سال ۲۸، شماره ۱۲۵، صفحات ۷-۲۵، نوع مقاله: ترویجی

مجله علمی مهندسی مکانیک

ISSN: 1605-9719

مروری بر ساخت ایمپلنت‌های دندانی و انتخاب بهینه پارامترهای ساخت آن‌ها به منظور دستیابی به خواص مکانیکی و زیست سازگاری مطلوب

مهدی مشهدی[۱]، رضا حمزه‌لو[۲و*]، مصطفی ورمزیار[۲]

[۱] دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران

[۲] استادیار دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران

*مسئول مکاتبات: rehamzeloo@sru.ac.ir

◄ چکیده

امروزه از ایمپلنت‌های دندانی در بیمارانی که بصورت جزئی، تکی و یا به طور کامل دندان خود را از دست داده‌اند به صورت متداول استفاده می‌گردد. با افزایش پژوهش‌ها در جهت شناخت خواص زیست پزشکی، شیمیایی، ساختاری و بارهای مکانیکی در دهان و دندان، ایمپلنت‌ها تغییر و بهبود زیادی را از نظر ابعاد، طراحی بدنه، جنس، روش‌های تولید و نوع سطح به خود دیده‌اند. در مقاله حاضر، در ابتدا به بررسی کلیات ایمپلنت‌های دندانی پرداخته شده است. سپس مروری بر پژوهش‌هایی که تأثیر جنس‌ها، روش‌های ساخت و شرایط سطحی و پوشش ایمپلنت‌ها را بر روی خواص مکانیکی، شیمیایی و زیست سازگاری و عملکرد ایمپلنت‌ها بررسی کرده‌اند، ارائه شده است. نتایج حاصل از آزمونهای مکانیکی ازجمله تعیین سختی و سایش، آزمونهای تعیین استحکام کششی-فاری و استحکام برشی، آزمون تعیین زبری، آزمون مقاومت به خوردگی، آزمونهای کشت سلولی درون و برون-تنی و تصاویر میکروسکوپ روبشی از رفتار سلولها مورد بررسی قرار گرفته‌اند. در مجموع وبا توجه به مقالات حاضر، استفاده و تولید ایمپلنت‌های دندانی با رزوه دوم و سوم و رزوه با عمق متغیر و استفاده از پوشش زیست سازگار از جمله پوشش هیدروکسی آپاتیت و ماسه پاشی در قسمت سطح ایمپلنت و از جنس آلیاژهای تیتانیومی بخصوص تیتانیوم خالص با استفاده از روش نوین ساخت ذوب لیزر انتخابی بدلیل خواص مکانیکی، شیمیایی و زیست سازگاری و در نتیجه افزایش عمر مفید ایمپلنت از جمله پیشرفت‌های این عرصه است.

◄ واژگان کلیدی

ایمپلنت
خواص زیست مکانیکی
جنس
روش ساخت
شرایط سطحی

◄ تاریخچه مقاله

تاریخ دریافت ۱۳۹۶/۱۱/۱۰
تاریخ پذیرش ۱۳۹۸/۰۴/۱۸

۱ مقدمه

ایمپلنت[۱] دندانی یک وسیله پزشکی است که از یک یا چند ماده فلزی بیومتریال ساخته شده است و استفاده از آن یک روش درمان قابل اعتماد در بازسازی دهان و دندان بیماران تقریباً یا کاملا بی‌دندان می‌باشد. کاشت ایمپلنت‌های دندانی به روشی استاندارد برای جایگزینی تک دندان در دهان و به‌عنوان بازیاب کارآیی و زیبایی دندان تبدیل شده اند که مزایای زیادی را به همراه دارد. ایمپلنت دندانی اغلب به شکل ریشه دندان می‌باشد و داخل استخوان فک قرار داده می‌شود. بر روی آن قطعه اتصالی نگهدارنده (آباتمنت) و برروی آن تاج دندان(کراون) قرار می‌گیرد. ایمپلنت‌ها با جراحی داخل فک ثابت می‌شوند و روی آن‌ها دندان مصنوعی قرار می‌گیرد و در نهایت ظاهری مشابه با دندان طبیعی پیدا می‌کنند (شکل ۱).

ایمپلنتولوژی (علم دندانپزشکی کاشت ایمپلنت‌های دندانی) بعد از علم جراحی دهان و دندان، جزء قدیمی‌ترین روش‌های دندان پزشکی است. استفاده از ایمپلنت‌هایی به فرم ریشه‌ای قدمتی ۱۰۰۰ ساله دارند [۱].

در سال ۱۹۵۲ میلادی، جراح ارتوپدی سوئدی به نام برانمارک که علاقه‌مند به ترمیم و بازسازی استخوان بود، طی تحقیقاتی روی استخوان ران خرگوش، متوجه رشد استخوان در اطراف فلز تیتانیوم گردید. برانمارک تحقیقات خود را برروی انسان و حیوان ادامه داد و توانست بعد از انجام آزمایشات زیادی، این ویژگی خوب و مفید فلز تیتانیوم را به اثبات برساند.

شکل ۱: درون کشت دندانی [۲]

اگر چه برانمارک اول روی استخوان ران کار می‌کرد، اما در ادامه تصمیم گرفت که مطالعاتش را برروی دهان ادامه دهد زیرا دسترسی و نیاز بیشتری را

[1] Implant

در این بخش احساس می‌کرد. برانمارک در سال ۱۹۶۵ میلادی اولین ایمپلنت دندانی را در دهان یک داوطلب قرار داد [۳].

با افزایش جمعیت افراد مسن استفاده از ایمپلنت‌های دندانی هم افزایش می‌یابد و یک مطالعه نشان می‌دهد که فروش ایمپلنت‌های دندانی در سال ۲۰۰۳ به میزان ۸/۷ میلیارد دلار بوده است و هر ساله پیش‌بینی می‌شود ۱۲/۵ درصد بر این میزان افزوده شود [۴].

ایمپلنت بهترین گزینه برای جایگزینی دندان‌های از دست رفته می‌باشد. مزایای ایمپلنت از جمله راحتی، مقاومت بالا، کاربردی بودن و زیبایی باعث می‌شود تا رضایت خاطر بیماران از آن نسبت به پل‌های ثابت یا پروتز متحرک بیشتر باشد [۵].

به طور کلی ایمپلنت‌ها را بر اساس شرایط سطحی و شرایط بدنه آن‌ها طبقه‌بندی می‌کنند. اکثریت ایمپلنت‌های دندانی از تیتانیوم ساخته شده‌اند اما طراحی بدنه و مواد سطحی ایمپلنت متفاوت است. مواد مورد استفاده یکی از فاکتورهای مهم در ثبات و عمر درمان و استقامت دندان در بلند مدت است. سطح متخلخل در مقایسه با سطح صاف تیتانیوم، موجب تماس بیشتر با استخوان می‌شود. انواع دیگر سطوح حاصل متداول در ایمپلنت‌ها عبارتند از سطوح خراش داده شده با اسید، شن پاشی شده، سطح زبر شده، پوشش هیدروکسی آپاتیت[1] با پاشش پلاسما و سطح تیتانیوم ریزشیار. در کل، طبقه‌بندی بر اساس طراحی بدنه ایمپلنت شامل بدنه توخالی، یکپارچه، منفذ دار، مسطح، رِزوه‌دار، استوانه‌ای می‌باشد [۶].

طبقه‌بندی بر اساس سطح ایمپلنت نیز به‌صورت کلی شامل سطوح پوشیده، بافت دار، ماشینی، صاف می‌باشد [۷]. رعایت اصول مناسب و بهینه در طراحی هندسی بدنه و سطح، روش مناسب ساخت ایمپلنت‌ها و انتخاب ماده مناسب برای یک ایمپلنت باعث بهبود اتصال به استخوان و افزایش عمر و بهبود زیست سازگاری و خواص مکانیکی مناسب آن می‌گردد [۸].

پژوهشگران مطالعات بسیاری را در زمینه شرایط سطحی، روش ساخت و جنس‌های مورد استفاده در ایمپلنت‌ها انجام داده‌اند که به اکثر آن‌ها به‌صورت مجزا در مقالات و کتاب‌ها اشاره شده و تدوین آن‌ها با این رویکرد به صورت کامل صورت نگرفته است. در مقاله حاضر به بررسی و مقایسه برخی از مطالعات پژوهشگران با رویکرد انتخاب شرایط سطحی، جنس و روش ساخت بهینه ایمپلنت‌ها با هدف بهبود خواص مکانیکی و زیست سازگاری آن‌ها پرداخته شده است.

۲ کاشت موفقیت آمیز ایمپلنت

عوامل متعددی می‌توانند بر کاشت و درمان موفق ایمپلنت دندانی تأثیرگذار می‌باشند. از مهم‌ترین این عوامل می‌توان به تأثیر طراحی هندسی، شرایط ساخت، جنس ماده و شرایط سطحی اشاره کرد. لازمه موفقیت آمیز بودن کاشت ایمپلنت در دهان، شناخت و انتخاب مناسب جنس ماده، انتخاب روش ساخت بهینه و شرایط سطحی ایده‌آل در جهت افزایش چسبندگی ایمپلنت به استخوان فک و بهبود خواص مکانیکی آن‌ها و افزایش طول عمر ایمپلنت می‌باشد که در ادامه به آن پرداخته می‌شود.

۳ جنس‌های مورد استفاده در ساخت ایمپلنت‌های دندانی

آلیاژهای ایمپلنت به صورت کلی از سه نوع ماده اصلی مشتق می‌شوند که شامل آلیاژهای برپایه فولاد ضد زنگ، آلیاژهای برپایه کبالت–کروم و آلیاژهای برپایه تیتانیوم می‌باشند. این آلیاژها به همراه برخی از کاربرد آن‌ها در جدول ۱ آمده است [۹].

جدول ۱: آلیاژهای مورد استفاده در زیست پزشکی و کاربردهای آن [۹]

جنس	کاربرد
فولاد ضدزنگ ۳۱۶ کم کربن	ایمپلنت‌های دندانی، سوند، صفحات ارتوپدی، پوسته جمجمه، پروتزهای مفصلی
آلیاژهای کبالت–کروم	میله‌های نخاعی، دریچه قلب، ایمپلنت‌های دندانی، سوند، صفحات ارتوپدی، پروتزهای مفصلی
تیتانیوم نیتانول Ti-6Al-4V,Ti-6Al-7Nb	عضوهای مصنوعی بدن، سیم‌های ارتودنسی، ایمپلنت‌های دندانی سوند، صفحات ارتوپدی پوسته جمجمه، پروتزهای مفصلی

از الزامات اساسی برای انتخاب یک ماده ایمپلنت فلزی این است که آن ماده سازگار با محیط زیست باشد، یعنی هیچ گونه سمیتی برای سیستم بیولوژیکی اطراف از خود نشان ندهد. برای بیش از صد سال، فلزات مختلف برای کاشت در بدن انسان مانند آلومینیوم، مس، روی، آهن و فولادهای کربن، نقره، نیکل و منیزیم مورد بررسی قرار گرفته است. تمام این آلیاژها در طی مدت طولانی در رژیم غذایی واکنشی بیش از حد نشان دادند هنگامی که فولاد ضد زنگ در مهندسی عمران به عنوان مواد مقاوم در برابر خوردگی در اوایل دهه ۱۹۰۰ معرفی شد، به زودی در مصارف جراحی مورد استفاده قرار گرفت. فولاد ضد زنگ[2]، که معمولا از نوع کم کربن ۳۱۶ استفاده می‌شود، به علت مقاومت زیاد مکانیکی و مقاومت نسبتا بالا در بسیاری از محیط‌های خوردگی گزینه‌ای رایج برای مواد ایمپلنت‌ها است [۸].

در طول همان دهه، آلیاژهای مولیبدن– کبالت، کروم – کبالت و کروم به دلیل مقاومت در برابر خوردگی آن‌ها برای اولین بار در صنایع دندانپزشکی و ارتوپدی معرفی شدند. در حال حاضر مواد ایمپلنت مقاوم به خوردگی که استفاده می‌شود تیتانیوم[3] و آلیاژهای آن است. آلیاژهای تیتانیوم برای اولین بار در دهه ۱۹۶۰ مورد استفاده قرار گرفتند و استفاده از آن‌ها از اواسط دهه ۱۹۷۰ به طور پیوسته رشد یافته و همچنان درحال افزایش می‌باشد. چندین آلیاژ تیتانیوم با ساختار دوفازی α و β مانند آلیاژهای Ti-6Al-4V، Ti-5Al-2.5Fe و Ti-6Al-7Nb دارای ویژگی‌های استحکام مکانیکی مطلوب و مقاوم در برابر خوردگی می‌باشند. مزیت اصلی تیتانیوم و آلیاژهای آن غیر واکنشی بودن به‌دلیل تشکیل لایه محافظ ضدنفوذ می‌باشد. تیتانیوم و آلیاژهای آن به دلیل خواص ترکیبی مطلوب آن‌ها مانند وزن مخصوص کم، نسبت استحکام به وزن بالا، انعطاف پذیری بالا، مقاومت به خوردگی

[1]Hydroxyapatite [2]Stainless steel [3]Titanium

بسیار بالا و زیست سازگاری بسیار عالی، مواد بسیار موفقی برای ساخت ایمپلنت‌های دندانی و ارتوپدی هستند. معایب اصلی آن‌ها آسیب پذیری در اثر ایجاد فرسایش و همچنین انتشار اکسیژن در طول ساخت است که باعث ایجاد عیوبی می‌گردد [۱۰].

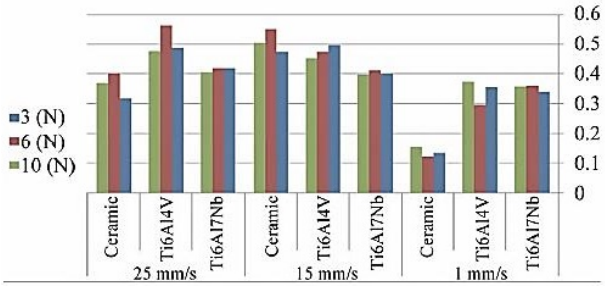
نیمب و همکارانش در سال ۱۹۹۳ در تحقیقی به بررسی و مقایسه خواص مکانیکی ایمپلنت از جنس Co-Cr-Mo و Ti-6Al-4V پرداختند. در تحقیق آن‌ها ۱۲ شاخه استوانه‌ای به عنوان ایمپلنت در ۶ قلاده سگ قرار داده شده است. شش نمونه از یک جنس وشش عدد از جنسی دیگر. ایمپلنت‌ها پس از ۴ هفته برداشته شده است. پوشش هر دو جنس از نوع هیدروکسی آپاتیت به روش پوشش‌دهی اسپری پلاسما می‌باشد. ایمپلنت‌ها به قطر ۱۰ و طول ۲۰ میلی‌متر می‌باشند. میانگین ضخامت HA، ۱۰۰ میکرومتر می‌باشد. با توجه به جدول ۲ شش نمونه بکار گرفته شده است. آزمون فشار و استحکام برشی بدست آمده و مقدار چسبندگی و در نتیجه استخوان سازی اطراف ایمپلنت محاسبه شده و مقدار اتصال به بافت با توجه به تصویربرداری مشخص شده است. در نتایج آن‌ها تفاوت قابل ملاحظه‌ای در مقاومت برشی وجود نداشته و مشابه بوده و کمی تیتاینوم گرید ۵ عملکرد بهتری داشته است. شکست در منطقه ناشی از اختلال بین سطح فلز و HA می‌باشد. استحکام چسبندگی بین ایمپلنت و استخوان بدست آمده است و منشا ناموفق مکانیکی به HA بر می‌گردد [۱۱].

