



بررسی تجربی میزان خوردگی الکتروشیمیایی ایمپلنت‌های پزشکی تیتانیوم و فولاد ضد زنگ ساخته شده به روش ماشین کاری و ذوب انتخابی با پرتو لیزر در شرایط سطحی متفاوت مهدی مشهدی¹، رضا حمزه لو^{2*}، جواد کدخداپور³

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهیر رجایی، تهران

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران

3- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران

* تهران، صندوق پستی 1678815811، rehamzeloo@srttu.edu

کلیدواژگان

چکیده

ایمپلنت، خوردگی الکتروشیمیایی
جنس ماده و روش ساخت
شرایط سطحی
هیدروکسی آپاتیت

امروزه یکی از مهم‌ترین روش‌های درمان جایگزینی دندان از دست رفته، استفاده از ایمپلنت است. با افزایش پژوهش‌ها در جهت شناخت خواص زیست پزشکی و مکانیکی دهان و دندان، بهبود زیادی از نظر ابعاد و طراحی بدنه، جنس، روش‌های تولید و سطح ایمپلنت‌ها حاصل شده است. کاربرد ایمپلنت‌ها در دندان به مرور زمان تحت تأثیر شرایط دهان و پدیده‌هایی نظیر خوردگی و خستگی قرار می‌گیرد. در این تحقیق به بررسی پدیده خوردگی به صورت تجربی با شرایط مشابه دهان در انواع ایمپلنت‌ها با تمرکز بر روش ساخت، جنس و شرایط سطح پرداخته شده است. ترکیب روش‌های ساخت متنوع نظیر ماشین کاری و چاپ سه بعدی ذوب انتخابی با پرتو لیزر برای نمونه‌های فولادی و تیتانیومی با شرایط سطح متنوع شامل نمونه‌های با رزوه متفاوت و نمونه با پوشش زیست سازگار در نظر گرفته شده است. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که به طور کلی با افزایش پیچیدگی سطح نمونه که شامل انتخاب روش ساخت چاپ، ایجاد ناهمواری بالاتر در سطح شامل افزودن رزوه دوم و رزوه با عمق متغیر، و یا اعمال پوشش هیدروکسی آپاتیت می‌شود، باعث بهبود مقاومت به خوردگی ایمپلنت می‌گردد. همچنین آلیاژهای تیتانیوم مقاومت به خوردگی بالاتری نسبت به فولادهای ضد زنگ دارند. علاوه بر استفاده از روش‌های نوین ساخت در تولید ایمپلنت‌ها که شامل روش‌های چاپ سه بعدی اعم از ذوب انتخابی با پرتو لیزر (مورد استفاده در مقاله حاضر) می‌شود، نسبت به روش سنتی ماشین کاری باعث بهبود عملکرد ایمپلنت از جنبه‌های مکانیکی بخصوص مقاومت به خوردگی می‌گردد.

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

Mehdi Mashhadi, Reza Hamzeloo*, Javad Kadkhodapoor

Department of Mechanical Engineering, ShahidRajaei Teacher Training University, Tehran, Iran

* P.O.B. 1678815811, Tehran, Iran, rehamzeloo@srttu.edu

Abstract

Keywords

Implant
Electrochemical Corrosion
Material and Construction method
Surface condition
Hydroxy apatite

Abstract

Replacing missed teeth with artificial metallic implants is a pervasive treatment nowadays. With the advent of research on biomedical and mechanical properties of oral and dental issues, implants have seen a great deal of improvement in terms of dimensions, design of body and materials, methods of production and surface type. Performance of implants in the teeth is affected by oral conditions and phenomena such as corrosion and fatigue along the life time. In this study, the corrosion phenomenon has been experimentally studied with similar oral conditions in a variety of dental implants, focusing on construction methods, materials, and surface conditions. The combination of various fabrication methods, such as machining and 3D printing (selective laser melting) for steel and titanium specimens with a variety of surface conditions, including samples with different threads and samples with biocompatible coatings is applied in the survey. Results show that in general, by increasing the complexity of the implant surface, which includes the method of selective laser melting or creating higher ripeness at the surface by adding a second thread, machining variant depth thread or applying appropriate coating on the surface, hydroxyapatite coating, the resistance to corrosion of the implants will be improved. Also the results show that titanium alloys have a higher corrosion resistance than stainless steels. In addition, applying modern manufacturing methods in the production of implants, particularly three-dimensional printing techniques such as selective laser melting, used in this survey, improves the implant's mechanical performance specially Corrosion resistance rather than the conventional machining method.

Please cite this article using:

M. Mashhadi, R. Hamzeloo, J. Kadkhodapoor, 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, *Iranian Journal of Manufacturing Engineering*, Vol. 4, No. 2, pp. 24-38, 2018 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

1- مقدمه

است، یکی دیگر از گزینه‌های رایج برای مواد ایمپلنت با توجه به مقاومت مکانیکی بالا و مقاومت نسبتاً بالا در بسیاری از محیط‌های خوردگی است [7].

روش تولید ایمپلنت‌ها و پروتزهای پزشکی نقش بسزایی در خواص زیست سازگاری و مکانیکی قطعات تولیدی دارد. مطالعه در جهت بهبود پارامترهای روش‌های ساخت مختلف و ساخت این قطعات با روش جدید و با خواص بهتر و سرعت و کیفیت بالاتر امری ضروری و اجتناب ناپذیر می‌باشد [8].

مطالعات گسترده‌ای از پاسخ‌های بافت نرم به سطوح ایمپلنت دندان نشان داده است که شرایط سطح ایمپلنت به طور قابل توجهی بر چسبندگی سلول و افزایش سازش زیستی ایمپلنت نقش دارد. امروزه روش‌های مختلف اصلاح سطح برای افزایش مقاومت به خوردگی و بهبود عملکرد آلیاژهای دندان‌های مورد بررسی قرار می‌گیرد [4, 9-12].

مطالعه بر روی ریزساختار و خواص مکانیکی این آلیاژها و روش‌های ساخت آنها امری حیاتی می‌باشد. علاوه بر این سازگاری زیست محیطی ایمپلنت‌ها به مقدار قابل توجهی به ترکیبات سطحی و شکل سطح وابسته است [13, 14].

در این مقاله رفتار خوردگی و زیست سازگاری ایمپلنت دندان ساخته شده توسط آلیاژهای تیتانیوم و فولاد ضد زنگ به روش ماشین‌کاری و ذوب انتخابی با پرتو لیزر در شرایط متفاوت سطحی مورد تحقیق قرار گرفته است. هدف این تحقیق طراحی و تولید ایمپلنت مطلوب برای بهبود خواص مکانیکی و شیمیایی از جمله خوردگی و در نتیجه بهبود کارایی و افزایش عمر مفید ایمپلنت می‌باشد.

1-1- خوردگی

خوردگی یکی از پارامترهای مخرب در قطعات و مجموعه‌های مهندسی ساخته شده می‌باشد. معمولاً خوردگی در محیط‌های مرطوب نظیر دهان با سرعت بیشتری رخ می‌دهد و علاوه بر رطوبت به ترکیب شیمیایی محیط، دما و ... وابسته است. این پدیده در دهان به علت بروز عفونت و بعلاوه تأثیر در خواص مکانیکی ایمپلنت می‌بایست مورد مطالعه قرار گیرد. بطور کلی خوردگی بصورت از بین رفتن مواد به علت واکنش با محیط تعریف می‌شود [15].

2-1- خوردگی در دهان

سازگاری بیولوژیکی توانایی یک ماده برای انجام یک پاسخ مناسب در یک برنامه کاربردی خاص است. این بدین معنی است

ایمپلنت‌های دندانی تثبیت کننده‌هایی هستند که به عنوان جایگزین برای ریشه دندان طبیعی از دست رفته استفاده می‌شوند. این ایمپلنت‌ها در نهایت ظاهری مشابه با دندان طبیعی پیدا می‌کند. این قطعه‌ها هم در فک پایین و هم فک بالا قرار می‌گیرند [1]. استفاده از ایمپلنت‌های دندانی چه بصورت جزئی و چه بصورت کلی در افراد بدون دندان در دسته نگهداری ابتدایی در صنعت دندان پزشکی نوین درآمده است. این ایمپلنت‌ها در اواخر دهه 1920 میلادی ظهور پیدا کردند و در طول فقط 2 الی 3 دهه بعد به طور گسترده ای مورد استفاده قرار گرفته‌اند [2, 3]. رعایت اصول مناسب و بهینه در طراحی (بدنه و سطح) و ساخت ایمپلنت‌ها و انتخاب ماده مناسب برای یک ایمپلنت باعث بهبود اتصال به استخوان و افزایش عمر و بهبود زیست سازگاری آن می‌گردد [1]. زیست سازگاری آلیاژهای دندانی در درجه اول به رفتار خوردگی آن‌ها بستگی دارد [4]. بازار جهانی ایمپلنت همواره رو به بهبود بوده است و از 3/2 میلیارد دلار در سال 2010 به 4/2 میلیارد دلار در سال 2015 افزایش یافته است و همواره پژوهش در حوزه بهبود عملکرد ایمپلنت‌ها با توجه اقتصادی همراه است [1]. آلیاژهای ایمپلنت به صورت کلی از سه نوع جنس کلی مختلف مشتق می‌شوند که این آلیاژها به همراه برخی از کاربردها در جدول 1 آمده است. با توجه به مقاله حاضر، دو نوع جنس کلی تیتانیوم و فولاد ضد زنگ مورد بررسی قرار می‌گیرد [5]. تیتانیوم و آلیاژهای آن به دلیل خواص ترکیبی مطلوب آنها مانند وزن مخصوص کم، نسبت استحکام بالا به وزن، انعطاف پذیری بالا، مقاومت به خوردگی بسیار بالا و زیست سازگار بسیار عالی، مواد بسیار موفق برای ساخت ایمپلنت‌های دندانی و ارتوپدی هستند [6].

