با استخوان، ایمپلنت‌ها را به‌صورت نانوسایز می‌سازند. این در حالی است که کاهش عمر خستگی این مواد به‌دلیل تمایل ساختار نانو به بازیابی ساختار قبلی همچنان قابل بحث است. ایمپلنت‌های تیتانیومی نانومتخلخل، از طریق کاهش مدول الاستیک تیتانیوم و مشابه ساختن آن با مدول الاستیک استخوان، التهاب و عفونت دورهٔ درمان را کاهش می‌دهند. همچنین با ایجاد تخلخل، جرم ایمپلنت کاهش یافته و در نتیجه بار کمتری به فک اعمال و از لاغری فک جلوگیری می‌شود. تولید ایمپلنت‌های تانتالومی زیمر و نانولوله‌های اکسید تیتانیومی در قسمت بدنهٔ ایمپلنت از جمله پیشرفت‌های این عرصه می‌باشند.

٤. مآخذ

[1] R. L. Sakaguchi, *Craig's restorative dental materials*, First Ed, pp. 540-632, India: Mosby Elsevier, 2012.

[2] M. Carl, *Dental implant prosthetics*, Second Ed, pp. 720-993, United States: Mosby Elsevier-Health Sciences Division, 2012.

[3] R. S. Boggan, J. T. Strong, Influences of hex geometry and geometric table width on static and fatigue strength of dental implants, *Journal of Prosthet Dent*, vol. 82, No. 4, pp.436-440, 2001.

[4] S. Braun, W. P. Hnat, A study of maximum bite force during growth and development, *Journal of Angle Orthodontist,* vol. 66, No. 4, pp.261-264, 1996.

[5] J. Kenneth, H. Ralph Rawls, *Phillips science of dental materials,* Twelfth Ed, pp. 103-219, United States: W.B. Saunders, 2013.

[6] N. Baltzer, *Precious metals for biomedical applications*, First Ed, pp.182-236, United States: Elsevier Science & Technology, 2014.

[7] S. Weiner, J. Simon, The effect of laser microtexured collars upon crestal bone levels of dental implants, *Journal of Implant Dentistry,* vol. 17, No. 3, pp. 217-228, 2005.

[8] Z. Mazor, A. Lorean, Replacement of a molar with 2 narrow diameter dental implants, *Journal of Implant Dentistry,* vol. 21, No. 1, pp. 8-36, 2012.

[9] M. Andani, M. T. Moghaddam, Metals for bone implants, *Journal of Acta Biomaterialia,* vol. 10, No. 10, pp. 4058-4070, 2014.

[10] M. Jimenez, O. Llena Blasco, Mechanical behavior of single-layer ceramized zirconia abutments for dental implant prosthetic rehabilitation, *Journal of Clinical Dentistry,* vol. 6, No. 5, pp.485-490, 2014.

[11] P. Ducheyne, D. Kohn, Fatigue properties of cast and heat treated Ti-6Al-4V alloy for anatomic hip prostheses, *Journal of Biomaterials*, vol. 8, No. 3, pp. 223, 1987.

[12] Z. Mazor, A. Lorean, Replacement of a molar with 2 narrow diameter dental implants, *Journal of Implant Dentistry,* vol. 21, No. 1, pp.36-37, 2012.

[13] L. Mishnaevsky, E. Levashov, Nanostructures titanium-based materials for medical implants modeling and development, *Journal of Materials*

Science and Engineering, vol. 81, No. 1, pp.1-19, 2014.

[14] P. Pachauri, L. Rao Bathala, Techniques for dental Implant nanosurface modifications, *Journal of Advanced Prosthodontics,* vol. 5, No. 6, pp.498-504, 2014.

[15] A. Kardani, A. Montazeri, Investigation on effect of surface and bulk porosities on yield strength, elastic modulus, and tensile strength of Cu nanofiller, *5th International Conference on Materials Engineering and Metallurgy, Shiraz, Iran,* November 8-9, 2016.

[16] G. Mendonca, D. Mendonca, F. Aragao, Advancing dental implant surface technology-from micron-to nanotopography, *Journal of Biomaterials*, vol. 29, No. 28, pp. 3822-3835, 2008.

پی‌نوشت

1. Malleability
2. ISO
3. Buttress
4. Abutment
5. Cortical Bone
6. Cancellous bone
7. Occlusal
8. Mesial
9. Distal
10. Fibrosis Tissue
11. Collagen
12. Laser Ablation
13. Dislocation Glide
14. Grain Boundary Sliding
15. Diffusion Controlled Creep
16. Nabarro-Herring Creep
17. Nanoindentation
18. Hall-Petch