جدول ۲: مقاومت برشی و درصد اتصال دو آلیاژ به بافت [۱۱]

ایمپلنت	سطح	مقاومت برشی (MPa)	درصد اتصال (٪)
Ti-6Al-4V	HA	۰/۴	۳۲
Cr-Co-Mo	HA	۰/۳	۳۵

همان‌طور که ذکر شد یکی از پارامترهای تأثیرگذار در کارایی ایمپلنت‌ها جنس ایمپلنت می‌باشد. انتخاب جنس مناسب برای ساخت ایمپلنت‌های دندانی باعث افزایش مقاومت به سایش و سختی ماده و در نتیجه بهبود خواص مکانیکی ماده می‌گردد. فلاح و همکاران در سال ۲۰۱۳ به ارزیابی و رفتار پوششی دو آلیاژ Ti-6Al-4V و Ti-6Al-7Nb در استخوان پرداخته‌اند. قطعات به روش فورج هم دما ساخته شده اند. در تحقیق آن‌ها بارگذاری ۳ و ۶ و ۱۰ نیوتن و سرعت لغزش ۱ و ۱۰ و ۲۵ می‌باشد. دما ۲۵ درجه و رطوبت ۳۸ درصد است. قطعات بصورت سیلندری و استوانه ای می‌باشند. سطح با ورق ساینده شماره ۶۰۰ ساییده و با سیلیکون لیکوپید پولیش شده است. تمام نمونه‌ها با اتانول و استون شسته شده اند. وزن قطعات با دقت ۱ میلی‌گرم اندازه گرفته شده است. زبری با استاندارد ایزو ۷۲۰۰ بررسی شده است. در شکل ۲ نتیجه مهم تحقیق آن‌ها آورده شده است [۱۲].

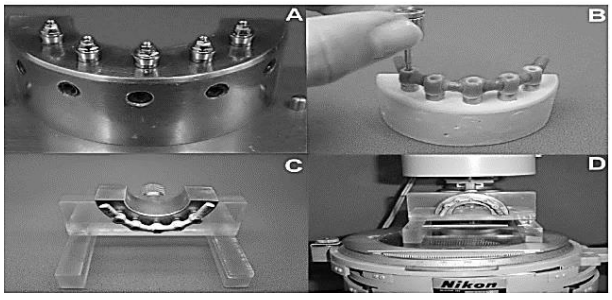
نتایج کلی به این صورت است که مقاومت پوششی Nb از گرید ۵ کمتر است. دو آلیاژ خواص اصطکاکی مشابه دارند ولی ریزساختار آن‌ها متفاوت است. ضریب اصطکاک با افزایش پارامترهای سرعت و بارگذاری افزایش می‌یابد. در تیتانیوم گرید ۵ وسعت خراش کم‌تر و سختی بالاتر است و تیتانیوم گرید ۵ مقاومت به سایش بالاتری دارد که یک مزیت در کاشت دندان محسوب می‌شود. تأثیر سرعت بر خواص اصطکاکی از نیرو بیشتر است.



شکل ۲: میانگین ضریب اصطکاک مواد در شرایط متفاوت [۱۲]

نکته دیگر و مهم در ایمپلنت‌ها میزان ثبات و پایداری آن‌ها در مکان تعریف شده در طول زمان و بارهای متفاوت می‌باشد که جنس آن‌ها یک عامل تأثیرگذار در ثبات ایمپلنت می‌باشد. تورس و همکاران در سال ۲۰۰۷ به بررسی انطباق سه نوع ایمپلنت ریخته‌گری[1] شده از جنس تیتانیوم خالص و آلیاژ کبالت–کروم و آلیاژ نیکل–کروم–تیتانیوم پرداخته است. قالب‌هایی ساخته شدند که به عنوان نگه‌دارنده و آباتمنت بوده و ایمپلنت‌ها بر روی آن‌ها قرار داده شده و تحت بار قرار گرفته‌اند. شکل قالب‌ها در شکل ۳ آورده شده است [۱۳].

نتایج انحراف کلی و عمودی در جدول ۳ آمده است، قطعات ریخته‌گری در مجموع میزان انحراف مناسب و قابل قبولی دارند. تأثیر مواد در این انحراف چندان چشم گیر نیست. بهترین و کم‌ترین میزان انحراف به ترتیب به تیتاینوم خالص و پس از آن آلیاژ نیکل–کروم–تیتانیوم و در نهایت آلیاژ کروم–کبالت مربوط می‌شود و با توجه به مقاله هرچه میزان انحراف دندان از موقعیت کاشت کمتر باشد درصد موفقیت کاشت افزایش می‌یابد و نتایج بالینی بهتری را شاهد هستیم [۱۳].



شکل ۳: قالب مورد استفاده [۱۳]

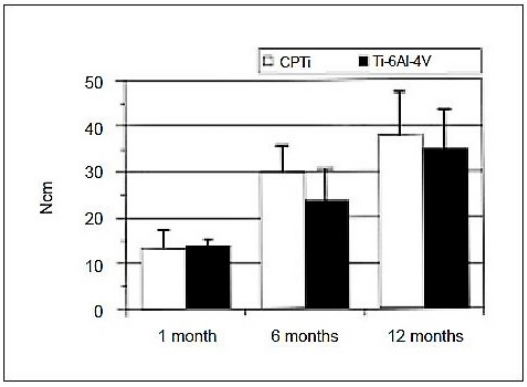
جدول ۳: میزان انحراف عمودی قطعات [۱۳]

جنس	CP Ti	Co-Cr	Ni-Cr-Ti
انحراف (μm)	۸۸	۲۲۹	۲۰۰

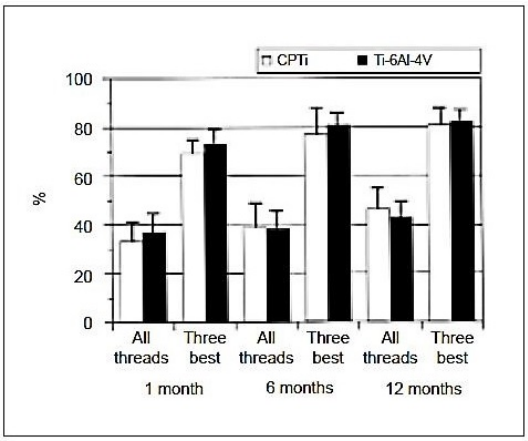
در تحقیق بعدی که توسط یوهانسون و همکارانش در سال ۱۹۹۸ انجام شده است به بررسی میزان چسبندگی و ساخت بافت جدید در آزمایش درون تنی[2] در خرگوش در ماه‌های ۱ و ۶ و ۱۲ با ۶۶ نمونه رزوه‌دار ساده تیتانیوم خالص و ۶۶ نمونه ساده رزوه دار تیتانیوم گرید ۵ پرداخته است. با توجه به نتایج با افزایش زمان میزان اتصال و حجم بافت افزایش می‌یابد. در تیتانیوم خالص نیرو و گشتاور مورد نیاز برای جداسازی بافت از استخوان بیشتر و

[1] Casting [2] In-Vivo

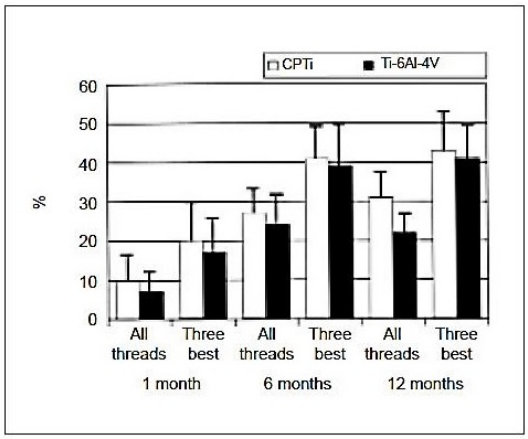
قوی‌تر بوده و میزان پیوند و اتصال بیشتر می‌باشد ولی در تیتانیوم گرید ۵ حجم استخوان ساخته شده اطراف رزوه‌های ایمپلنت کمی بیشتر می‌باشد (شکل ۴ و ۵) [۱۴].



شکل ۴: نیرو و گشتاور مورد نیاز برای جداسازی بافت از استخوان [۱۵]



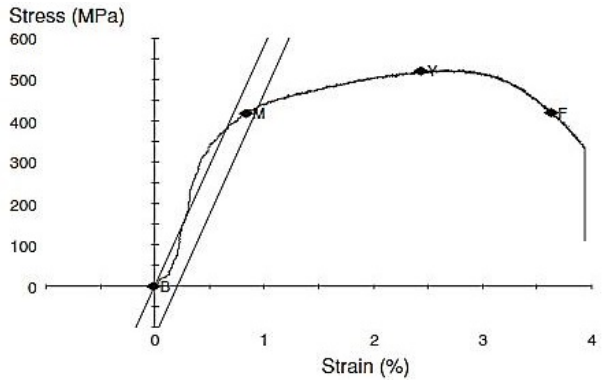
(الف)



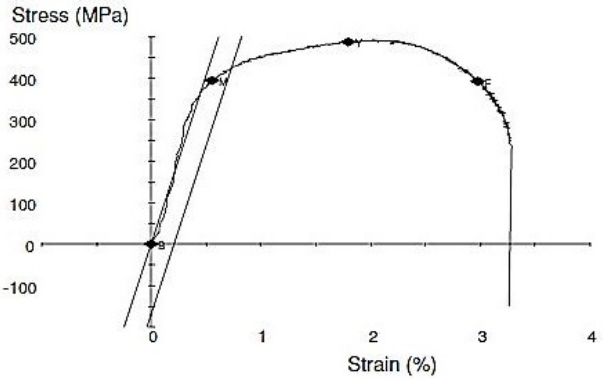
(ب)

شکل ۵: الف) شکل میزان حجم استخوان تولید شده ب) شکل میزان اتصال ایمپلنت به استخوان [۱۴]

ریبیرو و همکاران در سال ۲۰۰۹ به بررسی خواص فیزیکی و مکانیکی دو آلیاژ تیتانیوم Ti-35Nb-5Zr و Ti-35Nb-10Zr که ریخته گری شده اند پرداخته‌اند و به ترتیب آن‌ها را آلیاژ ۱ و ۲ می‌نامیم [۱۵]. در ادامه به انجام آزمون کشش و بدست آوردن خواص مکانیکی و بررسی سطح مقطع شکست و نوع شکست پرداخته‌اند. آلیاژ شماره ۱ سختی بالاتر و آلیاژ ۲ دارای استحکام کششی بالاتری می‌باشد (شکل ۶ و جدول ۴).



(الف)



(ب)

شکل ۶: نمودار تنش کرنش دو آلیاژ [۱۵]

جدول ۴: بیشینه استحکام کششی دو آلیاژ [۱۵]

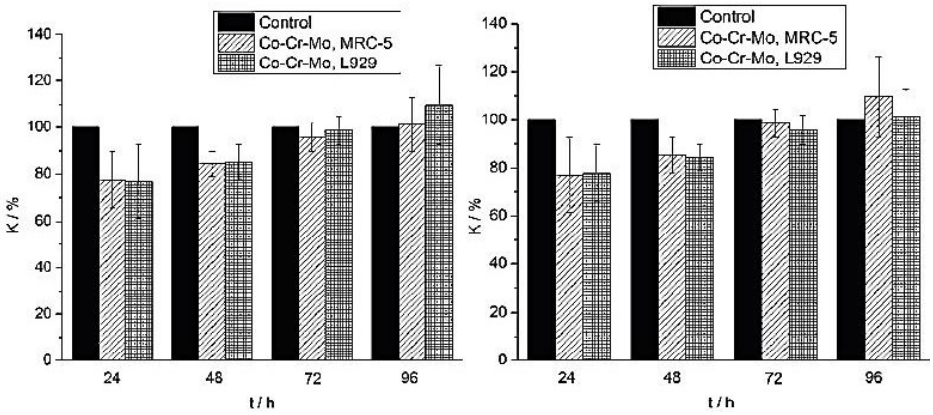
آلیاژ	بیشینه استحکام کششی (N)
Ti-35Nb-5Zr	۳۴۴۰
Ti-35Nb-10Zr	۳۸۶۳

دیمیک و همکاران در سال ۲۰۱۵ به بررسی آزمون چسبندگی[1] و برون تنی بر روی آلیاژ کبالت کروم مولیبدن پرداخته‌اند و نتایجی کلی که گرفته‌اند با توجه به شکل‌های ۷ و ۸ هیچ مورد مضری که این آلیاژ بر روی سلول‌های انسان و حیوان به‌جای بگذارد مشاهده نشده و چسبندگی خوبی بین سطح و ایمپلنت مشاهده شده است. در نتیجه یک آلیاژ زیست سازگار است که می‌توان با امنیت کامل از آن استفاده کرد و هیچ گونه سمیتی از خود نشان نداده و نسبت به فولاد ضد زنگ نتایج قابل اتکاتری دارد [۱۶].

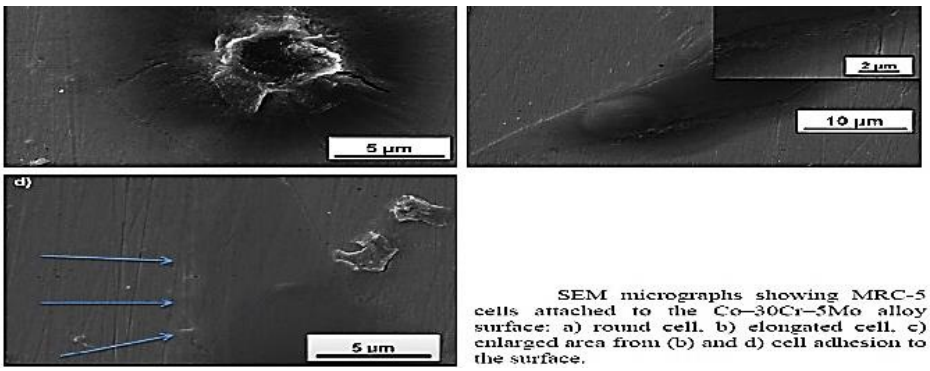
اوکازاکی و همکارانش در سال ۱۹۹۳ به بررسی خواص آلیاژهای مختلف تیتانیوم به روش ریخته‌گری در کاربردهای پزشکی پرداخته‌اند. در شکل ۹ به بررسی سمیت و زیست سازگاری عناصر مورد استفاده پرداخته‌اند.

درنتایج کلی که بدست آمده افزایش میزان زیست سازگاری[2] ماده به مقدار زیادی به آلومینیوم و وانادیم وابسته است. آلیاژهای پایه تیتانیوم دارای زیست سازگاری بالاتری نسبت به آلیاژ کبالت–کروم و فولادهای ضد زنگ ۳۱۶ و ۳۰۴ هستند و فولاد ۳۱۶ دارای خواص زیست سازگاری بهتری نسبت به

[1] Adhesion [2] Biocompatibility

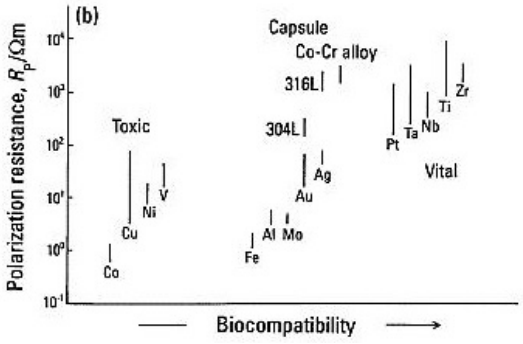


شکل ۷: میزان اتصال سلول در زمان‌های مختلف به بافت [۱۶]



شکل ۸: میزان چسبندگی سلول به سطح [۱۶]

فولاد ۳۰۴ بوده و همچنین آلیاژکبالت–کروم زیست سازگاری بهتری نسبت به فولادهای ضد زنگ دارد [۱۷].