جدول 1 آلیاژهای مورد استفاده در زیست پزشکی و کاربردهای آن [5]

Table 1 Alloy used in biomedicine and its applications

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

فولاد ضد زنگ که معمولاً نوع 316 کم کربن مورد استفاده

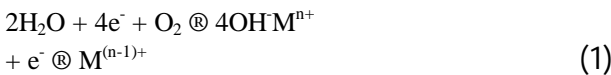


Fig. 1 Galvanic corrosion in implant and infections

شکل 1 خوردگی گالوانیکی در ایمپلنت و عفونت ایجاد شده [22]

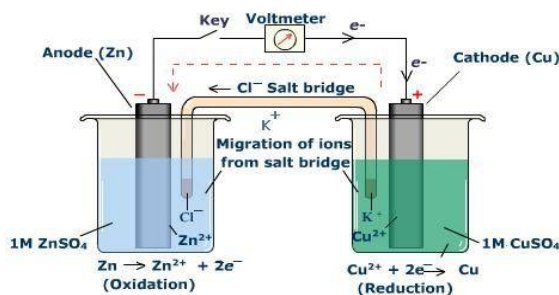


Fig. 2 Galvanic corrosion schematic design

شکل 2 طرح شماتیک خوردگی گالوانیکی [23]

در این مقاله به شبیه سازی خوردگی ایجاد شونده در دهان به کمک عناصر سدیم و کلر با غلظت مشخص و PH نزدیک به بزاق دهان به همراه یک ماده غیر فعال پرداخته شده است.

2- مواد و روش‌ها

در این بخش به بررسی مشخصات نمونه‌های مورد استفاده در آزمایش پرداخته گردیده است.

2-1- مشخصات ایمپلنت

برای انجام این آزمون از 8 قطعه که تمامی به شکل ایمپلنت دندان می‌باشد استفاده شده است. 6 نمونه به روش ماشین‌کاری و 2 نمونه به روش ذوب انتخابی لیزر می‌باشند. قطعات خام از 4 جنس تیتانیوم گرید 2 و 5، فولاد 304 و 316 هر کدام به شکل میله به طول 200 میلی‌متر و قطر 6 میلی‌متر از بازار آهن (فروشگاه نظری) تهیه گردید. تمامی قطعات خام ساخته شرکت Viraj هند می‌باشد. در ادامه قطعات با ماشین تراش CNC چهار محوره در شرکت تراش‌کاری سپهر صنعت ماشین‌کاری گردیدند. سفارش ساخت نمونه فولاد 316 به روش ذوب انتخابی لیزر به شرکت نورا لایه نگار اصفهان داده شد و

که بافت بیمار که با مواد مختلف در تماس قرار می‌گیرد، از هیچ سمی و ماده‌ی تحریک‌پذیر و التهابی و آلرژیک و سرطان‌زا رنج نبرد. اگرچه این بیومتریال‌ها (تیتانیوم و فولاد ضد زنگ) خواص مکانیکی و بیولوژیکی خوبی دارند اما هنوز هم مقاومت به خوردگی آن‌ها یک نقطه بحرانی برای موفقیت کلی درمان است. مدت طولانی‌ای می‌باشد که محصولات خوردگی شکل گرفته در اثر متقابل فلز و محیط تأثیر قابل توجهی بر سازگاری زیستی و پایداری طولانی مدت ایمپلنت دارد. مواد مورد استفاده هیچ گونه عارضه جانبی بیولوژیکی نباید ایجاد کنند و باید در طول عملکرد آن فرم و خواص خود را حفظ کنند [16,17]. خوردگی باعث شکست سطح فلز و بافت جانبی دچار واکنش مخرب ناشی از آن می‌شود و موجب واکنش‌های ناخواسته و آلرژی‌های مختلف می‌گردد و در بلند مدت می‌تواند باعث کاهش و خرابی ایمپلنت شود و موضع جراحی عفونی می‌گردد و در هنگام کاشت اولیه ایمپلنت موجب خون‌مردگی و عفونت و افزایش مدت زمان التیام می‌گردد. از دیگر مضرات خوردگی شل شدن و کاهش استحکام ایمپلنت و ایجاد سمیت و التهاب می‌باشد (شکل 1) [18].

شایع‌ترین شکل خوردگی در ایمپلنت‌ها خوردگی گالوانیکی است (شکل 2). 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 [19].

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. این جریان گالوانیکی از طریق فلز یا اتصال فلزی و نیز از طریق بافت‌ها نیز عبور می‌کند که ایجاد درد می‌کند؛ این جریان از طریق دو الکترولیت یعنی بزاق دهان یا مایعات دیگر داخل دهان و مایعات بافتها و استخوان‌ها جریان می‌یابد. واکنش‌های سلولی الکتروشیمیایی که در الکترودهای مختلف اتفاق می‌افتد بسته به شرایط PH و هوادهی و افزودن اکسیدکننده‌ها عبارتند از [20,21]:

- 1) Anode (Oxidation)

$$\text{M} \rightleftharpoons \text{M}^{n+} + \text{ne}^-$$
- 2) Cathode (Reduction)

$$2\text{H}^+ + 2\text{e}^- \rightleftharpoons \text{H}_2$$

$$4\text{H}^+ + 4\text{e}^- + \text{O}_2 \rightleftharpoons 2\text{H}_2\text{O}$$

$$2\text{H}_2\text{O} + 2\text{e}^- \rightleftharpoons \text{H}_2 + 2\text{OH}^-$$

جدول 2 مشخصات قطعات ایمپلنت مورد آزمایش

Table 2 Specifications of tested implants parts

شماره قطعه	مشخصات
1	ایمپلنت تیتانیوم گرید 5 ماشین کاری شده با گام رزوه 0/8 میلی متر و عمق رزوه 0/4 میلی متر
2	ایمپلنت تیتانیوم گرید 2 ماشین کاری شده با گام رزوه 0/8 میلی متر و عمق رزوه 0/4 میلی متر
3	ایمپلنت فولاد 316 ماشین کاری شده با گام رزوه 0/8 میلی متر و عمق رزوه 0/4 میلی متر
4	ایمپلنت فولاد 304 ماشین کاری شده با گام رزوه 0/8 میلی متر و عمق رزوه 0/4 میلی متر
5	ایمپلنت تیتانیوم گرید 5 ساخته شده به روش ذوب انتخابی با پرتو لیزر با گام رزوه 0/8 میلی متر و عمق رزوه 0/4 میلی متر
6	ایمپلنت فولاد 316 ساخته شده به روش ذوب انتخابی با پرتو لیزر با گام رزوه 0/8 میلی متر و عمق رزوه 0/4 میلی متر
7	ایمپلنت با گام 0/8 و عمق متغیر از 0/4 تا 0/7 میلی متر و رزوه ثانویه به عمق 0/7 و گام 1/4 میلی متر از جنس تیتانیوم گرید 5 و به روش ماشین کاری
8	ایمپلنت از جنس تیتانیوم گرید 5 ماشین کاری شده با گام رزوه 0/8 میلی متر و عمق رزوه 0/4 میلی متر + پوشش پودر هیدروکسی آپاتیت

جدول 3 ترکیب شیمیایی فولادهای ضد زنگ مورد استفاده

Table 3 Chemical composition of used stainless steel

جنس/عنصر	C	Mn	Si	S	P	Cr	Ni	Cu	Mo	Co	N ₂
L304	0/017	1/7	0/42	0/02	0/03	18/32	8/05	0/45	0/22	0/15	0/08
L316	0/015	1/78	0/48	0/02	0/03	16/78	10/06	0/48	2/05	0/17	0/07

جدول 4 ترکیب شیمیایی آلیاژهای تیتانیوم مورد استفاده

Table 4 Chemical composition of used titanium alloys

جنس/عنصر	Al	V	Fe	C	N	H	O
گرید 2	-	-	0/03	0/03	0/02	0/001	0/07
گرید 5	6/15	4/21	0/13	0/03	0/01	0/001	0/11

جدول 5 خواص مکانیکی آلیاژهای مورد استفاده

Table 5 Mechanical properties of alloys used

جنس/خواص	تنش تسلیم (MPa)	تنش نهایی (MPa)	درصد ازدیاد طول
304L	660	773	40
316L	662	770	38
گرید 2	383	450	35
گرید 5	910	1048	18

پس از یک هفته ساخته شد. سفارش ساخت قطعه تیتانیوم گرید 5 به روش ذوب انتخابی لیزر به سایت تولیدی امارات متحده عربی (عدم امکان ساخت قطعات تیتانیومی به روش ذوب انتخابی لیزر در داخل کشور) داده شد و پس از یک ماه قطعه دریافت گردید. شکل کلی ایمپلنت‌ها مطابق با ایمپلنت‌های کانتکت شرکت بایوتک فرانسه و مشابه با همان ابعاد طراحی و ساخته شده اند. مشخصات کلی ایمپلنت‌های مورد استفاده در کاتالوگ شرکت موجود می‌باشد. طول کل ایمپلنت‌های مورد استفاده 11/5 میلی متر و قطر آن 4/3 میلی متر می‌باشد (شکل 3). مشخصات قطعات ایمپلنت ساخته شده به شرح جدول 2 می‌باشد. منظور از تیتانیوم گرید 2 همان تیتانیوم خالص و گرید 5 آلیاژ Ti-6Al-4V می‌باشد.