شکل ۹: تأثیر عناصر ب زیست سازگاری آلیاژ [۱۷]

۴ روش‌های مورد استفاده در ساخت ایمپلنت‌های دندانی

روش ساخت و تولید قطعات مورد استفاده در پزشکی و پروتزها و ایمپلنت‌های دندانی بر روی خواص مکانیکی و زیست محیطی این قطعات تأثیر بسزایی دارد. مطالعات بسیاری در جهت بهبود پارامترهای روش‌های ساخت مختلف و ساخت این قطعات با روش جدید در طول دهه‌های اخیر انجام گرفته است. روش‌های تولید زیادی برای این قطعات وجود دارد که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به روش‌های فورج هم دما، ماشین‌کاری[1] ریخته‌گری و چاپ سه بعدی[2] اشاره کرد [۱۸].

روش‌های ساخت متنوعی برای ساخت قطعات پزشکی و ایمپلنت در طول زمان‌های مختلف رایج بوده است. از روش‌های ساخت مرسوم می‌توان به ماشین‌کاری سنتی و خودکار و ریخته‌گری و سنگ زنی و انواع فرآیندهای فورج اشاره کرد. در سال‌های اخیر با توجه به پیشرفت تکنولوژی و ماشین‌آلات و بکارگیری رایانه، انجام نمونه سازی‌های سریع با رشد روزافزون انجام شده است. از مهم‌ترین روش نمونه سازی سریع می‌توان به چاپگرهای سه بعدی اشاره کرد. از مهم‌ترین چاپگرهای سه بعدی می‌توان به FDA و SLM و SLA اشاره کرد که با توجه به ماده و سرعت و دقت مد نظر می‌توان از روش‌های گوناگون این چاپگرها استفاده نمود.

۱.۴ ذوب لیزر انتخابی (SLM)

ذوب لیزر انتخابی[3] یک فرآیند ساخت افزودنی است برای ایجاد قطعات فلزی سه بعدی به وسیله‌ی ذوب کردن پودر فلزات در یک دیگر از داده‌های سه بعدی به عنوان یک منبع اطلاعات دیجیتال و از پرتو لیزر با قدرت بالا به عنوان منبع انرژی استفاده می‌کند. صنایع هوافضا و ارتوپدی پزشکی در استفاده از این روش به عنوان یک روش تولید پیشگام شده‌اند. این فرآیند بوسیله برش لایه لایه داده‌های فایل کد سه بعدی با ضخامت ۲۰ تا ۱۰۰ میکرومتر و ایجاد یک

[1]Machining [2]3d print [3]Selective laser melting

تصویر دو بعدی از هر لایه ایجاد می‌شود. فرمت استاندارد فایلی که در این روش استفاده می‌شود STP می‌باشد. سپس این فایل در یک بسته نرم افزاری آماده سازی، بارگذاری می‌شود و پارامترها و مقادیر به صورتی تعیین می‌شوند که امکان تفسیر و ساخت توسط انواع ماشین‌آلات تولید افزایشی فراهم باشد.

کاربردهای مناسب شامل هندسه پیچیده و سازه‌های با دیواره نازک حفره‌های پنهان و کانال‌هایی با اندازه‌های بسیار کوچک می‌باشد. مزیتی که می‌توان در تولید اشکال ترکیبی بدست آورد این امکان را می‌دهد تا هندسه‌های جامد را برای ایجاد یک شی به صورت یک پارچه همانند ساق ران و مفصل یا سایر ایمپلنت‌های ارتوپدی و دندانی تولید کرد. کاربرد دیگر آن برای ساخت قطعات سبک برای هوافضاست که در آن محدودیت‌هایی که در تولید سنتی مانند قالب و دسترسی فیزیکی داریم را در این فرآیند نداریم. در این فرآیند نیازی به خارج کردن مواد زاید نمی‌باشد. روش‌های تولید صنعتی دارای هزینه راه اندازی بالا مثل هزینه ساخت قالب است که برای تعداد قطعات زیاد به‌صرفه می‌باشد در حالی که این فرآیند دارای هزینه بالاتری به ازای هر قطعه است و بدون نیاز به ساخت قالب بوده و بهتر است که تنها برای تولید تعداد کمی از قطعات استفاده شود و برای محصولات ایمپلنت توصیه می‌شود [۱۹].

۱.۱.۴ عملیات حرارتی پس از ساخت

عملیات حرارتی به گرم کردن و سرد کردن کنترل شده مواد در جهت رسیدن به خواص مدنظر را گویند. تاکنون عملیات حرارتی متفاوتی برای رسیدن به خواص جدیدی از قطعات پزشکی به‌خصوص پس از چاپ سه‌بعدی انجام شده است. در ادامه به بررسی برخی مقالات که در زمینه مواد مصرفی در پزشکی با روش‌های ساخت و پارامترهای مربوط به ساخت و عملیات حرارتی‌های مختلف می‌باشد پرداخته می‌شود [۲۰].

وندنبروک و همکاران در سال ۲۰۰۷ به بررسی خواص مکانیکی دو آلیاژ Ti-6Al-4V و Co-Cr-Mo به دو روش ساخت ریخته گری و ذوب لیزر انتخابی با عملیات حرارتی آنیل و پیر سختی شده پرداخته است [۱۸]. اندازه دانه‌های کبالت ـ کروم از تیتانیوم گرید ۵ بزرگتر می‌باشد (شکل ۱۰).

از دیگر نکات مورد بحث مساله خوردگی مواد می‌باشد که تفاوت این خرابی در مواد مختلف محسوس است. در ماده کبالت ـ کروم و با روش ساخت ریخته گری خوردگی به مراتب بیشتر روی می‌دهد. خوردگی تیتانیوم خالص از خوردگی تیتانیوم گرید ۵ کم‌تر است (شکل ۱۱). در آزمون کشش بین دو روش ساخت برای تیتانیوم گرید ۵ مواد ساخته شده به روش ذوب لیزر انتخابی دارای استحکام بالاتری می‌باشد(حدود ۱۰۰ مگاپاسکال) و خواص مکانیکی بالاتری نسبت به ریخته گری دارد (شکل ۱۲). با توجه به خواص مکانیکی و شیمیایی بدست آمده استفاده از تیتانیوم خالص با روش‌های تولیدی نوین از جمله ذوب لیزر انتخابی در ساخت دندان بسیار مناسب می‌باشد [۱۸].

ساخت قطعات در هر روش دارای یک سری پارامترهایی می‌باشد که این پارامترها در هر روش ساخت بر خواص قطعه تولیدی تأثیر بسزایی دارند. محققانی به بررسی پارامترهای ساخت پرداخته اند که در پژوهش زیر به پارامتر اصلی فرآیند ذوب لیزر انتخابی که توان لیزر می‌باشد پرداخته است. خلیل و همکاران در سال ۲۰۱۲ به آنالیز پارامتر فرآیند ذوب لیزر انتخابی پرداخته است. آزمایش بر روی قطعه پزشکی از دو جنس تیتانیوم خالص و Ti-6Al-7Nb با و بدون HA به طول ۲۲ و قطر ۳/۵ میلی‌متر می‌باشد. نمونه‌ها حاوی سوراخ‌هایی متفاوت می‌باشند. سوراخ‌های دایره ای به قطر ۱ میلی متر و مستطیلی به طول و عرض ۱ و ۰/۵ میلی‌متر هستند. توان لیزر ۷۰ تا ۱۶۰ وات می‌باشد. در شکل ۱۳ میانگین طول و سطح انرژی بکار گرفته شده بررسی شده و می‌توان نتیجه گرفت که افزایش انرژی باعث افزایش بیشتر طول تیتانیوم خالص شده است ولی برای آلیاژش برعکس بوده و در مجموع به اعداد مدنظر نزدیک می‌باشد. در مجموع با کاهش توان لیزر در ساخت قطعات به این روش قطعات با دقت بالاتری ساخته می‌گردند [۲۱].

زبری سطح[1] نیز یک پارامتر مهم می‌باشد که به قدرت لیزر وابسته است. با توجه به شکل ۱۴ با افزایش توان به طور کلی زبری سطح افزایش می‌یابد [۲۱].

یکی از نکات مهم در تولید قطعات، پارامترهای ورودی هر فرآیند می‌باشد. چلبوس و همکاران در سال ۲۰۱۱ به بررسی خواص مکانیکی آلیاژ Ti-6Al-7Nb در سه جهت ساخت و اسکن در جهت‌های y و x و z در روش ذوب انتخابی لیزر SLM پرداخته‌اند. جهت‌ها مطابق شکل ۱۵ به اختصار طبقه‌بندی شده اند [۲۲].

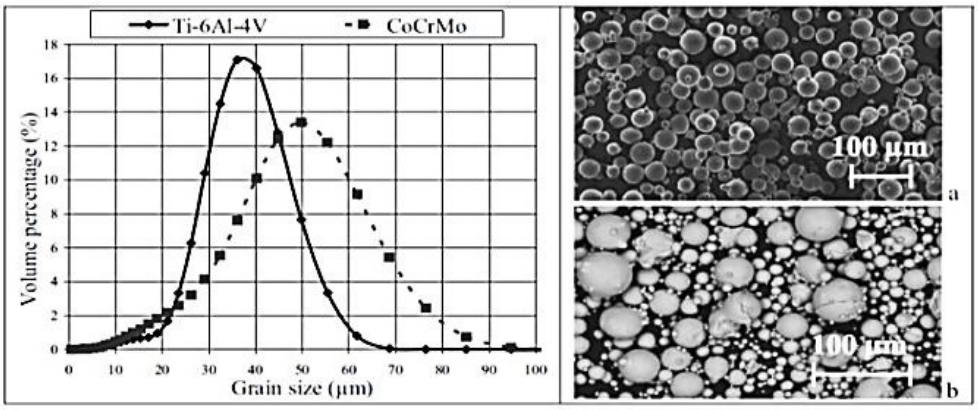
با توجه به جدول ۵ جهت اسکن و ساخت در استحکام قطعه تأثیرگذار است و ساخت در جهت y دارای بهترین استحکام تسلیم و استحکام تهایی و سختی و مدول الاستیک می‌باشد [۲۲].

با توجه به جدول ۵ جهت اسکن و ساخت در استحکام قطعه تأثیرگذار است و ساخت در جهت y دارای بهترین استحکام تسلیم و استحکام تهایی و سختی و مدول الاستیک می‌باشد [۲۲].

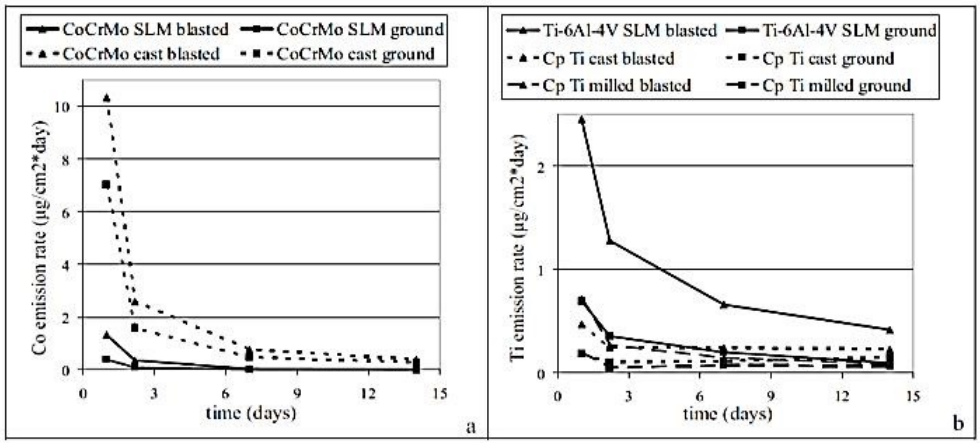
۲.۴ آهنگری هم دما

آهنگری (فورج)[2] یک فرآیند صنعتی است که شامل شکل دهی یک فلز با استفاده از یک نیروی فشاری فشرده و در آوردن آن به یک شکل مفید است. این نیرو توسط ضربه‌ی چکش یا توسط نیروی پرس و قالب بدست می‌آید. از جمله فرآیندهای ساخت ایمپلنت فورج هم دما می‌باشد. فورج هم دما در دماهای بالاتر از دمای تبلور مجدد قطعه انجام می‌شود و دمای قالب به دمای قطعه نزدیک است. البته در شرایط ایده‌آل دمای قالب باید با دمای قطعه برابر باشد، ولی اگر قطعه و قالب هر دو از جنس فولاد مخصوص با خواص مکانیکی مشابه باشند این امر امکان پذیر نیست، زیرا این خواص مکانیکی مشابه باعث صدمه خوردن شکل حفرهٔ قالب توسط قطعه می‌شود، در نتیجه معمولاً دمای قالب در محدودهٔ دمای تبلور مجدد فولاد قالب است. از فورج هم‌دما برای تولید قطعات پزشکی استفاده می‌شود [۲۳]. مارتینلی و همکاران در سال ۲۰۰۷ بررسی و مقایسه مکانیکی و ریز ساختاری نمونه‌ی پروتز از جنس تیتانیوم گرید ۵ تولید شده به دو روش فورج قالب بسته و فورج هم دما پرداخته است [۲۳].

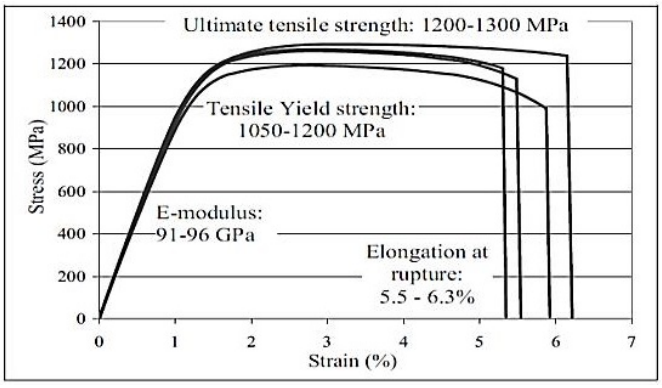
[1] Surface roughness [2] Forging



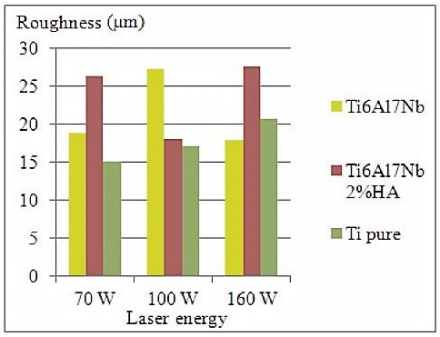
شکل ۱۰: اندازه دانه‌های دو مواد [۱۸]



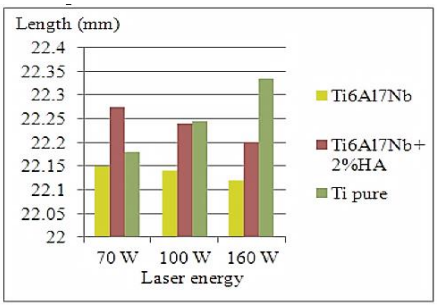
شکل ۱۱: نتایج خوردگی مواد در روش ساخت مختلف [۱۹]



شکل ۱۲: نتیجه آزمون کشش [۱۸]

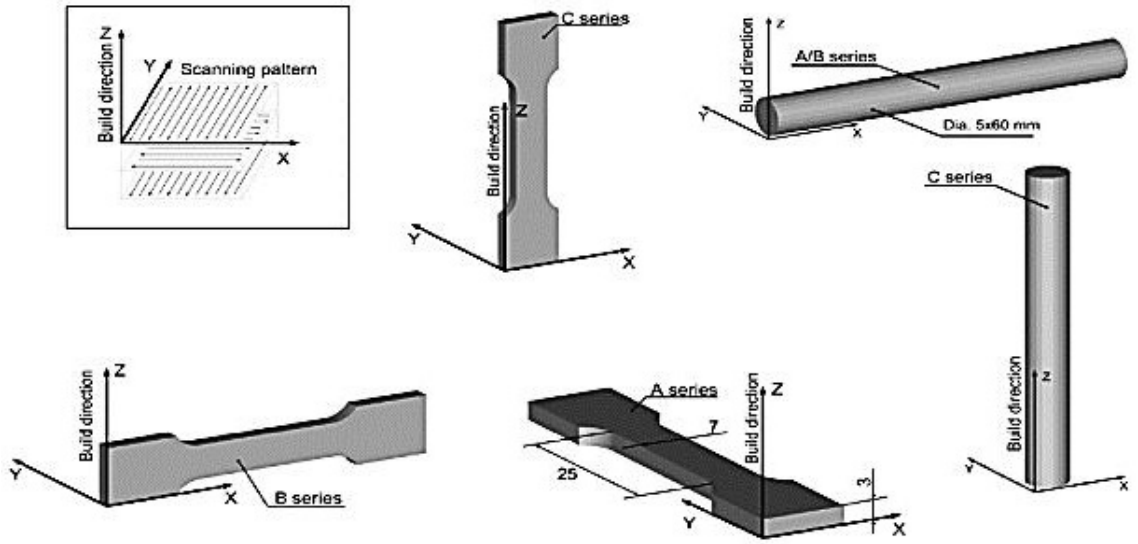


شکل ۱۴: مقدار زبری سطح [۲۱]



شکل ۱۳: طول مواد ساخته شده [۲۱]

در ادامه توضیحاتی در رابطه با فرآیند فورج هم دما و قالب بسته و کاربردها و مزایا و معایب هر یک پرداخته است. از ابزارگیر مخصوص در این فرآیندها استفاده شده است. در جدول ۶ خواص مکانیکی و استحکام قطعات تولیدی به دو روش آورده شده است و همانطور که مشخص است قطعات تولیدی به روش فورج هم دما دارای استحکام و خواص مکانیکی بالاتر و بهتری می‌باشند [۲۳]. نتایج کلی به این گونه است که در فورج هم دما تا ۴۰٪ در هزینه مواد و ماشین‌کاری بعدی صرفه‌جویی داریم. دقت این فرآیند نیز بالاتر است ولی هزینه ابزار بالاتر و فرآیند پیچیده‌تر و نرخ تولید پایین‌تر است و در مجموع ساخت پروتزهای پزشکی با استفاده از روش فورج هم دما دارای خواص بسیار مطلوب‌تری نسبت به روش‌های سنتی می‌باشد.



شکل ۱۵: شکل قطعه و جهت اسکن [۲۳]

جدول ۵: نتیجه آزمون‌های مکانیکی [۲۲]

جهت ساخت	تنش نهایی (MPa)	سختی (ویکرز)
Y	۱۵۱۵	۴۶۴
X	۱۴۸۰	۴۱۰
Z	۷۷۶	۳۵۷

جدول ۶: نتایج آزمون‌های مکانیکی قطعات [۲۳]

فرآیند	فورج سنتی قالب بسته	فورج هم دما
استحکام نهایی	۹۳۸	۹۶۴
استحکام تسلیم	۹۲۱	۹۳۰

۵ شرایط سطحی مورد استفاده در ایمپلنت‌های دندانی

به منظور بررسی تأثیر شرایط سطح[1] نمونه‌ها، ترکیبی از بافت سطح فلزی متفاوت و پوشش دهی ایمپلنت با انواع پوشش‌های زیست سازگار مورد بررسی و استفاده قرار گرفته است. انواع سطح ایمپلنت عبارتند از اسید خراش داده، شن پاشی شده، سطح زبر شده، پوشش هیدروکسی اپاتیت پاشش پلاسما.

کارایی بلندمدت ایمپلنت‌ها به شدت وابسته به چسبندگی خوب بافت اطراف به مواد بیولوژیکی و خواص مطلوب مکانیکی آن است. رفتار سلولی مانند چسبندگی و تغییرات عملکردی و تکثیر به وضوح تحت تأثیر خواص سطح از جمله زبری و بافت و شکل سطح ایمپلنت است.

در مطالعات گسترده ای از پاسخ‌های بافت نرم به سطوح ایمپلنت دندان نشان داده شده‌که شرایط سطح ایمپلنت‌ها به طور قابل توجهی بر چسبندگی سلول و افزایش سازش زیستی ایمپلنت‌ها نقش دارد [۲۴]. به منظور بهبود زیست سازگاری آلیاژهای دندانی روش‌های مختلف اصلاح سطح مورد بررسی قرار می‌گیرد. مواد کلسیم فسفاتی و هیدروکسی آپاتیت به خاطر تشابه از نظر ترکیب شیمیایی با بافت استخوانی و زیست سازگاری آن‌ها و ایجاد نکردن تورم و واکنش التهاب‌زا و داشتن استعداد در تولید سلول‌های استخوانی به طور ویژه‌ای برای قرار گرفتن به صورت کاشتی در استخوان ایده آل به نظر می‌رسند [۲۵]. هیدروکسی آپاتیت ترکیبی با فرمول $(Ca)_5(PO_4)_3OH$ با وزن مولکولی ۳۱/۵۰۲ دارای ۳۸/۸۹ درصد کلسیم و ۱۸/۵ درصد فسفر می‌باشد که به بافت ساختمانی آپاتیت استخوان شباهت دارد.

نتایج مقاومت به خوردگی

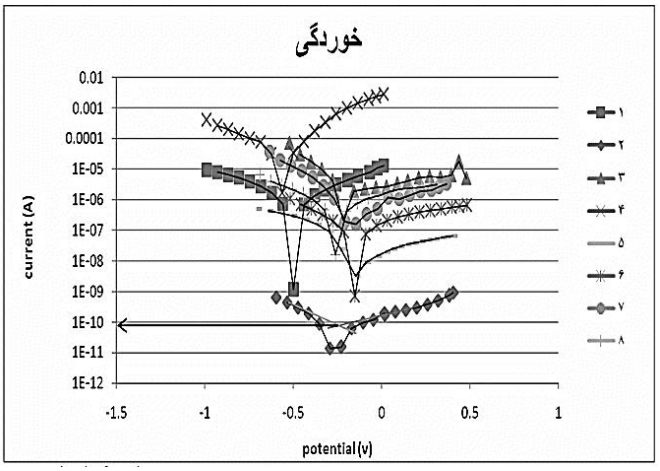
زیست سازگاری آلیاژهای دندانی در درجه اول به رفتار خوردگی[2] آن‌ها بستگی دارد. شایع‌ترین شکل خوردگی در ایمپلنت‌ها خوردگی گالوانیکی است. اتصال گالوانیزه ایمپلنت به چندین فلز دیگر ممکن است انواع مختلف خوردگی را ایجاد کند و این اتصال فلزی ایمپلنت که بدن را پوشش می‌دهد یک نگرانی بزرگ است وقتی دو یا بیش از دو وسیله پروتز دندانی که از آلیاژهای متفاوت تشکیل شده‌اند در تماس با همدیگر قرار می‌گیرند، اگر در معرض مایعات دهانی قرار بگیرند اختلاف بین پتانسیل‌های خوردگی باعث جریان الکتریکی بین آن‌ها می‌شود؛ یک سلول گالوانیکی تشکیل می‌شود و جریان گالوانیک باعث تسریع خوردگی فلز بی اثر می‌شود [۲۶].

حمزه‌لو و همکاران در سال ۲۰۱۸ به بررسی میزان خوردگی الکتروشیمیایی ایمپلنت‌های پزشکی تیتانیوم و فولاد ضدزنگ ساخته شده به روش ماشین کاری و ذوب انتخابی با پرتو لیزر در شرایط سطحی متفاوت پرداختند. در این مقاله برای انجام این آزمون از ۸ قطعه که که تمامی به شکل ایمپلنت دندان می‌باشد استفاده شده است.

۶ نمونه مورد آزمایش به روش ماشین کاری و ۲ نمونه به روش ذوب انتخابی لیزر بوده‌اند. قطعات از ۴ جنس تیتانیوم گرید ۵ و ۲، فولاد ۳۱۶ و ۳۰۴ هستند که به ترتیب از ۱ تا ۴ نام گذاری گردیدند. نمونه‌های ۵ و ۶ به ترتیب از جنس گرید ۵ و ۳۱۶ هستند که به روش ذوب لیزر انتخابی ساخته گردیدند. ۲ نمونه هم از جنس گرید ۵ و تولید شده به روش ماشین‌کاری هستند که دارای شرایط سطحی به ترتیب با رزوه متغیر و پوشش هیدروکسی

[1] Surface condition [2] Galvanic corrosion

آپاتیت هستند که به ترتیب شماره ۷ و ۸ می‌باشند. این آزمون از طریق آزمون مخرب DC و بر اساس استاندارد ASTM F2129 انجام گرفته است. محلول الکترولیت مورد استفاده محلول هنکس می‌باشد. هر نمونه شامل ۲ منحنی آند و کاتد می‌باشد که از طریق برون‌یابی تافل جریان عبوری از قطعات خوانده می‌شود و جریان کم‌تر به معنای مقاومت بالاتر به خوردگی می‌باشد. در شکل ۱۶ و جدول ۷ نتایج مهم آورده شده است [۲۶].



شکل ۱۶: نتایج کلی آزمون خوردگی [۲۶]

جدول ۷: نتایج مقدار جریان عبوری از نمونه‌ها [۲۶]

شماره قطعه	نسبت مقاومت به کمترین	مقدار جریان (آمپر)	مقاومت به خوردگی
۱	۸۸	$۹ \times (۱۰^{-۷})$	
۲	۸۸۸۸۸	$۹ \times (۱۰^{-۱۱})$	بیشترین
۳	۱۶	$۵ \times (۱۰^{-۶})$	
۴	۱	$۸ \times (۱۰^{-۵})$	کم‌ترین
۵	۱۰۰۰۰	$۸ \times (۱۰^{-۹})$	
۶	۸۰۰	$۱ \times (۱۰^{-۷})$	
۷	۱۱۴	$۷ \times (۱۰^{-۷})$	
۸	۱۰۰	$۸ \times (۱۰^{-۷})$	

با توجه به مقایسه صورت گرفته در شکل ۱۶، از لحاظ جنس بهترین مقاومت به خوردگی به ترتیب مربوط به تیتانیوم گرید ۲ خالص، سپس تیتانیوم گرید ۵، پس از آن فولاد ۳۱۶ و در انتها فولاد ۳۰۴ می‌باشد.

از لحاظ روش ساخت مشاهده می‌شود که قطعات ساخته شده به روش ذوب انتخابی لیزر SLM به طور قابل توجهی مقاومت به خوردگی بالاتری دارند. در اصل، عامل این افزایش به دلیل ماهیت SLM توجه مقاومت به خوردگی در فرآیند و ایجاد زبری و تخلخل بیشتر در سطح نمونه مربوط می‌باشد. این امر به دلیل زبری سطح بیشتر در این فرآیند ناشی از ذوب و انجماد پیاپی پودر فلزی می‌باشد.

با بررسی شکل ۱۶، می‌توان بیان کرد که از لحاظ پوشش سطح نمونه‌ها، با اعمال پوشش‌های مناسب و کاربردی از قبیل پوشش هیدروکسی آپاتیت که مانند عایق عمل می‌کند، می‌توان موجب کاهش جریان و در نتیجه بهبود مقاومت به خوردگی گشت.

استفاده از رزوه چند راهه و ایجاد یک سطح با رزوه با عمق متغیر می‌توان مقاومت به خوردگی را بهبود بخشید. دلیل این امر ایجاد ساختار سطحی پیچیده و در نتیجه افزایش مساحت نمونه‌ها می‌باشد. در کل می‌توان درنظر گرفت که افزایش پیچیدگی سطح نمونه‌ها موجب افزایش سطح آند در خوردگی الکتروشیمیایی شده که این امر موجب کاهش دانسیته جریان و در نتیجه مقاومت به خوردگی بالاتر می‌باشد [۲۶].

نتایج خواص مکانیکی حاصل شده

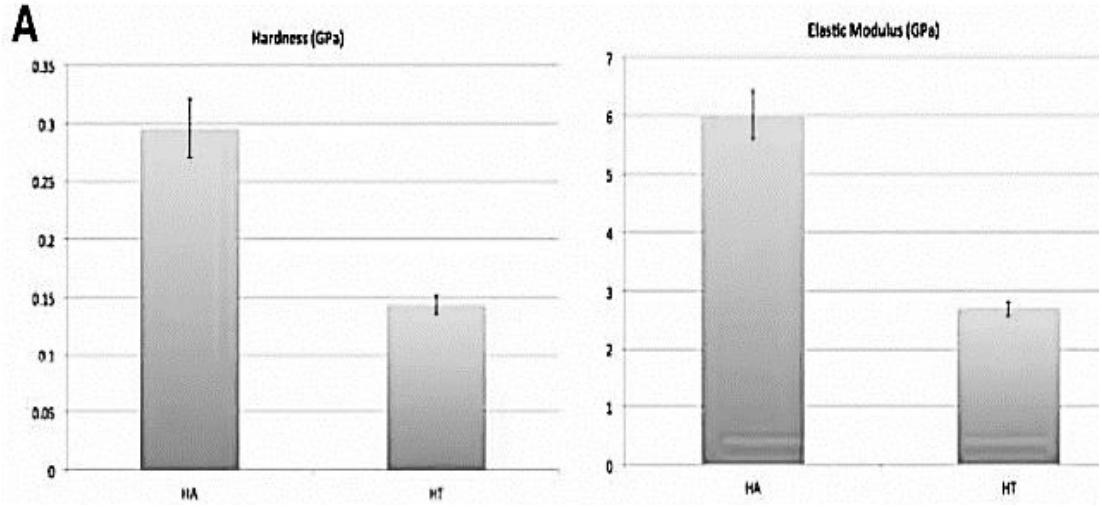
آقای ریو جیمبو و همکاران در سال ۲۰۱۲ در تحقیقی به بررسی تأثیر پوشش هیدروکسی آپاتیت و اثر ماسه پاشی و سپس عملیات حرارتی را روی ۲۰ نمونه تیتانیوم Ti-6AL-4V با ابعاد ۶ میلی متر در طول و به قطر ۳/۳ میلی متر پرداخته است. سند بلاست یک فرآیند برای ایجاد یک سطح جدید (زبرتر) برای ایمپلنت‌ها کاربرد دارد. عملیات حرارتی یک فرآیند گرم کردن و سرد کردن کنترل شده ماده برای بدست آوردن خواص مکانیکی مد نظر می‌باشد. انجام این فرآیند بر روی خواص مکانیکی ایمپلنت تأثیرگذار است [۲۷]. تست‌های ریخت شناسی توسط SEM بررسی شده‌اند (شکل ۱۸).

۱۰ نمونه با پوشش هیدروکس آپاتیت (HA) و ۱۰ نمونه سندبلاست و عملسات حرارتی شده (HT) در سمت راست و چپ ران خرگوش کار گذاشته شده است و پس از ۳ هفته نمونه‌ها بررسی شده‌اند. بافت شکل شناسی با تصاویر ۱۰ تا ۴۰ برابر گرفته شده است. بررسی نشان می‌دهد پوشش HA به کیفیت بافت بیشتر کمک می‌کند و بافت سازی آسان‌تر است در ادامه برای هر نمونه تست مکانیکی در ناحیه رزوه انجام گرفته است. نیرو به مقدار ۳۰۰ میکرونیوتن و سرعت ۶۰ میکرونیوتن بر ثانیه به مدت ۱۰ ثانیه به نمونه‌ها وارد می‌شود. تست سختی برای نمونه‌ها انجام گرفته است. با توجه به نتایج نمونه‌های HA میانگین سختی و مدول الاستیک بالاتر و تقریباً ۲ برابر دارد (شکل ۱۷). البته شرایط HA و شرایط پاشیدن ماسه نیز بر نتایج تأثیر دارد [۲۷].