2-2- جنس ایمپلنت

همان‌طور که ذکر شد رعایت اصول مناسب و بهینه در طراحی و ساخت ایمپلنت‌ها و انتخاب ماده مناسب برای یک ایمپلنت باعث بهبود اتصال به استخوان و افزایش عمر آن می‌گردد. یکی از پارامترهای تأثیرگذار در کارایی ایمپلنت‌ها جنس ایمپلنت می‌باشد. سه نوع آلیاژ کلی برای استفاده می‌گردد (جدول 1). نمونه‌های مورد استفاده در مقاله حاضر متشکل از جنس‌های تیتانیوم گرید 2 و تیتانیوم گرید 5 و فولادهای ضد زنگ 316 و 304 کم کربن براساس جدول 1 هستند که جزء پرکاربردترین جنس‌های ساخت ایمپلنت در دنیا می‌باشند. در ادامه تصویرهای قطعه‌های ساخته شده در شکل 4 قابل مشاهده است. ترکیب‌های شیمیایی جنس‌های مورد استفاده (جدول‌های 3 و 4) و برخی از خواص مکانیکی آنها (جدول 5) در ادامه آمده است.

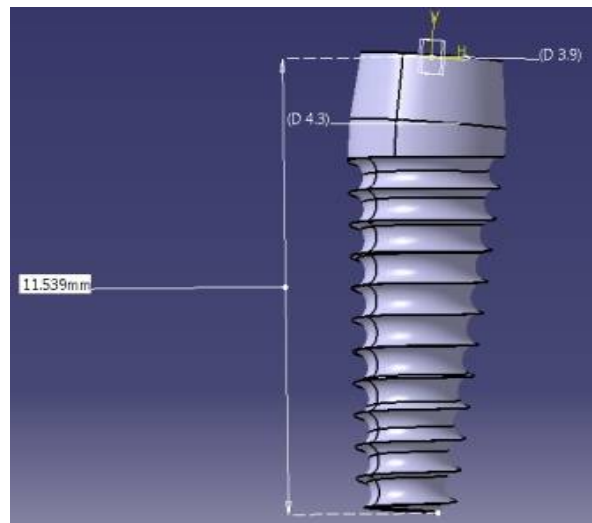


Fig. 3 Sample design in software

شکل 3 نمونه طراحی شده در نرم افزار



Fig 4. Pictures of samples from 1 to 8 (from right to left)

شکل 4 عکس نمونه‌های شماره 1 تا 8 (به ترتیب از راست به چپ)

2-3-2- پوشش سطح هیدروکسی آپاتیت

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 التهاب زا و داشتن استعداد در تولید سلول‌های استخوانی به طور ویژه ای برای قرار گرفتن به صورت کاشتی در استخوان ایده آل به نظر می‌رسند [27]. هیدروکسی آپاتیت مورد استفاده ترکیبی با فرمول $(Ca)_5(PO_4)_3OH$ با وزن مولکولی 31/502 دارای 38/89% کلسیم و 18/5% فسفر می‌باشد که به بافت ساختمانی آپاتیت استخوان شباهت دارد. این پودر با خلوص 99 درصد و با وزن مولکولی 567/9 گرم و چگالی 3.1 gr/cm^3 به مقدار 10 گرم از شرکت علوم ایران تهیه گردید و بر روی نمونه شماره 8 به ضخامت 50 میکرومتر به روش اسپری پلاسما پوشش داده شد. شکل 5 تصویر پودر مورد استفاده را نشان می‌دهد.

2-4- روش ساخت ایمپلنت‌ها

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 مهم ترین آنها می‌توان به روش‌های فورج هم دما، ماشین کاری، ریخته گری و چاپ سه بعدی اشاره کرد [28,8].



Fig. 5 Hydroxyapatite powder

شکل 5 پودر هیدروکسی آپاتیت

2-3-3- ایجاد شرایط سطح متنوع در ایمپلنت‌ها

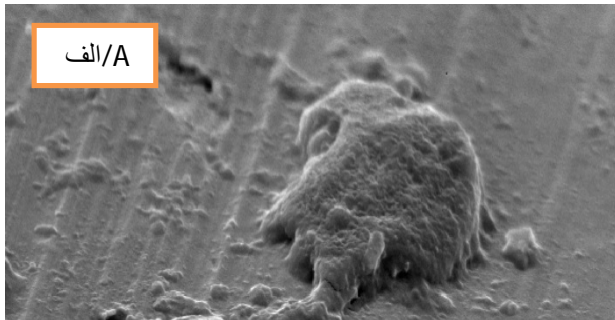
به منظور بررسی تأثیر شرایط سطح نمونه‌ها، ترکیبی از بافت سطح فلزی متفاوت و پوشش دهی ایمپلنت با یک پوشش زیست سازگار مورد بررسی قرار گرفت. در ادامه شرایط نمونه‌های ساخته شده ارائه می‌گردد. نمونه‌های شماره 7 و 8 دارای شرایط سطحی متفاوت می‌باشند. شرایط سطحی متفاوت فقط برای جنس تیتانیوم گرید 5 لحاظ شده است و با طراحی آزمایش و به دلیل یکسان بودن تأثیر کلی پارامترهای سطح بر نتایج (تکراری بودن) و نداشتن توجیه اقتصادی (بسیار گران بودن هزینه تولید قطعه تیتانیومی به روش ذوب انتخابی لیزر و گران بودن پودر هیدروکسی آپاتیت و روش اسپری پلاسما) از اعمال شرایط سطحی بر روی جنس‌های دیگر و روش ساخت ذوب انتخابی لیزر خودداری شده است.

3-3-1- بافت سطح مختلف با تغییر پارامترهای ماشین کاری

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. مطالعات گسترده‌ای از پاسخ‌های بافت نرم به سطوح ایمپلنت دندان نشان داده شده است که شرایط سطح ایمپلنت‌ها به طور قابل توجهی بر چسبندگی سلول و افزایش سازش زیستی ایمپلنت نقش دارد. چسبندگی و زیست سازگاری آلیاژهای دندانی در درجه اول به رفتار خوردگی آن‌ها بستگی دارد [9-12 و 4]. به منظور افزایش مقاومت به خوردگی و بهبود زیست سازگاری آلیاژهای دندانی روش‌های مختلف اصلاح سطح مورد بررسی قرار می‌گیرد. به تازگی طرح‌های جدید ایمپلنت و سطوح جدید برای کاهش خطر ابتلا به نقص ایمپلنت معرفی شده است. طراحی ایمپلنت ریشه با هندسه شامل رزوه با عمق متغیر و رزوه ثانویه و یک سطح نسبتاً ناهموار برای بهبود مراحل جراحی ایمپلنت‌ها و افزایش چسبندگی ایمپلنت به سطح بافت معرفی شده است [24-26]. در این مقاله، ایمپلنت شماره 7 با رزوه با عمق متغیر و رزوه دوم می‌باشد.

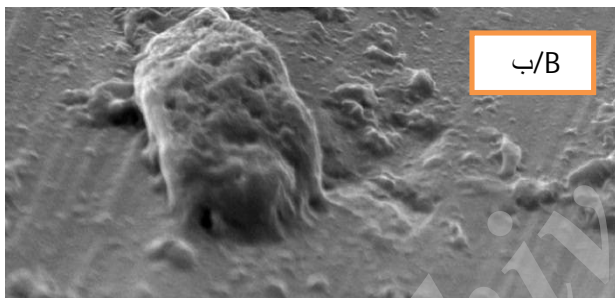
3- نتایج

در ادامه نتایج آزمون خوردگی بر روی 8 نمونه ارائه شده است. در این آزمون سعی شد تمامی پارامترهای مد نظر به صورت ترکیبی از جنس و روش ساخت و شرایط سطحی در 8 قطعه مورد بررسی قرار بگیرد. در ابتدا کشت سلولی با سلول استخوانی MG-63 بر روی نمونه‌ها انجام گرفت و سلول به سطح ایمپلنت بخوبی چسبید و تمامی جنس‌ها و پودر هیدروکسی آپاتیت مورد استفاده هیچ سمیتی از خود نشان ندادند (شکل 7).



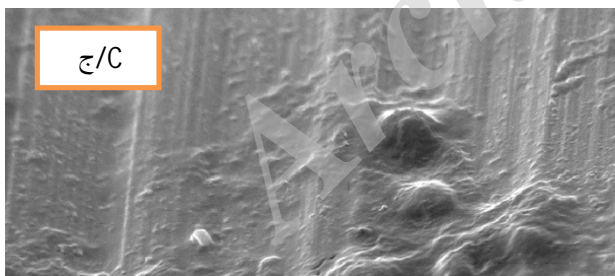
الف/A

Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 14.0 15.0 kV X 3.5K 10um



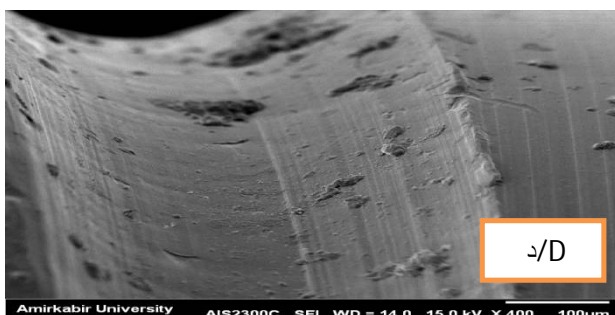
ب/B

Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 14.0 15.0 kV X 3.5K 10um



ج/C

Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 14.0 15.0 kV X 4.0K 10um



د/D

Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 14.0 15.0 kV X 400 100um

روش ساخت نمونه‌های مورد تحقیق ماشین‌کاری دقیق توسط دستگاه CNC تراش 4 محوره برای 6 نمونه و روش ذوب انتخابی با پرتو لیزر برای 2 نمونه می‌باشد. روش ذوب انتخابی با پرتو لیزر (SLM) یک فرایند ساخت افزودنی است برای ایجاد قطعات فلزی سه بعدی به وسیله ی 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 [14,13].