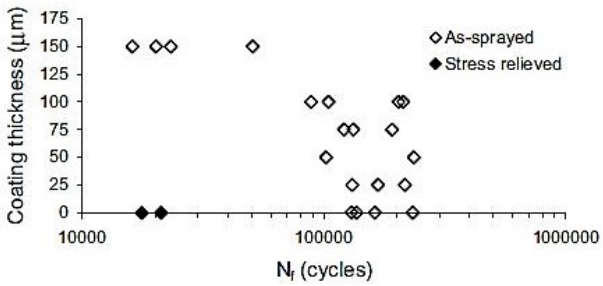
لین و همکاران در سال ۲۰۰۲ به بررسی پوشش HA با ضخامت‌های ۰ و ۲۵ و ۵۰ و ۷۵و ۱۰۰و ۱۵۰ به روش اسپری پلاسما پرداخته‌اند. همه پارامترهای مواد یکسان در نظر گرفته شده و آزمون کشش و تنش نهایی انجام شده است. آزمون خستگی تک محوره در هوا با فرکانس ۵۰ هرتز و دامنه تنش ۶۲۰ مگاپاسکال انجام شده است. با توجه به شکل ۱۸ ضخامت بر مقاومت خستگی تأثیر دارد. از ضخامت صفر تا صد میکرومتر نتایج نسبتا مشابه است ولی از صد میکرومتر بالاتر مقاومت به خستگی کاهش محسوسی دارد [۲۸].

با توجه به شکل ۱۹ از دیگر نکات میزان چسبندگی می‌باشد. با افزایش ضخامت پوشش HA چسبندگی کاهش می‌یابد. تا ۵۰ میکرومتر چسبندگی خوب و بدون ترک است. از ۷۵ میکرومتر لایه لایه‌ای می‌شود و ترک بر می‌دارد و در ۱۰۰ و ۱۵۰ میکرومتر ترک‌های ریز بیشتر و طول ترک افزایش می‌یابد.

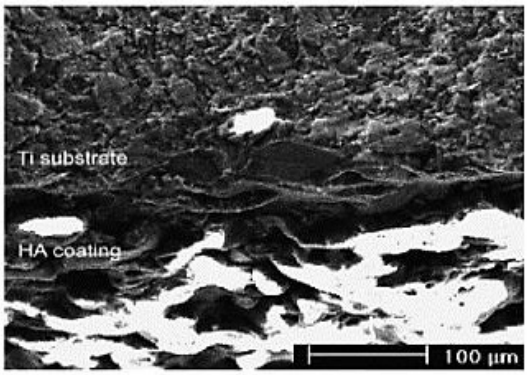
با افزایش ضخامت HA تنش پسماند کاهش می‌یابد (شکل ۲۰). رابطه ضخامت با تنش پسماند خطی است و با خستگی و ترک‌ها رابطه دارد. در مجموع در صورت استفاده از پوشش هیدروکسی آپاتیت، ضخامت تأثیر بسزایی در خواص خستگی و چسبندگی دارد و ضخامت تا ۵۰ میکرومتر خواص بهینه دارد.



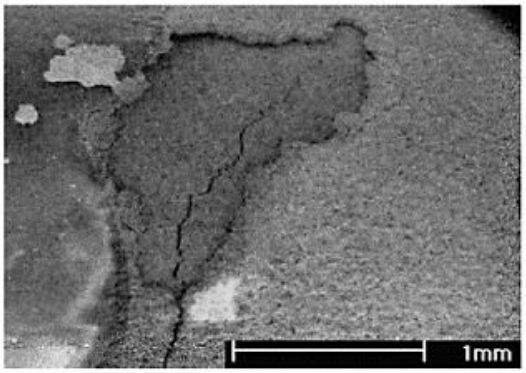
شکل ۱۷: میانگین نتایج سختی و مدول الاستیک نمونه های HA و HT [۲۷]



شکل ۱۸: نتیجه آزمون خستگی [۲۸]

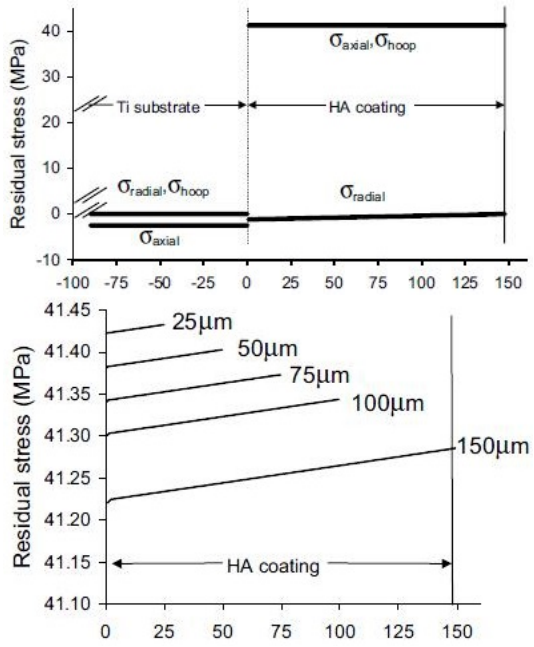


(الف)



(ب)

شکل ۱۹: چسبندگی به سطح الف) ۱۰۰ ب) ۵۰ میکرومتر [۲۸]



شکل ۲۰: تنش پسماند با توجه به ضخامت پوشش [۲۸]

جیسینک و همکاران در سال ۱۹۸۸ در تحقیقی رابطه استحکام و استحکام برشی در شش هفته تا شش ماه را بررسی کرده‌اند. واکنش شیمیایی منجر به پیوند بین تیتانیوم و هیدروکسی آپاتیت می‌شود. آلیاژ ایمپلنت به قطر ۵.۴ میلی متر و طول ۹ میلی متر و اندازه دانه HA ۱ تا ۵ میکرومتر و ضخامت پوشش ۵۰ میکرومتر می‌باشد. از ماده بدون HA به عنوان شاهد استفاده شد. ارتباط خواص مکانیکی ماده با HA و استحکام برشی ماده با HA در هفته‌های مختلف در جدول ۸ آمده است [۲۹].

نتایج جدول ۸ نشان می‌دهد مقدار استحکام برشی ۶۴ مگاپاسکال بعد از یک سال و شبیه استحکام استخوان است (۶۰ـ۷۰). علاوه بر هیدروکسی آپاتیت از مواد دیگری هم مانند اکسید تیتانیوم و نیترید تیتانیوم در پوشش دهی آلیاژهای تیتانیوم در کاربردهای پزشکی استفاده می‌شود و هر کدام از این پوشش‌ها دارای خواص مکانیکی و زیست سازگاری منحصر بفرد خود می‌باشند.

جدول ۸: الف) خواص مکانیکی ماده با HA ب) استحکام برشی ماده با HA در هفته‌های مختلف [۳۰]

الف

استحکام کششی	استحکام برشی
(MPa) ۷۴	(MPa) ۸۵

ب

زمان	استحکام تماسی (MPa)
۶ هفته	۴۹/۱
۳ ماه	۵۴/۸
۶ ماه	۶۳/۹
۱ سال	۶۱/۲

نتایج کشت سلول

آقای گروسنر و همکاران در سال ۲۰۰۲ در تحقیقی از ماده تیتانیوم گرید ۲ که بصورت دیسک به قطر ۱۰ و ضخامت ۲ میلی متر با پولیش با ورق ۱۲۰۰ از جنس کاربید سیلیسیوم و در نهایت با الماس به قطر ۶ و ۳ میکرومتر پولیش شده‌بودند استفاده کردند [۳۱]. قبل از پوشش نمونه‌ها در اتانول ۷۰٪ در حمام آلتراسونیک شسته شده اند. چهار شرایط سطحی و چهار نوع پوشش در نظر گرفته شده است که به شرح زیر است:

۱. بدون پوشش پولیش شده
۲. پوشش تیتانیوم اکسید
۳. پوشش تیتانیوم نیترید
۴. پوشش محافظت لیزر.

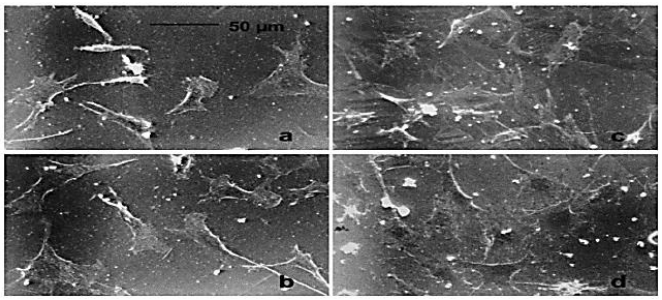
هدف از انجام این آزمایش ایجاد یک سطح که چسبندگی قوی بین ایمپلنت و استخوان و یا بافت را فراهم کند بوده و به بررسی باکتری‌های سطحی پرداخته‌اند. بررسی مورفولوژی سلولی و گسترش تئوری سلول با استفاده از تصاویر SEM انجام شد و به بررسی آزمون‌های برون تنی پرداخته‌اند. در جدول ۹ زبری سطوح نوشته شده است [۳۱].

جدول ۹: زبری سطح [۳۱]

سطح	زبری (μm)
پوشش تیتانیوم اکسید	۰/۱۱
پوشش تیتانیوم نیترید	۰/۱۹
بدون پوشش پولیش شده	۰/۱۴
پوشش محافظت لیزر	۱/۰۰

شکل ۲۱ نتایج حاصل از آزمون برون تنی را نشان می‌دهد. در عکس‌های پایین چسبندگی در ۴ شرایط سطحی متفاوت در روز چهارم را نشان می‌دهد. نتایج به شرح زیر می‌باشد [۳۱]:

۱. در شکل A که فقط پولیش شده است سلول‌ها دوکی شکل شده و چندقطبی با محیط کش آمده است.
۲. در شکل B که با پوشش اکسیدی می‌باشد سلول کروی‌تر یا مثلثی‌تر شده و مقداری پوشش تأثیر گذاشته است
۳. در شکل C با پوشش تیتانیوم نیترید و به خصوص درشکل D که پوشش‌دهی با لیزر می‌باشد، شرایط رشد[1] و مهاجرت سلول بسیار خوب بوده و کشت سلول قوی‌تر و پیوند بیشتر و بخوبی پخش شده است و یک شکل چند ضلعی دارد و مناسبترین عملکرد سلول را شاهد هستیم. در مجموع در تمامی سطوح چسبندگی خوب و قابل قبول بوده است.



شکل ۲۱: نتایج حاصل از عکس میکروسکوپ الکترونی و آزمایش برون‌تنی [۳۱]

در آزمون‌های برون تنی میزان زبری سطح نقش بسزایی در چسبندگی و حرکت سلول دارد و محققان با آزمایش‌ها و پوشش‌ها و ساخت سطوح جدید به بهینه‌سازی ساخت مواد کمک می‌کند. علاوه بر زبری سطح که بر نتایج آزمون برون تنی[2] تأثیر دارد. زمان نیز یک عامل مهم در بررسی عملکرد رشد و چسبندگی سلول بر سطح می‌باشد و محققان بسیاری به بررسی کشت سلولی در زمان‌های تعریف شده و سطوح مختلف پرداخته‌اند. از بازه‌های زمانی معمول در بررسی آزمون‌ها می‌توان به ۱ و ۳ و ۷ و۱۰ و۱۴ و۲۱ روز در آزمون‌های برون تنی اشاره کرد.

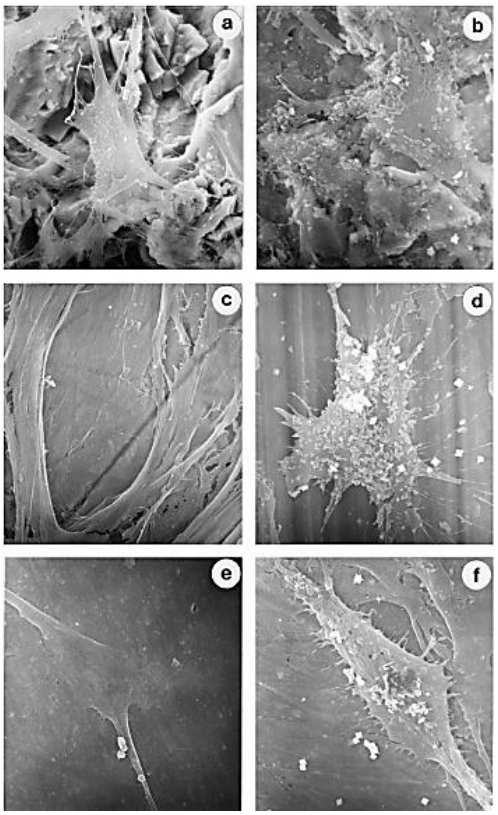
آنسلم و همکاران در سال ۲۰۰۰ به بررسی رفتار شیمی سطح بر رفتار سلول استخوان ساز پرداخته است. در این مقاله از نمونه دیسک‌هایی به قطر ۱۴ و ارتفاع ۲ میلی‌متر استفاده شده است. ۲۵ نمونه با ۵ سطح و ۵ زمان متفاوت داریم . زمان‌های بررسی ۱ و۳ و۷ و۱۴ و ۲۱ روز می‌باشد. نمونه‌ها از جنس تیتانیوم گرید ۵ می‌باشد. سطوح سندبلاست و آینه ای و سنباده با گرید ۸۰ و۱۲۰۰ و ۴۰۰۰ شده‌اند. نتایجی که بدست آمده‌اند بصورت خلاصه به شرح زیر می‌باشد [۳۲]. در ابتدا زبری سطوح را بدست آورده‌اند (جدول ۱۰).

جدول ۱۰: زبری سطح [۳۲]

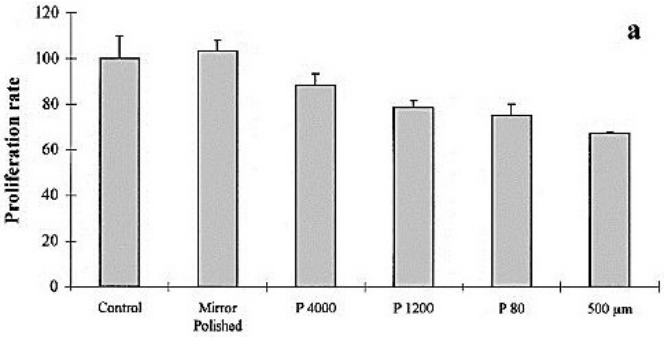
سطح	زبری (μm)
آینه ای	۰/۱۶
گرید ۴۰۰۰	۰/۳
گرید ۱۲۰۰	۰/۴۳
گرید ۸۰	۰/۶۱
سندبلاست ۵۰۰ میکرون	۲/۱۹
سندبلاست ۳ میکرون	۳/۴

با توجه به عکس‌های شکل ۲۲ در سند بلاست هرگز نفوذ نداشتیم حتی پس از ۱۴ روز. عکس‌ها پس از ۱۴ روز می‌باشد. نتایج باز به همان شکل است که با افزایش زبری سطح چسبندگی و اتصال سلولی زیاد بوده و تکثیر[3] کم است [۳۲]. در ادامه به بررسی میزان تکثیر سلولی و جداسازی سلول از سطح در سطوح متفاوت و در زمان‌های متفاوت پرداخته است. با افزایش زمان کشت میزان چسبندگی افزایش می‌یابد البته تأثیر زیری نسبت به زمان در چسبندگی بالاتر است. در شکل‌های ۲۳ و ۲۴ به بررسی این موضوع پرداخته است [۳۲].