2-5- آزمون خوردگی

خوردگی گالوانیکی از پارامترهای مهم و تأثیرگذار در عمر ایمپلنت‌ها می‌باشد که این نوع خوردگی در اثر ترکیبات شیمیایی در دهان پس از مدتی در ایمپلنت‌ها مشاهده می‌شود. در ادامه انجام آزمون‌ها به بررسی میزان مقاومت به خوردگی گالوانیکی قطعات تحت یک آزمون مخرب جریان مستقیم (DC) پرداخته شده است. آزمون خوردگی گالوانیکی مطابق با استاندارد ASTM G71 می‌باشد. شرایط انجام آزمون بر مبنای استاندارد ASTM F 2129 انجام گرفته است. از محلول هنکس (NaCl: 20 gr/l; KCl:3 gr/l) برای انجام آزمایش به عنوان الکترولیت استفاده شده است [29]. این محلول مشابه با بزاق دهان می‌باشد و PH آن نزدیک به PH بزاق می‌باشد که یک محیط کمی اسیدی با PH در حدود 6/5 می‌باشد (PH بزاق دهان بین 5/5 تا 7 متغیر می‌باشد). در این فرایند از پلاتین به عنوان کاتد و به عنوان یک عنصر بسیار مقاوم و غیر فعال استفاده شده است. قطعات مورد آزمایش نیز به عنوان عنصر فعال (آند) محسوب می‌گردند. مقدار ولتاژ اولیه و ورودی 0/5 ولت بوده است. در این آزمون مدت زمان نگهداری هر نمونه در محلول الکترولیت در حدود یک ساعت بوده است. عکس دستگاه مورد استفاده در این آزمایش در شکل 6 آورده شده است.



Fig. 6 An electrochemical corrosion test device used

شکل 6 دستگاه آزمون خوردگی الکتروشیمیایی مورد استفاده

ترسیم شده است (شکل 8). شکل 8 نتایج کلی می‌باشد و نتایج آزمون خوردگی 8 نمونه ایمپلنت در یک نمودار آورده شده است (تلفیق شده). توضیحات و بررسی این نتایج مورد بحث قرار گرفت و نتیجه‌گیری کلی در قسمت 4 مقاله مورد بحث قرار گرفته است.

مقدار جریان عبوری از هر نمونه در جدول زیر آمده است (جدول 6). این مقدار جریان عبوری از قطعه برای تمامی این 8 ایمپلنت با دقت بالا بدست آمده است (جدول 6). تحلیل نتایج مطابق با نمودارهای خروجی از آزمون خوردگی و اعداد جریان خروجی بدست آمده از نمونه‌های ایمپلنت و تقسیم اعداد جریان بر مساحت هر نمونه و بدست آوردن دانسیته جریان و مقایسه دانسیته جریان نمونه‌ها می‌باشد (معادله 2). به دلیل یکسان بودن مساحت قطعات، نسبت دانسیته جریان به جریان در نمونه‌ها (به جز نمونه 7) همواره یکسان می‌باشد. توجه به این موارد از جریان عبوری بجای دانسیته جریان در تحلیل نتایج استفاده شده است. توضیحات مربوط به نمونه 7 به همراه معادله (2) در توضیح شکل 9 آمده است. به طور کلی نمونه‌هایی که جریان یا دانسیته جریان کمتری دارند مقاومت به خوردگی بالاتری دارند.

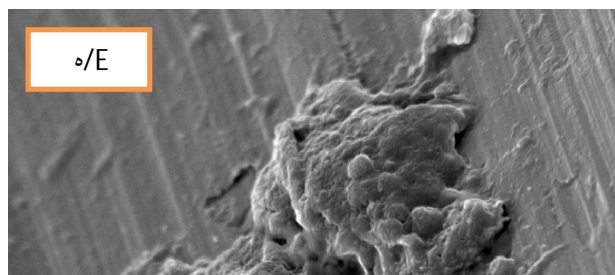
جدول 6 نتایج مقدار جریان عبوری از نمونه‌ها (حاصل از آزمون خوردگی)

شماره قطعه	نسبت مقاومت به خوردگی آنها به کمترین آنها	مقدار جریان (آمپر)	مقاومت به خوردگی
1	88 برابر	$9 \times (10^{-7})$	بیشترین
2	888888 برابر	$9 \times (10^{-11})$	
3	16 برابر	$5 \times (10^{-6})$	
4	1 برابر	$8 \times (10^{-5})$	کمترین
5	10000 برابر	$8 \times (10^{-9})$	
6	800 برابر	$1 \times (10^{-7})$	
7	114 برابر	$7 \times (10^{-7})$	
8	100 برابر	$8 \times (10^{-7})$	

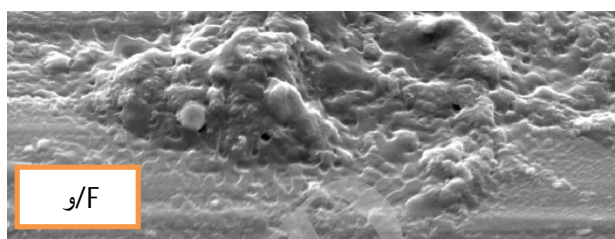
نمودارهای خوردگی هر نمونه، جداگانه بصورت مقایسه پارامترهای شرایط سطحی و روش ساخت و جنس در شکل 9 تا 11 آمده است.

شکل 9 مربوط به قطعه شماره 1 و 7 می‌باشد (شرایط سطحی).

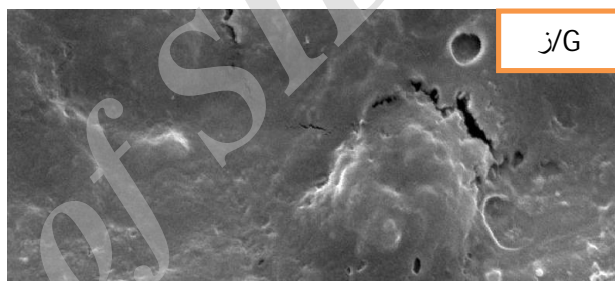
البته در یک سری از نمودارهای بدست آمده اختلاف جریان بسیار محسوس می‌باشد که در ادامه به بررسی این نتایج پرداخته می‌گردد.



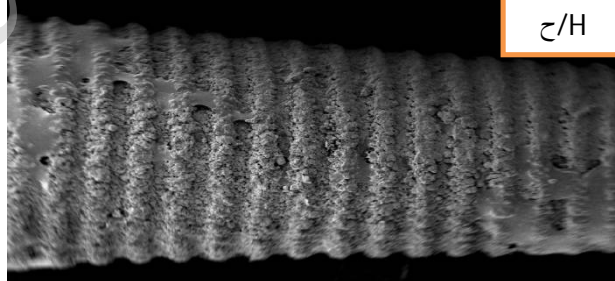
Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 13.8 15.0 kV X 2.5K 10um



Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 13.8 15.0 kV X 3.5K 10um



Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 13.5 15.0 kV X 9.0K 5um



Amirkabir University AIS2300C SEI WD = 13.1 15.0 kV X 36 5um

Fig.7 SEM Image of cell adhesion to implant A)1 B)2 C)3 D)4 E)5 F)6 G)7 H)8

شکل 7 عکس میکروسکوپ الکترونی چسبندگی سلول به ایمپلنت الف) 1 ب) 2 ج) 3 د) 4 ه) 5 و) 6 ز) 7 ح) 8

در شکل 8 همه‌ی منحنی‌ها در یک نمودار مقایسه شده‌اند. هر نمودار دارای دو منحنی آند و کاتد می‌باشد که منحنی سمت راست مربوط به آند و سمت چپ کاتد است. جریان خوردگی از طریق برون یابی تافل بدست آمده است. در هر نمودار باید شیب هر منحنی رسم شود بطوریکه این دو شیب در دره به یکدیگر نرسند. محل تقاطع این دو شیب علامت زده می‌شود و جریان عبوری در آن نقطه بصورت تقریبی و با دقت بالا خوانده می‌شود روند بدست آوردن جریان عبوری از نمونه‌ها بر روی نمونه 2

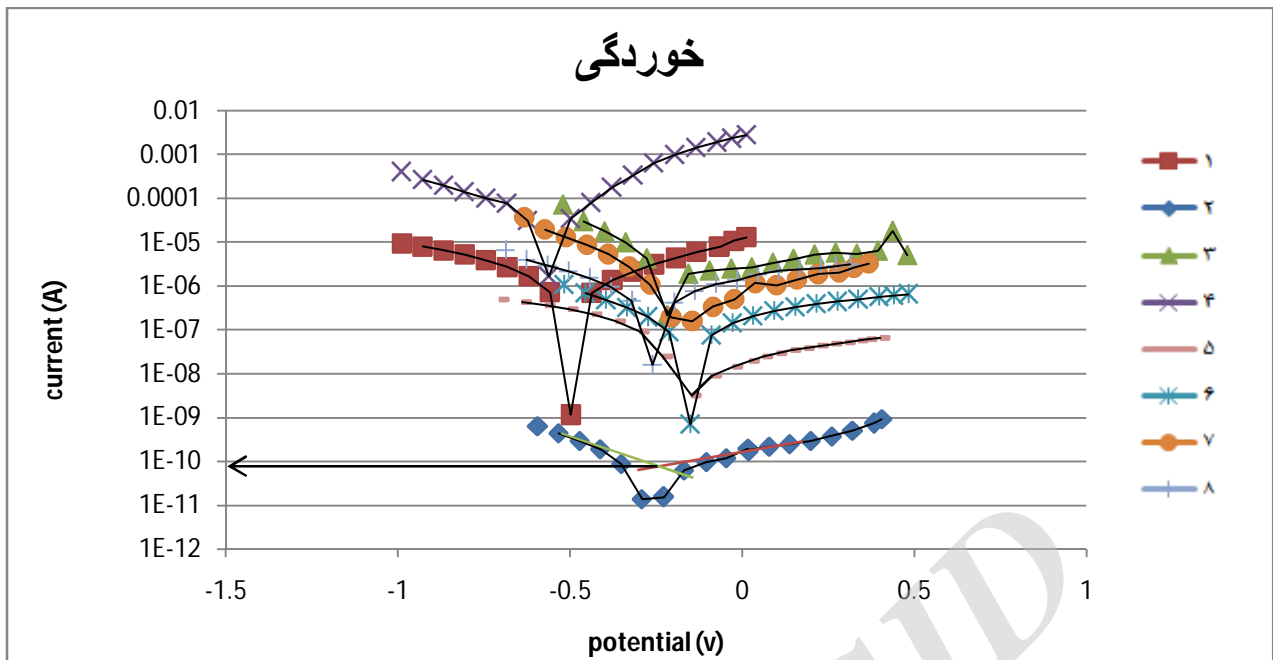
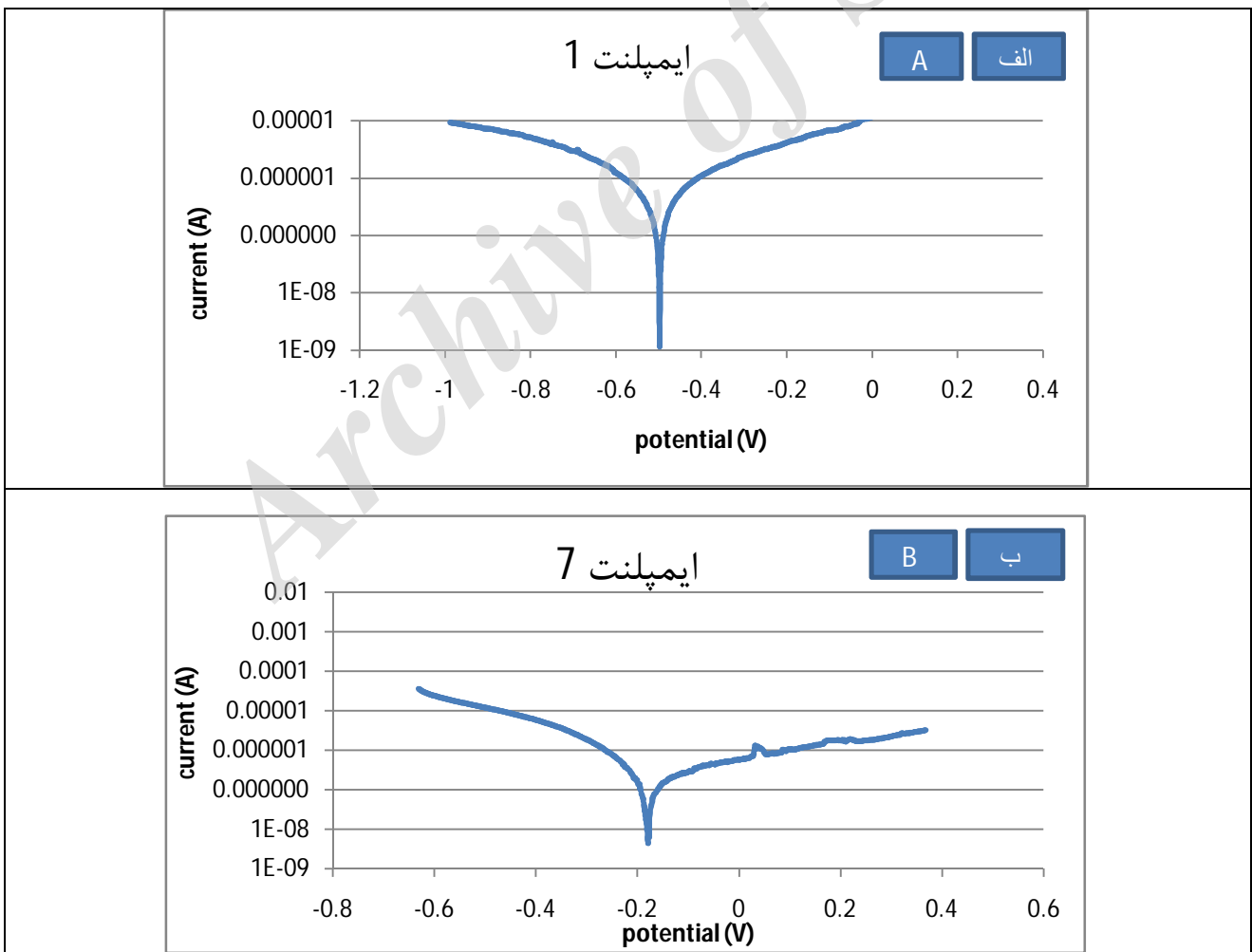


Fig. 8 General results of corrosion test

شکل 8 نتایج کلی آزمون خوردگی



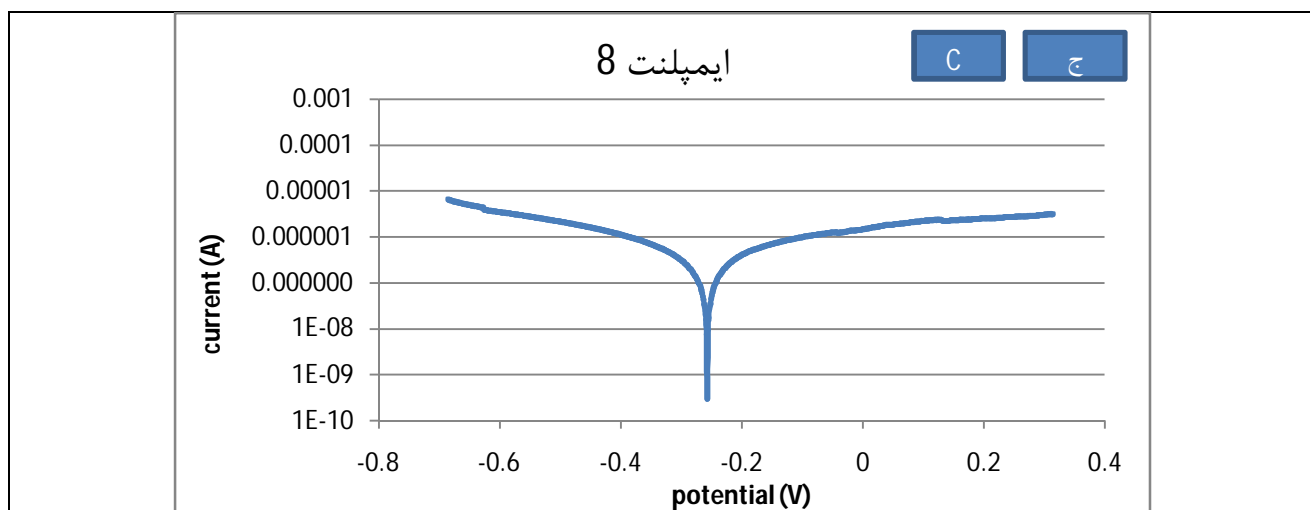


Fig. 9 Corrosion test result of samples A)1 B)7 C)8

شکل 9 نتیجه آزمون خوردگی نمونه‌های الف) 1 ب) 7 ج) 8

$$i_{cor} = I_{cor}/A \quad (2)$$

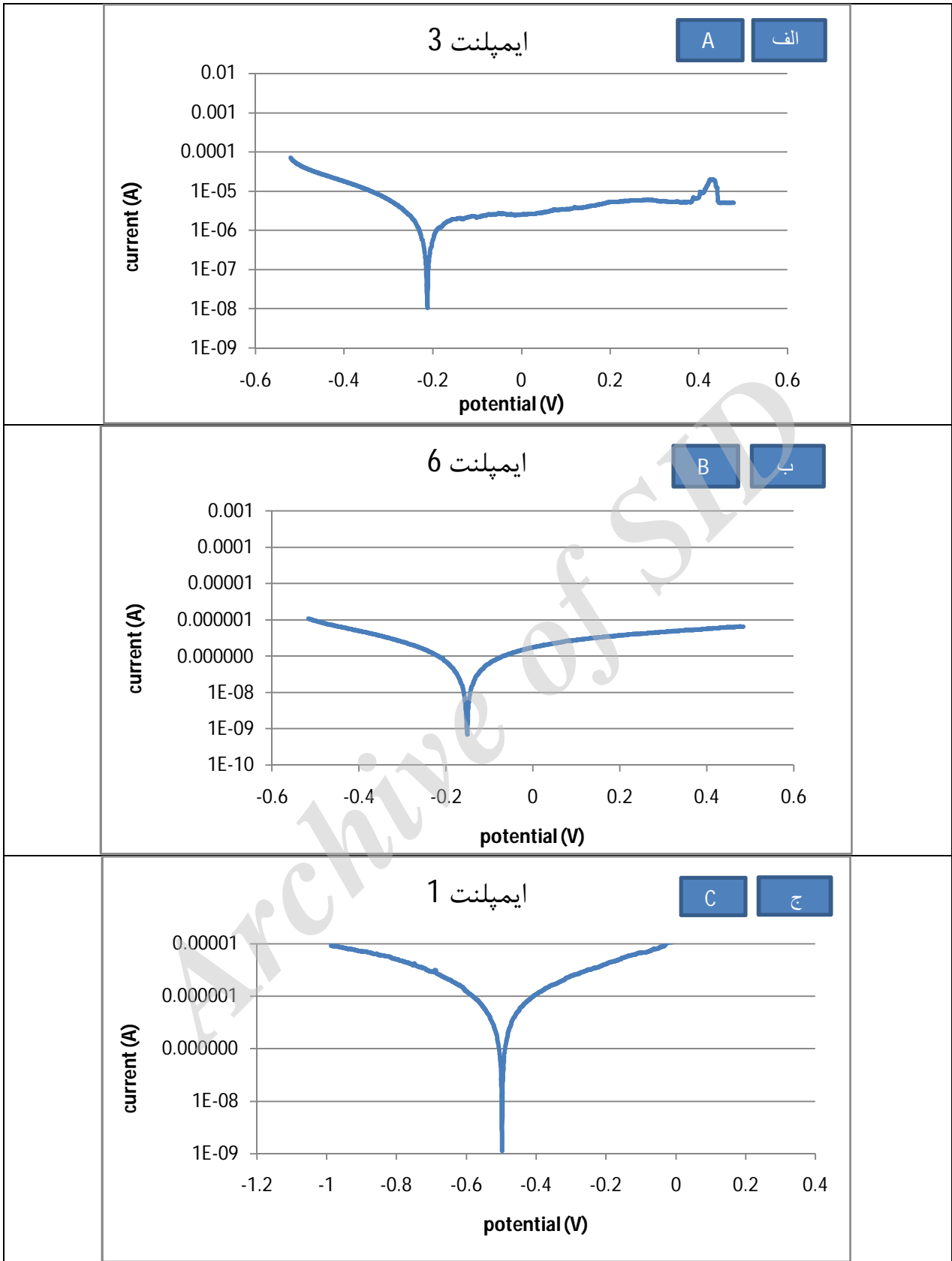
i_{cor} دانسیته جریان خوردگی، I_{cor} (A/cm²)، کل جریان آندی، A و A مساحت از نمونه که در معرض محیط بوده است، (cm²) می‌باشد.