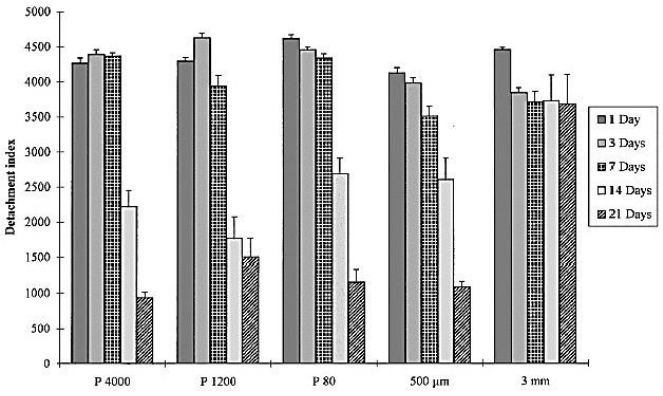
[1]Growth [2]In- vitro [3]Proliferation



شکل ۲۲: نتایج آزمون برون تنی [۳۲]



شکل ۲۳: نرخ تکثیر سلولی در سطوح مختلف [۳۲]



شکل ۲۴: شاخص جداسازی سلول از سطح در سطوح و زمان‌های متفاوت [۳۲]

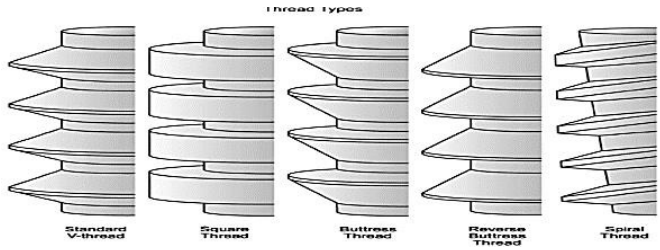
همان طور که قبلا ذکر شد مشخصه‌های طراحی ایمپلنت اعم از شاخصه‌های ماکرو و میکرو در موفقیت ایمپلنت‌ها نقش بسزایی دارد. یکی از این شاخصه‌ها مربوط به رزوه‌ها[1] و مباحث مربوط به عمق و گام[2] و عرض و هندسه آن‌ها می‌باشد. اندازه ایمپلنت هم تأثیر در موفقیت ایمپلنت‌ها دارد. هبا و همکاران در سال ۲۰۰۹ به بررسی فاکتورهای رزوه ایمپلنت پرداخته‌اند و به صورت کلی مزایا و معایب آن را بیان کرده‌اند. این آزمایش‌ها به صورت درون تنی انجام گرفته است. در جدول ۱۱ به بررسی عوامل زود و دیر هنگام موفقیت آمیز نبودن کاشت ایمپلنت پرداخته شده است [۳۳].

جدول ۱۱: عوامل زود و دیرهنگام موفقیت آمیز نبودن کاشت ایمپلنت [۳۳]

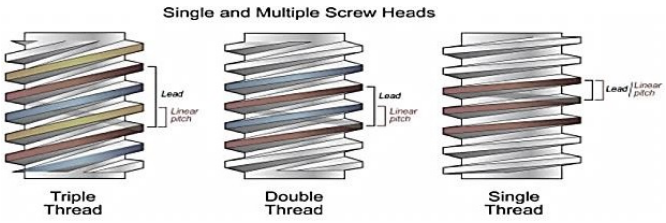
شکست دیرهنگام	شکست زودهنگام
عفونت	سن
سیگار	دیابت
ضربه	سیگار
ایمپلنت کوتاه	ایمپلنت کوتاه
ایمپلنت باریک	ایمپلنت باریک
بار زیاد	عفونت

نتایج مرتبط با نوع رزوه و هندسه ایمپلنت

در شکل‌های ۲۵ و ۲۶ به بررسی شکل و هندسه کلی رزوه‌های موجود و آزمایش شده در ایمپلنت‌ها پرداخته شده‌است. پارامتر مورد بررسی دیگر تعداد رزوه‌ها می‌باشد که مرسوم‌ترین آن‌ها با ۲ یا ۳ رزوه با گام‌های مختلف می‌باشد.



شکل ۲۵: هندسه رزوه‌ها [۳۳]



شکل ۲۶: رزوه دوگانه و سه گانه [۳۳]

به دلیل کلی و زیاد بودن آزمایش‌ها از طریق کاشت در انسان و حیوان و شبیه سازی‌ها، نتایج کلی به شرح جدول ۱۲ می‌باشد: به طور کلی رزوه‌ها و هندسه آن‌ها نقش بسزایی در چسبندگی ایمپلنت‌ها و سایر پارامترهای آن‌ها دارد.

جدول ۱۲: تأثیر پارامترهای رزوه بر چسبندگی و دوام ایمپلنت‌ها [۳۳]

کاهش چسبندگی	افزایش چسبندگی
گام بلندتر	کیفیت خوب استخوان
رزوه کمتر	رزوه بیشتر
ایمپلنت کوتاه	گام کوچکتر
رزوه کم عمق	رزوه عمیق‌تر
افزایش زاویه رزوه	ایمپلنت بلند

[1]Thread [2]Pitch

به طور کلی نتایج به شرح زیر می‌باشد [۳۳]:

۱. با افزایش طول ایمپلنت‌ها پایداری و دوام ایمپلنت افزایش و با کوتاه شدن ایمپلنت کاهش می‌یابد.
۲. با افزایش رزوه‌ها و یا به نوعی کاهش گام رزوه‌ها دوام افزایش می‌یابد و با افزایش گام دوام کاهش می‌یابد.
۳. با افزایش عمق رزوه‌ها دوام و چسبندگی ایمپلنت‌ها افزایش می‌یابد.
۴. کاهش زاویه چرخش رزوه‌ها باعث افزایش دوام و پایداری ایمپلنت‌ها می‌گردد.

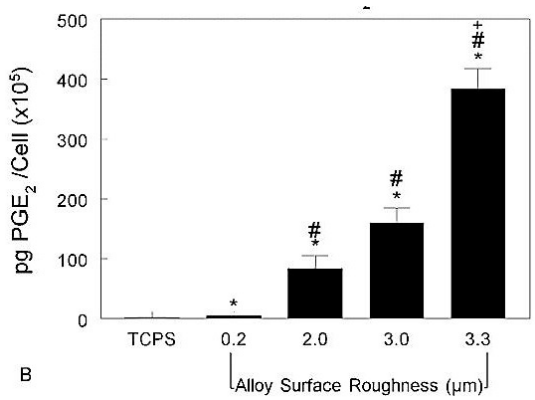
با کمی توجه به نتایج ۳ و ۴ و ۵ در جدول ۱۲، این نتایج را به نوعی به افزایش زبری سطح و افزایش چسبندگی هم می‌توان مرتبط دانست که در آزمون‌های برون تنی بدست آمده‌است.

نتایج مرتبط با تأثیر سندبلاست

در ادامه به بررسی تحقیقی در رابطه با مقایسه سطح سندبلاست شده و ساده پرداخته می‌شود. اسچوارت و همکاران در سال ۲۰۰۸ به بررسی آزمون برون و درون تنی بر روی آلیاژ تیتانیوم گرید ۵ با زبری سطح با مقیاس میکرو پرداخته‌اند. نمونه‌ها به شکل دیسک ماشین‌کاری شده با زبری سطح ۰/۲ میکرومتر و سندبلاست شده با زبری سطح ۲ و ۳ و ۳/۳ میکرومتر می‌باشند. به بررسی چسبندگی در هفته دوازدهم پرداخته شده‌است. با توجه به جدول ۱۳ با افزایش چسبندگی میزان درصد اتصال دیسک به بافت افزایش می‌یابد و حجم بافت سازی افزایش یافته‌است [۳۴]. با توجه به شکل ۲۷ با افزایش زبری تعداد سلول‌ها افزایش می‌یابد. در شکل ۲۸ عکس‌های میکروسکوپ آورده شده و در شکل مشخص است که نمونه‌های سندبلاست چسبندگی بالاتری را نشان می‌دهند [۳۴].

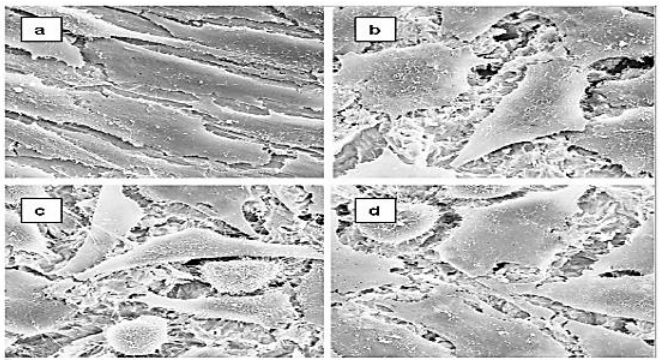
جدول ۱۳: ضریب فلکسوالکتریک مواد مختلف در دمای اتاق [۳۰]

سطح	سطح نرم	سندبلاست
درصد اتصال ایمپلنت به استخوان (٪)	۵۹/۶	۷۳/۵



شکل ۲۷: تعداد سلول با توجه به زبری سطح [۳۴]

از دیگر ایمپلنت‌های مورد استفاده ایمپلنت‌های بدون رزوه می‌باشند که کاربرد آن‌ها بسیار محدودتر از رزوه دارها می‌باشد و معمولا در سایزهای کوچک و برای افراد با سن کم‌تر از ۱۵ سال مورد استفاده قرار می‌گیرند. این نوع از ایمپلنت‌ها توانایی تحمل نیروی زیاد را ندارند.



شکل ۲۸: عکس آزمون‌های برون تنی [۳۴]

ساموئز و همکاران در سال ۲۰۰۶ به بررسی گروهی از ایمپلنت‌ها با شرایط سطحی و بدنه متفاوت پرداخته‌اند. از هفت ایمپلنت به طول ۱۳ و قطر ۴/۵ میلی متر با شرایط متفاوت استفاده شده‌است. در جدول ۱۴ ایمپلنت‌های مورد استفاده و زبری آن‌ها آورده شده‌است [۳۵].

عکس‌های آزمون برون تنی پس از ۴ هفته گرفته شده‌است (شکل ۲۹). همانطور که کاملا واضح است به ترتیب از a تا h در نمونه سندبلاست[1] شده و اسید شده چسبندگی در حد بسیار مطلوبی بوده و در نمونه‌های ماشین‌کاری شده با صافی سطح بالا چسبندگی و اتصال بافت بسیار ضعیف شده ولی مهاجرت وگسترش و رشد سلولی قابل قبول می‌باشد. در مجموع سطح سند بلاست شده تناسب بهتری از چسبندگی و رشد و تکثیر سلولی ارائه می‌دهد و برای کاربردهای بالینی مناسب‌تر است [۳۵].

نتایج مرتبط با انواع دیگر پوشش دهی و شرایط سطحی

همان طور که قبلا ذکر شد پوشش‌های متنوعی برای بهبود خواص مختلف ایمپلنت‌ها مورد تحقیق و بررسی قرار گرفته‌است. به عنوان مثال از پوشش HF استفاده می‌شود. هیدروفلوئوریک اسید (HF) محلول هیدروژن فلوئورید در آب می‌باشد که منبع با ارزشی از فلوئور محسوب می‌شود. گیاوارسی و همکاران در سال ۲۰۰۲ در تحقیقی ایمپلنت‌هایی به طول ۷ و قطر ۳/۵ میلی متر را ماشین‌کاری کرده‌اند. ایمپلنت‌ها از جنس تیتانیوم گرید ۲ می‌باشند. ایمپلنت‌های ماشین‌کاری شده دارای ۳ شرط سطحی متفاوت می‌باشند. اولی با پوشش هیدروفلوریک و دومی با پوشش هیدروکسی آپاتیت و سومی آند شده می‌باشد. در جدول ۱۵ به بررسی زبری سطح سطوح مختلف پرداخته شده‌است [۳۶].

در ادامه به بررسی آزمون‌های درون تنی و کاشته شده در بدن گوسفند و عکس برداری از ایمپلنت و بافت بدن و مقدار چسبندگی آن بعد از ۱۲ هفته توسط میکروسکوپ الکترونی پرداخته شده‌است. در جدول ۱۶ به بررسی نیروی چسبندگی ایمپلنت و بافت در زمان ۸ و ۱۲ هفته پرداخته شده‌است. همانطور که از نتایج جدول زیر مشخص است ایمپلنت آند شده و پوشش هیدروکسی آپاتیت شده بالاترین میزان تنش و نیرو را تحمل می‌کند و ایمپلنت با پوشش هیدروفلوریک بدترین عملکرد را دارد [۳۶].

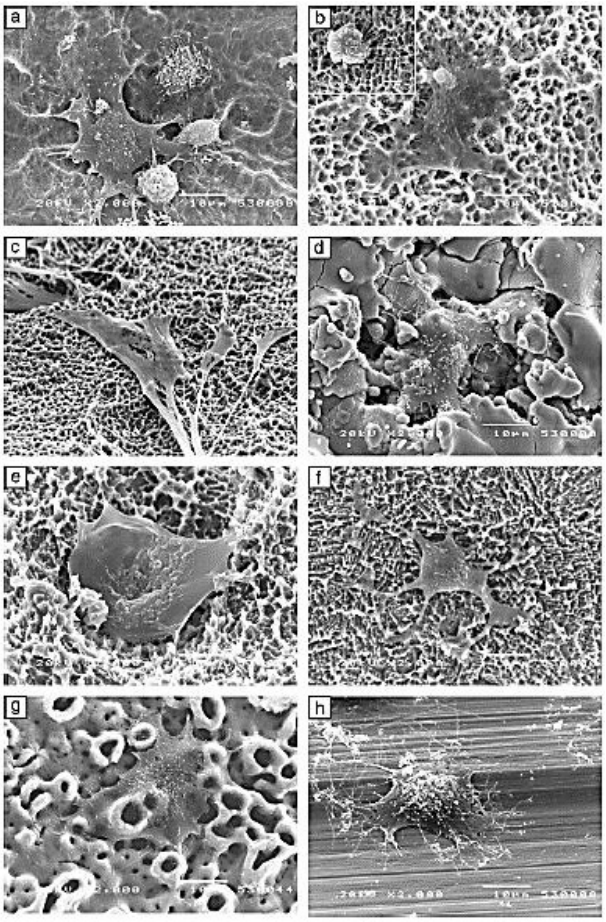
نتایج حاصل از عکس‌های میکروسکوپ نیز مشابه نتایج نیرو می‌باشد. بهترین چسبندگی مربوط به پوشش هیدروکسی آپاتیت و سپس آند شده می‌باشد. میزان نفوذ و چسبندگی در ۲ قطعه دیگر بخصوص هیدروفلوریک

[1] Sand blast

جدول ۱۴: ایمپلنت‌های مورد استفاده [۳۵]

محافظت سطح زبری (μm)	سند بلاست	اسید اچ	اسپری پلاسما	سند بلاست	اسید	آند شده	ماشین‌کاری
	۲/۴۱	۲/۷۵	۳/۵	۲/۹۳	۰/۸۶	۰/۷۶	۰/۸۱

اصلا مناسب نمی‌باشد. عکس ایمپلنت‌ها در شکل ۳۰ آورده شده‌است [۳۶].



شکل ۲۹: نتایج آزمون برون تنی شکل‌ها به ترتیب از A تا H مطابق با جدول ۱۴ از چپ به راست می‌باشد [۳۵]

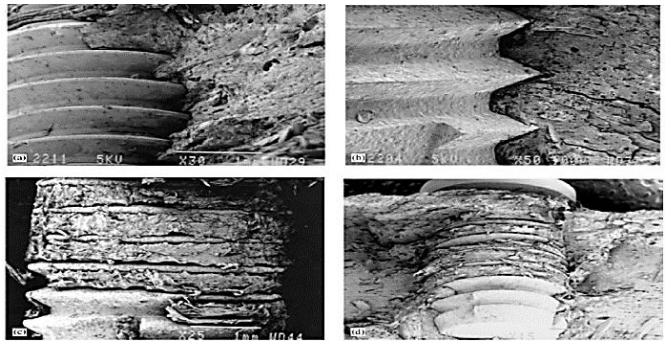
جدول ۱۵: زبری سطوح [۳۶]

پارامتر	ماشین‌کاری	هیدروفلوریک	هیدروکسی آپاتیت	آند شده
زبری (μm)	۰/۲	۰/۵۶	۱/۰۶	۱/۹۷

جدول ۱۶: تنش تحملی ایمپلنت‌ها [۳۶]

پارامتر	هفته	ماشین کاری	هیدروفلوریک	هیدروکسی آپاتیت	آند شده
بیشینه نیرو (KN)	۸	۱/۴	۱/۰	۱/۷	۱/۹
	۱۲	۲/۶	۲/۱	۲/۸	۲/۳

کاستان و همکاران در سال ۲۰۱۱ در تحقیقی بر روی آلیاژ Ti-6Al-4V با پوشش پودر هیدروکسی آپاتیت با روش سل ژل[1] به بررسی خواص رسانا حرارتی زیرلایه و مواد بستر لایه پرداخته‌اند. در مقاله آن‌ها توضیحاتی درباره روش سل ژل برای پوشش‌دهی داده شده‌است. در نتایج آن‌ها نیز هیدروکسی آپاتیت بر شرایط سطحی تأثیر دارد. در شکل ۳۱ با بزرگنمایی‌های مختلف به بررسی شکل سطح ماده با پوشش HA و بررسی گستردگی پوشش و بررسی ترک‌ها پرداخته شده‌است [۳۷].