شکل 10 مربوط به قطعات 3 و 6 (فولاد) و قطعات 1 و 5 (تیتانیوم) می‌باشد. (روش ساخت) (نمودار 1 به دلیل انجام مقایسه در شکل 10 تکرار شده است).

از لحاظ روش ساخت بدین صورت است که قطعات ساخته شده به روش ذوب انتخابی لیزر به طور قابل توجهی مقاومت به خوردگی بالاتری دارند. قطعه تیتانیومی (Ti-6Al-4V) در هر دو روش ساخت ماشین‌کاری و ذوب انتخابی لیزر مقاومت به خوردگی بالاتری نسبت به فولاد 316 دارد. عامل افزایش قابل توجه خوردگی در فرایند SLM به دلیل ماهیت فرایند و ایجاد زبری و تخلخل (خلل و فرج) بیشتر در سطح نمونه می‌باشد (کیفیت سطح پایین تر بدلیل ذوب و انجماد پیاپی پودر فلز). مقاومت به خوردگی قطعه 6 به نسبت قطعه 3 به میزان 50 برابر افزایش داشته است و این افزایش برای قطعه 5 به نسبت قطعه 1 معادل 113 برابر می‌باشد. با بررسی جدول 6 و شکل 10 از آزمون خوردگی می‌توان نتیجه گرفت با روش تولید SLM می‌توان مقاومت به خوردگی فولاد 316 را تا بیش از 9 برابر مقاومت به خوردگی قطعه تیتانیومی ماشین‌کاری شده بهبود بخشید.

شکل 11 مربوط به قطعه شماره 2 و 4 و 3 و 1 می‌باشد. (تفاوت جنس) (نمودار 1 و 3 به دلیل انجام مقایسه در شکل 11 تکرار شده است).

نمونه‌های شماره 7 و 8 مقاومت به خوردگی تقریباً مشابه با یکدیگر و بالاتری نسبت به نمونه 1 دارند و نتیجه می‌توان گرفت با اعمال پوشش مناسب اعم از پوشش هیدروکسی آپاتیت و یا افزایش تعداد رزوها و ایجاد یک سطح با رزوه با عمق متغیر مقاومت به خوردگی را بهبود بخشید. مقاومت به خوردگی قطعه 7 به میزان 14 درص بالاتر از قطعه 8 می‌باشد. میزان بهبود مقاومت به خوردگی قطعه 7 و 8 نسبت به قطعه 1، به ترتیب 114 و 100 برابر می‌باشد (ایجاد ساختار سطحی پیچیده) (شکل 9). افزایش مقاومت به خوردگی قطعه 8 نسبت به قطعه 1 به دلیل عایق عمل کردن و ایجاد یک لایه محافظتی پوشش مورد استفاده می‌باشد که باعث عدم ارتباط کامل فلز آند با الکترولیت و کاهش جریان عبوری از قطعه می‌گردد. افزایش مقاومت به خوردگی قطعه 7 نسبت به قطعه 1 به دلیل افزایش مساحت سطح ایمپلنت با افزودن رزوه دو راهه و افزودن عمق رزوها می‌باشد که باعث افزایش مساحت قطعه در ارتباط با الکترولیت می‌شود. با توجه به معادله 2 با افزایش مساحت قطعه آند، میزان دانسیته جریان کاهش می‌یابد که این کاهش باعث بهبود مقاومت به خوردگی قطعه می‌گردد. در نتیجه با افزایش مساحت قطعه از طریق‌های مختلف از قبیل بزرگتر کردن ابعاد کلی نمونه و یا ایجاد سطوح پیچیده که موجب افزایش مساحت قطعه (مساحت در معرض محیط) می‌گردد می‌توان مقاومت به خوردگی قطعات در معرض خوردگی را بهبود بخشید. در محاسبات فرض شده است که توزیع جریان در سراسر مساحت یکسان است. این محاسبات طبق رابطه 2 در ادامه انجام می‌گیرد [30]:



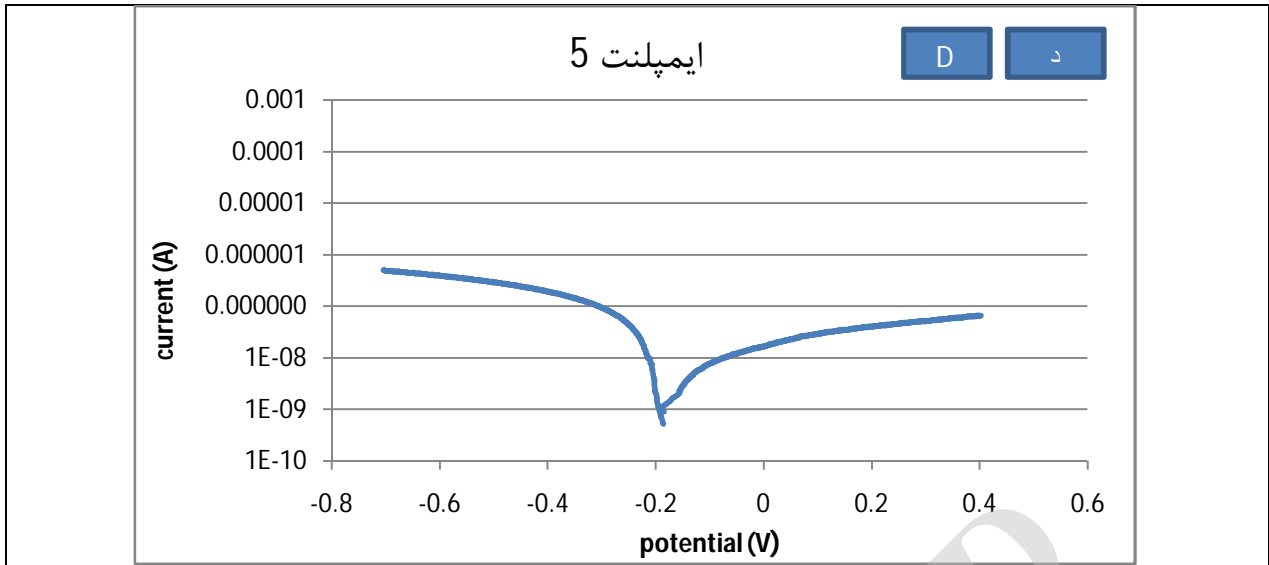
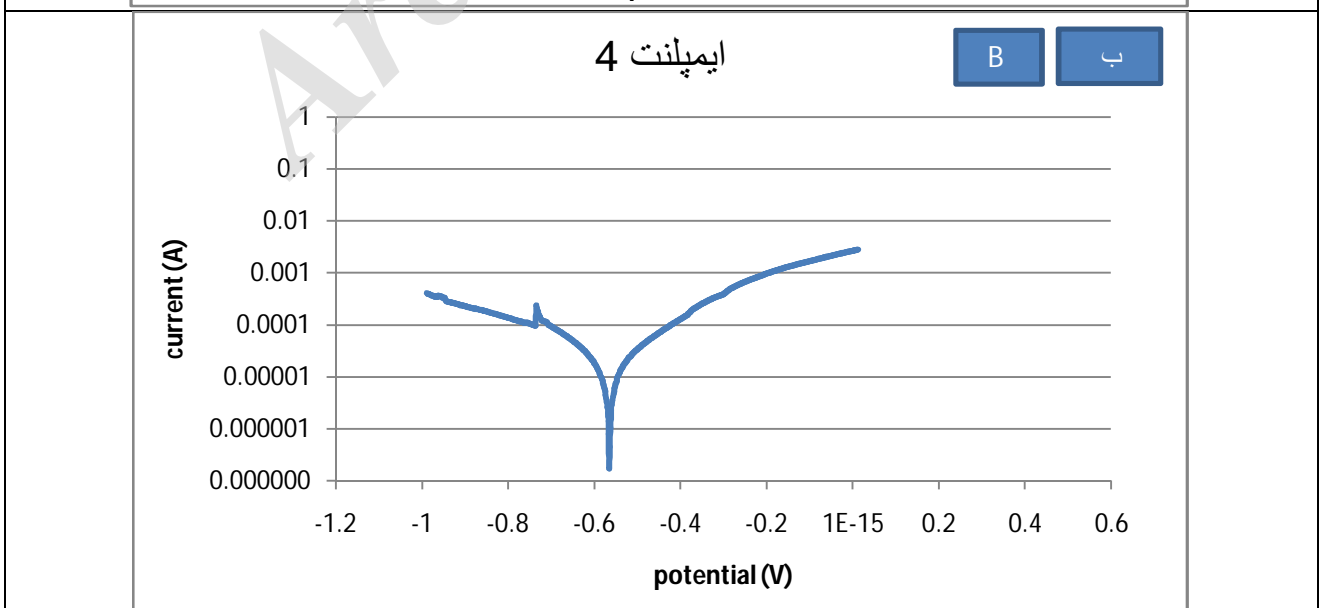
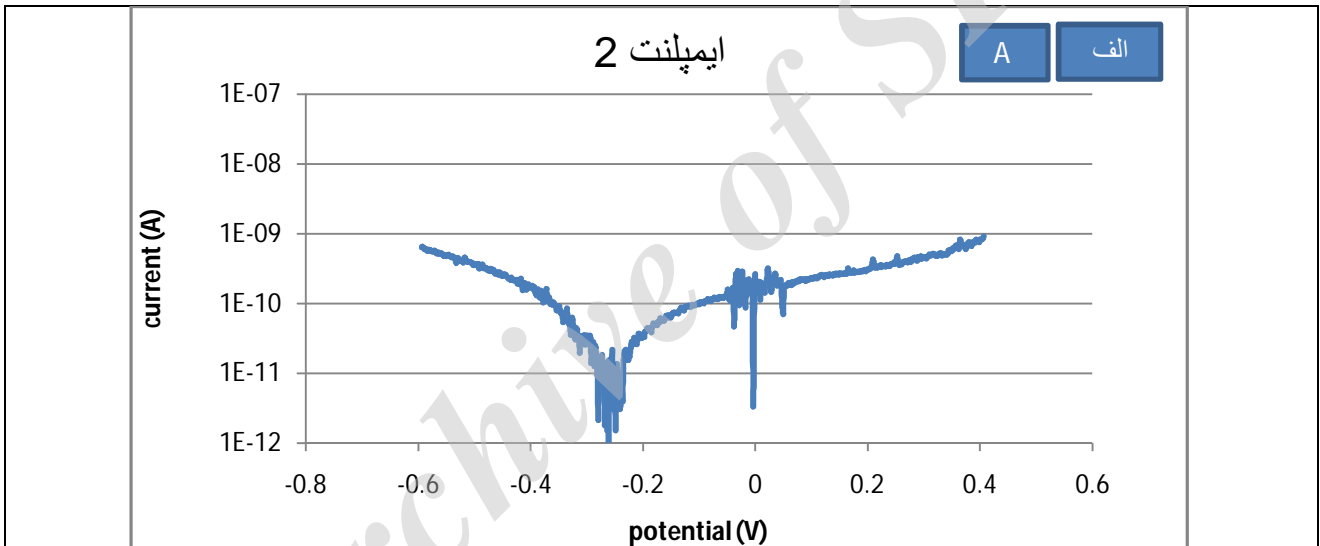


Fig. 10 Corrosion test result of samples A)3 B)6 C)1 D)5

شکل 10 نتیجه آزمون خوردگی نمونه‌های الف) 3 ب) 6 ج) 1 د) 5



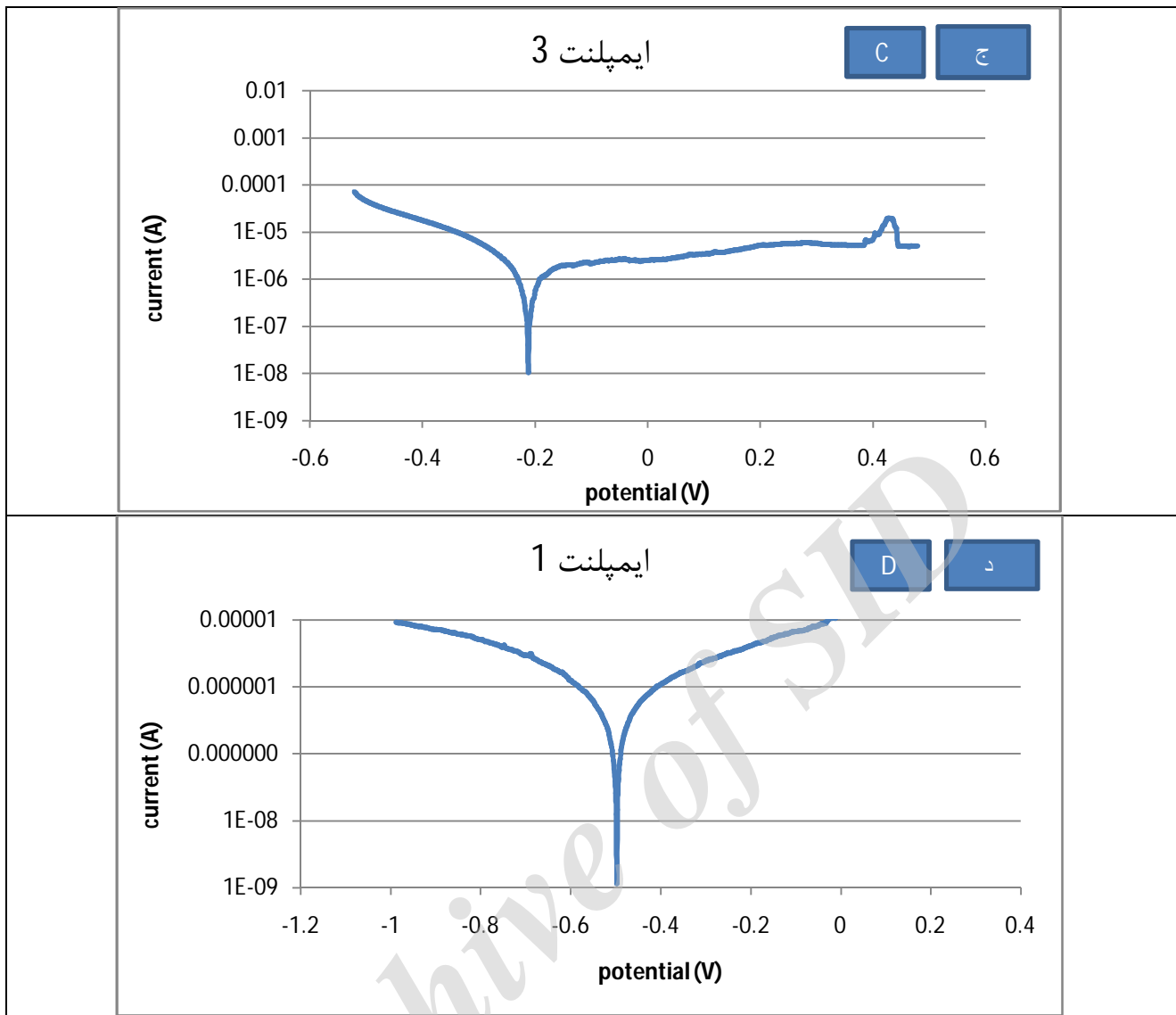


Fig. 11 Corrosion test result of samples A)2 B)4 C)3 D)1

شکل 11 نتیجه آزمون خوردگی نمونه‌های الف) 2 ب) 4 ج) 3 د) 1

ترکیب شیمیایی ماده نقش بسزایی در مقاومت به خوردگی دارد. روند کلی نتایج بدست آمده از آزمون صورت گرفته در این مقاله مطابق نتایج حاصل از پژوهش‌های مشابه این زمینه سایر محققان از جمله آقای وندنبورک می‌باشد [8].

در ادامه به بررسی میکروسکوپی سطح خورده شده و سطح بدون خوردگی بوسیله میکروسکوپ نوری با بزرگنمایی 500 برابر پرداخته شده است (شکل 12). نواحی خورده شده در شکل 12 مشخص می‌باشد.

4- بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق به بررسی میزان خوردگی الکتروشیمیایی ایمپلنت‌های پزشکی تیتانیوم و فولاد ضد زنگ ساخته شده به روش ماشین کاری و ذوب انتخابی با پرتو لیزر در شرایط سطحی

با توجه به نتایج حاصل از شکل 11، از لحاظ جنس بهترین مقاومت به خوردگی به ترتیب مربوط به تیتانیوم گرید 2 (خالص) و سپس تیتانیوم گرید 5 (Ti-6Al-4V) و سپس فولاد 316 و در انتها فولاد 304 می‌باشد. در مجموع مقاومت به خوردگی قطعات تیتانیومی از فولادی بهتر می‌باشد. بیشترین میزان افزایش مقاومت به خوردگی برای قطعه 2 نسبت به قطعه 4 به میزان 888888 برابر می‌باشد. این میزان افزایش مقاومت به خوردگی برای قطعه 2 نسبت به قطعه 1 به میزان 10101 برابر می‌باشد. مقاومت به خوردگی قطعه 1 نسبت به قطعه 3، 5.5 برابر می‌باشد. مقاومت به خوردگی برای قطعه 1 نسبت به قطعه 4 به میزان 88 برابر می‌باشد. با توجه به نتایج هرچه ماده از لحاظ ترکیب شیمیایی خالص تر باشد و ناهمگنی کمتری داشته باشد، مقاومت به خوردگی آن بالاتر می‌رود. در نتیجه

متفاوت پرداخته شد.