شکل ۳۰: عکس میکروسکوپ الکترونی شکل A) ماشین‌کاری ساده B) هیدروفلوریک C) هیدروکسی آپاتیت D) آند شده [۳۶]

شکل ۳۱: شکل سطح ماده به ترتیب از چپ به راست با بزرگنمایی ۲۵۰ و ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ برابر [۳۷]

در ادامه به بررسی عناصر و ترکیب شیمیایی سطح به طول ۳۰۰ میکرومتر که شامل ترک هم هستند پرداخته‌اند که با این کار مقدار پوشش موثر HA بر سطح بدست آمده‌است (شکل ۳۲) [۳۷].

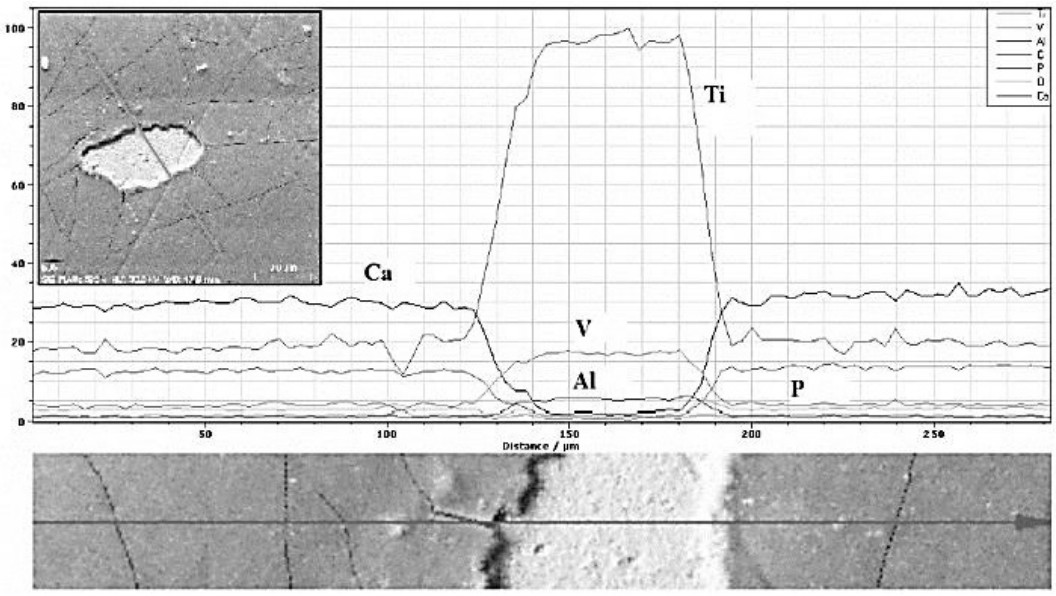
مورفولوژی کامل بستر با ضخامت ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر نگه داشته شده‌است. در جدول ۱۷ به بررسی شرایط حرارتی و رسانایی حرارتی ماده بدون HA و با HA با تعداد لایه‌های ۱ و ۵ و ۱۰ لایه بررسی شده و نتایجی که بدست آمده بدین صورت است که با افزایش تعداد لایه‌های پوشش، ضریب رسانایی حرارتی کاهش پیدا می‌کند و نقش HA و تعداد لایه‌ها در این خواص مهم است. خواص حرارتی در پوشش با بیش از دو لایه کاهش محسوس دارد و عمق نفوذ اثر حرارتی با تعداد لایه و افزایش ضخامت کاهش می‌یابد [۳۷].

جدول ۱۷: خواص حرارتی ماده با پوشش‌های متفاوت [۳۷]

تیتانیوم گرید ۵	بدون پوشش	یک لایه	پنج لایه	ده لایه
ضریب رسانایی حرارتی	۶/۵۱۷	۶/۵۱۶	۶/۵۱۴	۶/۴۰

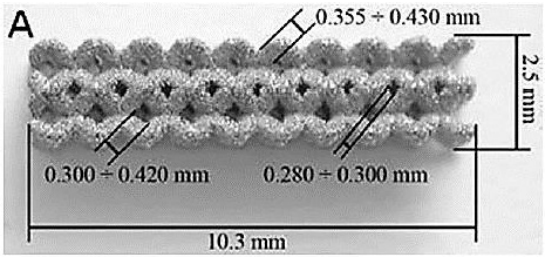
از پوشش‌های دیگری که بر روی ایمپلنت‌ها و پروتزها انجام می‌گیرد

[1] Sol-gel



شکل ۳۲: بررسی ترکیب شیمیایی در طول ۳۰۰ میکرومتر از ایمپلنت [۳۷]

می‌توان به پوشش کلسیم فسفات بعلاوه منیزیم اشاره کرد. مروز و همکاران در سال ۲۰۱۵ به بررسی آزمون درون تنی آلیاژ گرید ۵ تولید شده به روش ذوب انتخابی لیزر از نوع متخلخل[1] با دو نوع پوشش کلسیم فسفات منیزیم و هیدروکسی آپاتیت پرداخته اند. شکل کلی نمونه متخلخل در شکل ۳۳ دیده می‌شود [۳۸].

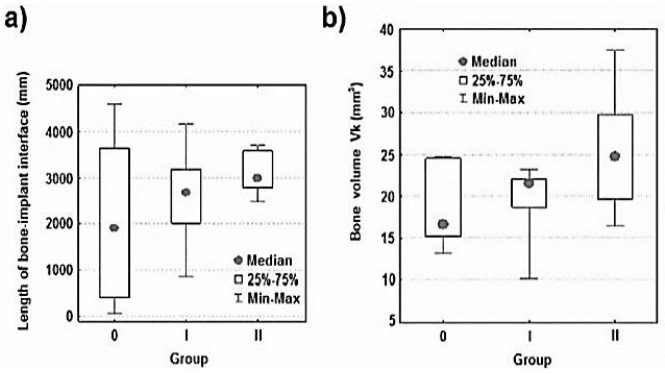


شکل ۳۳: شکل نمونه

آن‌ها گروه پوششی کلسیم فسفات را یک و هیدروکسی آپاتیت را دو نام گذاری کرده اند. در ادامه به بررسی طول فصل مشترک ایمپلنت و استخوان و مقدار حجم استخوان در طول این آزمون که بر روی خرگوش انجام گرفته، پرداخته شده‌است. با توجه به شکل ۳۴، مقدار حجم استخوان و طول اتصال در پوشش هیدروکسی آپاتیت از پوشش کلسیم فسفات بیشتر می‌باشد. در مجموع سه نمونه اتصال قابل قبولی با استخوان‌های اطراف دارند و حجم استخوان در نمونه با پوشش بیشتر از نمونه بدون پوشش است [۳۸].

از ترکیب دو روش ساخت به‌همراه شرایط سطحی جدید می‌توان به SLA (سندبلاست+اسید اچ) و RBM (پوشش بایوسرامیک کلسیم ـ فسفات) نام برد. احمد و همکاران در سال ۲۰۱۴ به بررسی بالینی بر روی ۱۶۱ بیمار در مدت ۳۰ ماه با ۲۸۰ ایمپلنت که ۱۱۳ ایمپلنت SLA و مابقی RBM هستند پرداخته‌اند (شکل ۳۵) [۳۰].

در مجموع نه ایمپلنت به شکست رسیدند که ۸ عدد مربوط به RBM و یک عدد مربوط به SLA می‌باشد. در مجموع شرایط سطحی SLA شرایط مناسبتری از لحاظ بالینی و موفقیت بالای ۹۹ درصد در کاشت در بدن دارد (شکل ۳۶) [۳۰].



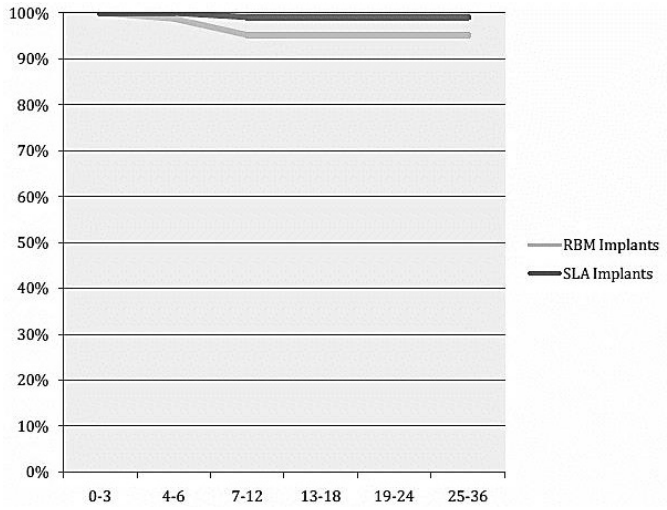
شکل ۳۴: نتایج حاصل از آزمایش درون تنی [۳۸]

شکل ۳۵: شرایط سطحی ایمپلنت‌ها [۳۰]

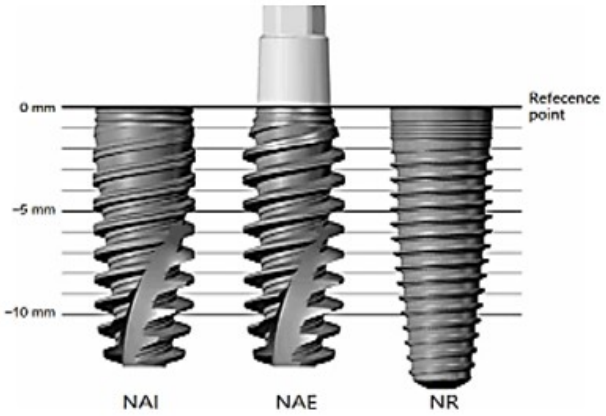
از شرایط سطحی جدیدی که در طول دهه اخیر رواج پیدا کرده است می‌توان به وجود رزوه دوم[2] و سوم در ایمپلنت اشاره کرد. این رزوه‌ها باعث افزایش سطح ایمپلنت و میزان چسبندگی و توزیع بهتر نیروها به استخوان اطراف و برای بهبود مراحل جراحی ایمپلنت‌ها می‌باشد. از دیگر نوع رزوه‌های موجود که مورد تحقیق قرار گرفته و به تولید تجاری هم رسیده‌اند می‌توان به ایمپلنت با رزوه متغیر[3] اشاره کرد. این نوع رزوه‌ها طوری طراحی شده اند که با رسیدن به انتهای ایمپلنت بر عمق رزوه‌ها افزوده می‌شود. این نوع طراحی

[1]Porous [2]Multi thread [3]Variable thread

باعث درگیری و چسبندگی بهتر با استخوان می‌گردد. این نوع آماده سازی سطح ایمپلنت برای بازسازی سریع‌تر استخوان در مجاورت ایمپلنت می‌باشد [۳۹]. آرنهارت و همکاران در سال ۲۰۱۲ به بررسی آزمون درون تنی در طول ۳ سال بر روی ۳ نوع ایمپلنت در بدن انسان پرداختند. از ۳۲۵ نمونه و ۱۷۷ بیمار استفاده شد. دو نوع از ایمپلنت‌ها از نوع رزوه متغیر و یک نوع از نوع استاندارد مخروطی می‌باشد (شکل ۳۷). کارهای رادیوگرافی و کلینیکی در طول بازه‌های ۳ و ۶ و ۱۲ و ۲۴ و ۳۶ ماه بررسی شده‌است. تفاوت محسوسی در بقای زیستی ۳ نوع دیده نشد. در همه گروه‌ها ساخت بافت استخوان پس از ۳ ماه شروع شد. البته مقداری استخوان سازی در نوع رزوه متغیر بیشتر بود و بعد از سال اول میزان تحلیل و افت استخوان کمتر مشاهده شد. در مجموع ایمپلنت‌های رزوه متغیر سازگاری بیشتری از خود نشان دادند و برای بارگذاری‌های سریع و کاشت سریع می‌توانند جایگزین مناسبی باشند. درجدول ۱۸ بخشی از نتایج بالینی آورده شده‌است. کیفیت استخوان[1] در نوع رزوه متغیر بهتر می‌باشد. میزان خروج ایمپلنت استاندارد از ناحیه مورد نظر فک بیشتر است. شکست ایمپلنت استاندارد در طول آزمایش مشاهده شد که در دو نوع دیگر این گونه نبود. گشتاور تحملی در نمونه‌های با رزوه متغیر بیشتر بود [۴۰].



شکل ۳۶: درصد موفقیت کاشت ایمپلنت [۳۰]



شکل ۳۷: ایمپلنت‌های مورد استفاده در آزمون [۴۰]

جدول ۱۸: نتایج آزمایش‌ها [۴۰]

	ایمپلنت چند راهه با عمق کمتر	ایمپلنت چند راهه با عمق بیشتر	ایمپلنت ساده
بیمارانی که تمام ایمپلنت‌ها را از دست دادند	۱	۳	۱
بیماران بدون دسترسی	۷	۵	۸
ایمپلنت‌های جابجا شده در بیماران	۲	۰	۲
مشکلات بهداشتی عمومی	۲	۰	۱
بیمارانی که از فرآیند منصرف شدند	۰	۰	۱
نمونه‌های موفقیت آمیز	۷	۴	۵
مجموع	۱۹	۱۲	۱۹

۶ نتیجه‌گیری

ایمپلنت یک وسیله پزشکی است که از یک یا چند ماده بیولوژیکی ساخته شده‌است. کاشت ایمپلنت دندانی یک روش درمان قابل اعتماد در توانبخشی دهان و دندان بیمارانی که یک یا چند دندان از دست داده اند و به منظور ایمن سازی بدن ارائه می‌شود. ایمپلنت‌های دندانی به یک روش استاندارد برای جایگزینی دندان تبدیل شده‌اند، که مزایای بسیاری را به همراه دارد. این نوع ایمپلنت در نهایت ظاهر یک دندان طبیعی را پیدا می‌کند و استفاده از ایمپلنت‌های دندانی، یک مسئله رایج در دندانپزشکی است. رعایت اصول مناسب و بهینه در طراحی هندسی (بدنه و سطح)، روش ساخت مناسب ایمپلنت‌ها، انتخاب ماده مناسب برای یک ایمپلنت باعث بهبود اتصال به استخوان و افزایش عمر و بهبود زیست سازگاری و خواص مکانیکی آن می‌گردد. تحقیقات بسیاری در جهت بهبود خواص و کارایی ایمپلنت‌ها توسط پژوهشگران انجام گرفته است. این مطالعات نشان می‌دهد که:

۱. از لحاظ جنس ایمپلنت‌ها، آلیاژهای پایه تیتانیوم دارای زیست سازگاری بالاتری نسبت به آلیاژکبالت کروم و فولاد ضد زنگ ۳۱۶ و ۳۰۴ هستند و همچنین فولاد ضدزنگ ۳۱۶ دارای خواص زیست سازگاری بهتری نسبت به فولاد ضدزنگ ۳۰۴ می‌باشد. به‌علاوه آلیاژ کبالت کروم خواص زیست مکانیکی بهتری نسبت به فولادهای ضد زنگ دارد. ترکیب شیمیایی آلیاژهای تیتانیوم نقش بسزایی در رفتار مکانیکی و سلولی آن‌ها دارد و ترکیبات خالص از جمله تیتانیوم خالص دارای عملکرد بسیار خوب سلولی بوده و پیوند بسیار محکمی با بافت از خود نشان می‌دهد.