زیست سازگاری آلیاژهای دندان پزشکی به طور مستقیم به مقاومت به خوردگی آنها بستگی دارد. عوامل مختلفی از جمله شرایط و روش ساخت و جنس آلیاژ و شرایط سطح در سازگاری زیستی آلیاژها و در نتیجه مقاومت به خوردگی آن‌ها تأثیرگذار است. به طور کلی با توجه به داده‌های جدول 6 نمونه‌هایی که جریان کم تری دارند مقاومت به خوردگی بالاتری دارند. نتایج و نتیجه گیری‌های کلی بدست آمده از آزمون خوردگی به شرح زیر می‌باشد:

- با توجه به مقایسه صورت گرفته در شکل 11، از لحاظ جنس بهترین مقاومت به خوردگی به ترتیب مربوط به تیتانیوم گرید 2 (خالص) و سپس تیتانیوم گرید 5 (Ti-6Al-4V) و سپس فولاد 316 و در انتها فولاد 304 با آمپرهای (11- 10^8 ، $9 \times (10^8-7)$ ، $5 \times (10^8-6)$ و $8 \times (10^8-5)$ 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 افزایش قابل توجه مقاومت به خوردگی در فرایند SLM به دلیل ماهیت فرایند و ایجاد زبری و تخلخل بیشتر در سطح نمونه مربوط می‌باشد. این امر به دلیل زبری سطح بیشتر در این فرایند ناشی از ذوب و انجماد پی‌اپی پودر فلزی می‌باشد (شکل 10).

- با بررسی شکل 9، 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 در نظر 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 (معادله 2).

- تغییر شرایط سطحی کمترین میزان تأثیر را در افزایش و بهبود مقاومت به خوردگی ایمپلنت دارد. بیشترین میزان کاهش آمپر عبوری از قطعه و در نتیجه بیشترین میزان افزایش مقاومت به خوردگی که مربوط به قطعه 7 است، نسبت به قطعه 1 برابر با 114 و نسبت به قطعه 8 به میزان 1.14 برابر می‌باشد.

- بیشترین تأثیر در افزایش مقاومت به خوردگی نمونه‌ها مربوط به پارامتر جنس ماده دارد که جنس تیتانیوم خالص



Fig. 12 Microscope image of surface samples A)1 B)3 C)1(corroded) D)3(corroded)

شکل 12 عکس میکروسکوپی سطح نمونه‌های الف) 1 ب) 3 ج) 1(خورده) د) 3(خورده شده)

- [8] Ben Vandenbroucke, Jean-Pierre Kruth, selective laser melting of biocompatible metals for RAPID Manufacturing of Medical Parts, 2006.
- [9] Brunette DM. The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int. J. Oral Max Impl*; 3:231–246, 1988.
- [10] Hormia M., Ko'no'nen M., Kivilahti J., Virtanen I. Immunolocalization of proteins specific for adhaerens junctions in human gingival epithelial cells grown on differently processed titanium surfaces. *J. Periodont Res*; 26:491–497, 1991.
- [11] Ko'no'nen M., Hormia M., Kivilahti J., Hautaniemi J., Thesleff I. Effect of surface processing on the attachment, orientation and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium. *J. Biomed Mater Res*; 26:1325–1341, 1992.
- [12] Mustafa K., Lopez S.B., Hultenby K., Wennerberg A., Arvidson K. Attachment and proliferation of human oral fibroblasts to titanium surfaces blasted with TiO₂ particles. A scanning electron microscopic and histomorphometric analysis. *Clin Oral Impl Res*; 9:195–207, 1998.
- [13] M. de Wild, R. Schumacher, Analysis and Surface Modification of Rapid Prototyped Titanium, *European Cells and Materials* Vol. 17, 2009.
- [14] B. Vandenbroucke, J. P. Kruth, Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts, pp.148-159, 2006.
- [15] Mars Guy Fontana, *Corrosion Engineering*, McGraw Hill, P. 41, 1986.
- [16] H. Zitter, H. Plenk, The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility, *J. Biomed Mater Res*, 21, pp. 881-896, 1987.
- [17] K. Nielsen, Br Corrosion J., 22(4), p. 272, 1987.
- [18] B. Bozinni, P. Carlino, L. D'Urzo, V. Pepe, C. Mele, F. Venturo, An electrochemical impedance investigation of the behavior of anodically oxidized titanium in human plasma and cognate fluids, relevant to dental applications, *J. Mater Sci: Mater Med*, 19, pp. 3443-3453, 2008.
- [19] K.F. Leinfelder, J.E. Lemons, Clinical restorative materials and techniques, Ler and Febiger, Philadelphia, pp. 139-159, 1998.
- [20] D.A. Jones, Forms of corrosion recognition and prevention, Dillion CP .ed, NACE Houston, pp. 19-43, 1982.
- [21] L. Recalru, J.M. Meyer, Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys, *J. Dent*, 22, pp. 159-168, 1994.
- [22] www.ceraroot.com/professionals/why-ceraroot/
- [23] commons.wikimedia.org/wiki/file:half_cell_example
- بهترین عملکرد را دارد. بیشترین میزان کاهش جریان عبوری از قطعه و در نتیجه بیشترین میزان افزایش مقاومت به خوردگی که مربوط به قطعه 2 نسبت به قطعه 4 است به میزان 888888 برابر می‌باشد. میزان افزایش مقاومت به خوردگی برای قطعه 2 نسبت به قطعه 1 به میزان 10101 برابر می‌باشد. مقاومت به خوردگی قطعه 1 نسبت به قطعه 3، 5/5 برابر می‌باشد. مقاومت به خوردگی برای قطعه 1 نسبت به قطعه 4 به میزان 88 برابر می‌باشد. با توجه به نتایج مشاهده می‌شود که قطعات تیتانیومی مقاومت به خوردگی بسیار بالاتری نسبت به قطعات فولادی دارند.
- تأثیر روش ساخت در افزایش مقاومت به خوردگی نمونه‌ها از تأثیر شرایط سطحی بیشتر می‌باشد. افزایش مقاومت به خوردگی برای قطعه 6 نسبت به قطعه 3 به میزان 50 برابر و برای قطعه 5 نسبت به قطعه 1 به میزان 113 برابر می‌باشد با توجه به نتایج حاصل، استفاده از قطعه‌های تیتانیومی (بخصوص تیتانیوم گرید 2) ساخته شده به روش SLM و با سطح همراه با پوشش و یا با رزوه دوم و رزوه با عمق متغیر در ایمپلنت‌ها توصیه می‌گردد.

5- مراجع

- [1] R. L. Sakaguchi, Craigs, restorative dental materials, First Ed, pp. 540-632, *India: Mosby Elsevier*, 2012.
- [2] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, P.I. Branemark, A 15 year study of osteointegrated implants in treatment of edentulous jaw, *Int. J. Oral Surg*, 10, pp. 387-416, 1981.
- [3] P. Kovacs, J.A. Davidson, Chemical and electrochemical aspects of the biocompatibility of titanium and its alloys. In: Brown SA, Lemons JE, editors. Medical application of titanium and its alloys: The material and biological issue, ASTM STP 1272., PA: ASTM, West Conshohocken, pp. 163-178, 1996.
- [4] Inoue T, Cox JE, Pilliar RM, Melcher AH. Effect of the surface geometry of smooth and porous-coated titanium alloy on the orientation of fibroblasts in vitro. *J. Biomed Mater Res*; 21:107–126, 1987.
- [5] Devices Marketing Report, BCC Research, Wellesley, MA 2004.
- [6] D. F. Williams, "Titanium and titanium alloys," in Biocompatibility of Clinic Implant Materials, D. F. Williams (ed.), CRC Press, Boca Raton, Florida, Chapter 2, 1981.
- [7] D. F. Williams, "Corrosion of implant materials," Annual Review of Materials Science, 6, 237–266, 1976.

- matter represents about 50% of the dry weight of bone. crystals show imperfections and are not identical to the hydroxylapatite found in the rock minerals. *Basic Histology, Text & Atlas* (10th ed.). McGraw-Hill Companies. p. 144. ISBN0-07-137829-4, 2003.
- [28] G. Martinelli, R. Peroni, *Isothermal Forging of Ti-alloys for Medical Applications*, 2007.
- [29] ASTM F. 2129-01. Standard test method for conducting cyclic potentiodynamic polarization measurements to determine the corrosion susceptibility of small implant Devices. In: Annual book of ASTM Standards, Conshohocken, PA: ASTM International, Vol. 13.01, 2003.
- [30] Dean, S. W., jr., W. D. France, Jr., and S. J. Ketcham, *Electrochemical Methods, Hand book on Corrosion Testing and Evaluation*, W. H. Ailor, Ed., John Wiley, New York, pp. 173-174, 1971.
- [24] Arnhart C., Kielbassa A.M., Martinez-de Fuentes R., Goldstein M., Jackowski J., Lorenzoni M., Maiorana C., Mericske- Stern .R, Pozzi A., Rompen E., Sanz M., Strub J.R. Comparison of variable-thread tapered implant designs to a standard tapered implant design after immediate loading. A 3-year multicentrerandomised controlled trial. *Eur. J. Oral Implantol*; 5:123–136, 012.
- [25] Kim Y.K., Lee J.H., Lee J.Y, Yi YJ. A randomized controlled clinical trial of two types of tapered implants on immediate loading in the posterior maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 28:1602–1611, 2013.
- [26] Cannizzaro G., Leone M. Restoration of partially edentulous patients using dental implants with a microtextured surface: a prospective comparison of delayed and immediate full occlusal loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 18:512–522, 2003.
- [27] Junqueira, Luiz Carlos; José Carneiro Foltin, Janet; Lebowitz, Harriet; Boyle, Peter J., eds *Inorganic*