۲. از لحاظ روش ساخت، مواد ساخته شده به روش ذوب لیزر انتخابی دارای استحکام بالاتری می‌باشند و خواص مکانیکی و شیمیایی از جمله مقاومت به خوردگی بالاتری نیز نسبت به قطعات ریخته گری

[1] Bone

دارند. در ماده کبالت کروم و با روش ساخت اولیه ریخته گری، خوردگی به مراتب بیشتر روی می‌دهد. قطعات تولیدی به روش فورج هم دما دارای استحکام و خواص مکانیکی بالاتر و بهتری نسبت به فورج سنتی می‌باشند و با اعمال پوشش مناسب می‌توان به نتایج مطلوب زیست سازگاری رسید.

۳. از لحاظ مقاومت به خوردگی مرتبط با جنس، خوردگی تیتانیوم خالص از خوردگی تیتانیوم گرید ۵ کم‌تر است. از لحاظ جنس بهترین مقاومت به خوردگی به ترتیب مربوط به تیتانیوم گرید۲ خالص، سپس تیتانیوم گرید ۵، پس از آن فولاد ۳۱۶ و در انتها فولاد ۳۰۴ می‌باشد. از لحاظ مقاومت به خوردگی مرتبط با روش ساخت، مشاهده می‌شود که قطعات ساخته شده به روش ذوب انتخابی لیزر SLM به طور قابل ملاحظه‌ای مقاومت به خوردگی بالاتری دارندکه به دلیل ایجاد زبری و تخلخل بیشتر در سطح قطعه می‌باشد. این امر به دلیل زبری سطح بیشتر در این فرآیند ناشی از ذوب و انجماد پیاپی پودر فلزی می‌باشد. از لحاظ مقاومت به خوردگی مرتبط با پوشش سطح نمونه‌ها، با اعمال پوشش‌های مناسب و کاربردی از قبیل پوشش هیدروکسی آپاتیت که مانند عایق عمل می‌کند، می‌توان موجب کاهش جریان و در نتیجه بهبود مقاومت به خوردگی گشت. استفاده از رزوه چند راهه و ایجاد یک سطح با رزوه با عمق متغیر می‌توان مقاومت به خوردگی را بهبود بخشید.

۴. از لحاظ شرایط سطحی، با اعمال پوشش مناسب بر روی ایمپلنت‌ها از جمله پوشش هیدروکسی آپاتیت پیوند بین ایمپلنت و استخوان افزایش می‌یابد و افزایش زبری سطح موجب افزایش چسبندگی سلول می‌گردد و خواص زیست مکانیکی بهبود قابل ملاحظه‌ای دارد و این ویژگی‌های مناسب در ایمپلنت‌های سندبلاست شده هم دیده شده‌است. در مورد خواص سطحی تولید ایمپلنت‌ها با توجه به نتایج نمونه‌های با پوشش هیدروکسی آپاتیت نسبت به نمونه‌های سند بلاست شده میانگین سختی و مدول الاستیک بالاتری دارند.

۵. با افزایش زمان کشت و افزایش زبری سطح میزان چسبندگی سلول به سطح افزایش می‌یابد و رشد و تکثیر سلولی کاهش می‌یابد.

۶. در نمونه‌های سندبلاست شده و اسید شده، چسبندگی در حد بسیار مطلوبی بوده و در نمونه‌های ماشین‌کاری شده با صافی سطح بالا، چسبندگی و اتصال بافت بسیار ضعیف شده ولی مهاجرت سلولی،گسترش و رشد سلولی قابل قبول می‌باشد.

۷. پژوهش‌ها نشان می‌دهد با افزایش طول ایمپلنت‌ها پایداری و دوام ایمپلنت افزایش و با کوتاه شدن ایمپلنت کاهش می‌یابد.

۸. از لحاظ نوع رزوه، با افزایش رزوه‌ها و یا به نوعی کاهش گام رزوه‌ها دوام افزایش می‌یابد و با افزایش گام دوام کاهش می‌یابد. با افزایش عمق رزوه‌ها دوام و چسبندگی ایمپلنت‌ها افزایش می‌یابد. هم چنین استخوان سازی در نوع ایمپلنت با رزوه متغیر بیشتر بود و در بعد از سال اول میزان تحلیل و افت استخوان کمتر مشاهده شد. می‌باشد. نوع رزوه نیز نقش بسزایی در عملکرد ایمپلنت‌ها دارد و مقدار استخوان‌سازی در ایمپلنت نوع رزوه متغیر بیشتر از مابقی رزوه‌ها می‌باشد. در مجموع ایمپلنت‌های رزوه متغیر سازگاری بیشتری از خود نشان داده و مقاومت به خوردگی بالاتری نیز دارند و برای بارگذاری‌های سریع و کاشت سریع می‌توانند جایگزین مناسبی باشند. در مجموع ایمپلنت‌های رزوه متغیر سازگاری بیشتری از خود نشان دادند و می‌توانند جایگزین مناسبی نسبت به ایمپلنت‌های ساده باشند.

۹. از محدودیت‌های بررسی عملکرد ایمپلنت‌ها، به گران بودن هزینه‌های آزمون درون‌تنی و برخی از آزمون‌های مکانیکی و گران بودن و محدود بودن پودرهای مورد استفاده در پوشش سطح و محدود بودن سازمان‌های خدمات‌دهی در این زمینه بخصوص در داخل کشور اشاره کرد.

۱۰. استفاده از آزمون‌های برون تنی دارای سرعت بالاتر و هزینه کمتر و دارای تکرارپذیری بالاتر ولی دارای اعتبار کمتر می‌باشد.

در مجموع وبا توجه به مقالات حاضر، استفاده و تولید ایمپلنت‌های دندانی با رزوه دوم و سوم و رزوه با عمق متغیر و استفاده از پوشش زیست سازگار از جمله پوشش هیدروکسی آپاتیت و ماسه پاشی در قسمت سطح ایمپلنت و از جنس آلیاژهای تیتانیومی بخصوص تیتانیوم خالص با استفاده از روش نوین ساخت ذوب لیزر انتخابی بدلیل خواص مکانیکی، شیمیایی و زیست سازگاری و در نتیجه افزایش عمر مفید ایمپلنت از جمله پیشرفت‌های این عرصه است.

مراجع

[1] Powers, John M, Sakaguchi, Ronald L, Craig, Robert George, et al. *Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers.* Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby,, 2012.

[2] Jayaswal, Gaurav P, Dange, SP, and Khalikar, AN. Bioceramic in dental implants: A review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(1):8–12, 2010.

[3] Balaji, SM. *Textbook of Oral and Maxillofacial Surgery, 2/e.* Elsevier India, 2013.

[4] *Devices Marketing Report.* BCC Research, Wellesley, MA, 2004.

[5] Anusavice, Kenneth J. *Phillips' science of dental materials.* Elsevier Health Sciences, 2003.

[6] Wennerberg, Ann and Albrektsson, Tomas. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(1), 2010.

[7] Ehrenfest, David M Dohan, Coelho, Paulo G, Kang, Byung-Soo, Sul, Young-Taeg, and Albrektsson, Tomas. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends in biotechnology*, 28(4):198–206, 2010.

[8] Wataha, John C and Schmalz, Gottfried. Dental alloys. in *Biocompatibility of Dental Materials*, pp. 221–254. Springer, 2009.

[9] Lütjering, Gerd and Williams, James C. *Titanium*. Springer Science & Business Media, 2007.

[10] Kamachimudali, U, Sridhar, TM, and Raj, Baldev. Corrosion of bio implants. *Sadhana*, 28(3-4):601–637, 2003.

[11] Nimb, L, Gotfredsen, K, and Steen Jensen, J. Mechanical failure of hydroxyapatite-coated titanium and cobalt-chromium-molybdenum alloy implants. an animal study. *Acta orthopaedica belgica*, 59:333–333, 1993.

[12] Fellah, Mamoun, Assala, Omar, Labaïz, Mohamed, Dekhil, Leila, and Iost, Alain A. Friction and wear behavior of ti-6al-7nb biomaterial alloy. 2013.

[13] de Torres, Erica Miranda, Rodrigues, Renata Cristina Silveira, de Mattos, Maria da Gloria Chiarello, and Ribeiro, Ricardo Faria. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *journal of dentistry*, 35(10):800–805, 2007.

[14] Johansson, Carina B, Han, Chong Hyun, Wennerberg, Ann, and Albrektsson, Tomas. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(3), 1998.

[15] Ribeiro, Ana Lúcia Roselino, Junior, Rubens Caram, Cardoso, Flávia Farias, Fernandes Filho, Romeu Belon, and Vaz, Luís Geraldo. Mechanical, physical, and chemical characterization of ti–35nb–5zr and ti–35nb–10zr casting alloys. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 20(8):1629–1636, 2009.

[16] Dimic, Ivana, Cvijović-Alagić, Ivana, Obradovic, Natasa, Petrovic, Jelena, Putić, Slaviša S, Rakin, Marko P, and Bugarski, Branko. In vitro biocompatibility assessment of co-cr-mo dental cast alloy. *Journal of the Serbian Chemical Society*, 80(12):1541–1552, 2015.

[17] Okazaki, Yoshimitsu, Ito, Yoshimasa, Ito, Atsuo, and Tateishi, Tetsuya. Effect of alloying elements on mechanical properties of titanium alloys for medical implants. *Materials Transactions, JIM*, 34(12):1217–1222, 1993.

[18] Vandenbroucke, Ben and Kruth, Jean-Pierre. Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyping Journal*, 13(4):196–203, 2007.

[19] Das, Suman and Beaman, Joseph J. Direct selective laser sintering of metals, January 13 2004. US Patent 6,676,892.

[20] Löber, Lukas, Klemm, Denis, Kühn, Uta, and Eckert, Jürgen. Rapid manufacturing of cellular structures of steel or titaniumalumide. in *Materials Science Forum*, vol. 690, pp. 103–106. Trans Tech Publ, 2011.

[21] KHLIL, Sohaib, LEORDEAN, Dan, and BERCE, Petru. Microstructure and mechanical properties of medical implant made from titanium alloys. *ACTA TECHNICA NAPOCENSIS-Series: APPLIED MATHEMATICS, MECHANICS, and ENGINEERING*, 55(4), 2012.

[22] Chlebus, Edward, Kuźnicka, Bogumiła, Kurzynowski, Tomasz, and Dybała, Bogdan. Microstructure and mechanical behaviour of ti 6al 7nb alloy produced by selective laser melting. *Materials Characterization*, 62(5):488–495, 2011.

[23] Martinelli, Gianni and Peroni, Roberto. Isothermal forging of ti-alloys for medical applications. in *11th World Conference on Titanium, Kyoto, Japan*, 2007.

[24] Boutin, P. Arthroplastie totale de la hanche par prothèse en alumine frittée. étude expérimentale et premières applications cliniques. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 100(1):14–21, 2014.

[25] Papaspyridakos, Panos, Mokti, Muizzaddin, Chen, Chun-Jung, Benic, Goran I, Gallucci, German O, and Chronopoulos, Vasilios. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, 16(5):705–717, 2014.

[26] Mashhadi, Mehdi, Hamzeloo, Reza, and Kadkhodapoor, Javad. Experimental study of the electrochemical corrosion rate of medical implants of titanium and stainless steel made by machining and selective laser melting under different surface conditions.

[27] Jimbo, Ryo, Coelho, Paulo G, Bryington, Matthew, Baldassarri, Marta, Tovar, Nick, Currie, Fredrik, Hayashi, Mariko, Janal, Malvin N, Andersson, Martin, Ono, Daisuke, et al. Nano hydroxyapatite-coated implants improve bone nanomechanical properties. *Journal of dental research*, 91(12):1172–1177, 2012.

[28] Lynn, AK and DuQuesnay, DL. Hydroxyapatite-coated ti–6al–4v: Part 1: the effect of coating thickness on mechanical fatigue behaviour. *Biomaterials*, 23(9):1937–1946, 2002.

[29] Geesink, RG, de Groot, Klaas, and Klein, CP. Bonding of bone to apatite-coated implants. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 70(1):17–22, 1988.

[30] Elkhaweldi, A, Lee, DH, Wang, W, and Cho, SC. The survival rate of rbm surface versus sla surface in geometrically identical implant design. *J Oral Bio*, 1(1):8–15, 2014.

[31] Groessner-Schreiber, Birte, Neubert, Anja, Müller, Wolf-Dieter, Hopp, Michael, Griepentrog, Michael, and Lange, Klaus-Peter. Fibroblast growth on surface-modified dental implants: An in vitro study. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 64(4):591–599, 2003.

[32] Anselme, K, Linez, P, Bigerelle, M, Le Maguer, D, Le Maguer, A, Hardouin, P, Hildebrand, HF, Iost, A, and Leroy, JM. The relative influence of the topography and chemistry of tial6v4 surfaces on osteoblastic cell behaviour. *Biomaterials*, 21(15):1567–1577, 2000.

[33] Abuhussein, Heba, Pagni, Giorgio, Rebaudi, Alberto, and Wang, Hom-Lay. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*, 21(2):129–136, 2010.

[34] Schwartz, Zvi, Raz, Perry, Zhao, Ge, Barak, Yael, Tauber, Michael, Yao, Hai, and Boyan, Barbara D. Effect of micrometer-scale roughness of the surface of ti6al4v pedicle screws in vitro and in vivo. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume.*, 90(11):2485, 2008.

[35] Sammons, Rachel L, Lumbikanonda, Narong, Gross, Michael, and Cantzler, Philip. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration: a scanning electron microscopic study. *Clinical oral implants research*, 16(6):657–666, 2005.

[36] Giavaresi, Gianluca, Fini, Milena, Cigada, Alberto, Chiesa, Roberto, Rondelli, Gianni, Rimondini, Lia, Torricelli, Paola, Aldini, Nicolò Nicoli, and Giardino, Roberto. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. *Biomaterials*, 24(9):1583–1594, 2003.

[37] Costan, A, Forna, N, Dima, A, Andronache, M, Roman, C, Manole, V, Stratulat, L, and Agop, M. Biodegradable hydroxyapatite layer obtained on ti-6al-4v alloy dental implant material. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials*, 13(9-10):1338–1341, 2011.

[38] Mróz, Waldemar, Budner, Bogusław, Syroka, Renata, Niedzielski, Kryspin, Golański, Grzegorz, Slósarczyk, Anna, Schwarze, Dieter, and Douglas, Timothy EL. In vivo implantation of porous titanium alloy implants coated with magnesium-doped octacalcium phosphate and hydroxyapatite thin films using pulsed laser depostion. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 103(1):151–158, 2015.

[39] Polizzi, G, Cantoni, T, Pasini, E, and Tallarico, M. Immediate loading of variable-thread expanding tapered-body implants placed into maxillary post-extraction or healed sites using a guided surgery approach: An up-to-five-year retrospective analysis. *J Oral Science Rehabilitation*, 2(3):50–60, 2016.

[40] Arnhart, Christoph, Kielbassa, Andrej M, Martinez-de Fuentes, Rafael, Goldstein, Moshe, Jackowski, Jochen, Lorenzoni, Martin, Maiorana, Carlo, Mericske-Stern, Regina, Pozzi, Alessandro, Rompen, Eric, et al. Comparison of variable-thread tapered implant designs to a standard tapered implant design after immediate loading. a 3-year multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*, 5(2):123–136, 2012.