

## Fabrication of Titanium-Silver porous dental implant using spark plasma sintering method

Golsa Mousavi<sup>1</sup>, \*Jafar Javadpour<sup>2</sup>, Bijan Eftekhari Yekta<sup>3</sup>, Hasan Saghafian<sup>4</sup>

- 1- PhD candidate, School of Metallurgical and Materials Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.
- 2- Professor, Ceramic group, School of Metallurgical and Materials Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran. javadpourj@iust.ac.ir, (+98)9121254423.
- 3- Professor, Ceramic group, School of Metallurgical and Materials Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.
- 4- Professor, industrial metallurgy group, School of Metallurgical and Materials Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.

**Citation:** Mousavi G, Javadpour J, Eftekhari Yekta B, asan Saghafian H. Fabrication of Titanium-Silver porous dental implant using spark plasma sintering method. *Metallurgical Engineering* 2022; 24(4): 310-324 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2023.561603.1366>

 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2023.561603.1366>

### ABSTRACT

Dental implants are one of the most common treatments in dentistry and Titanium is one of the most widely used materials to make a dental implant. Silver is also a good choice because of its antibacterial properties and reduced risk of infection after surgery. But a dental implant should have a lower Young modulus than the jawbone to prevent stress shielding. One way to reduce the Young modulus is to create porosity. The aim of this study was to make a Titanium-Silver dental implant using spark plasma sintering (SPS) method with 20-25% porosity. For this purpose, parts were made with Ti -1wt.% Ag and Ti -3wt.% Ag, under temperatures of 900 °C and 850 °C and pressures of 10 MPa and 30 MPa. Results of XRD and SEM showed that the samples had alpha-Titanium microstructure with pore size of less than 100 microns with spherical morphology. Also, the sample made at 850 °C and 10 MPa is the best sample because it has 20-25% porosity and compressive strength close to the jawbone, compared to other samples. Statistical data and modeling in Design Expert software showed that porosity increases with decreasing temperature and pressure; but decreasing temperature is more effective in creating pores. According to the three-dimensional diagrams, it can be concluded that, the highest porosity, while maintaining the mechanical properties, was obtained at a temperature of 850 °C, pressure of 10 MPa and 1% Silver.

**Keywords:** Titanium, Silver, Dental implants, Spark Plasma Sintering.

Received: 6 September 2022

Accepted: 29 April 2023

■ ..... ■  
\* **Corresponding Author:**

**Jafar Javadpour, PhD**

**Address:** Ceramic group, School of Metallurgical and Materials Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.

**Tel:** +98 (9121254423)

**E-mail:** javadpourj@iust.ac.ir

## ساخت کاشتنی دندانی متخلخل از جنس تیتانیوم-نقره به روش تفجوشی به کمک جرقه پلاسما

گلسا موسوی<sup>۱</sup>، \*جعفر جوادپور<sup>۲</sup>، بیژن افتخاری یکتا<sup>۳</sup>، حسن ثقفیان<sup>۴</sup>

- ۱- دانشجوی دکتری رشته سرامیک، دانشکده مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران.
- ۲- استاد گروه سرامیک، دانشکده مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران.
- ۳- استاد گروه سرامیک، دانشکده مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران.
- ۴- استاد گروه متالورژی صنعتی، دانشکده مهندسی مواد و متالورژی، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران.

### چکیده

کاشتنی‌های دندانی جزو درمان‌های متداول دندانپزشکی است و تیتانیوم یکی از مواد پرکاربرد در این زمینه محسوب می‌شود. نقره نیز به دلیل داشتن خاصیت آنتی‌باکتریایی و کاهش احتمال عفونت پس از جراحی، یکی از گزینه‌های مطلوب است. اما یک کاشتنی دندانی باید مدول یانگ کمتر و یا در محدوده استخوان فک داشته باشد تا پدیده محافظت تنشی اتفاق نیفتد. یکی از راه‌های کاهش مدول یانگ، ایجاد تخلخل است. هدف از این تحقیق، ساخت کاشتنی دندانی از جنس تیتانیوم-نقره، به روش تفجوشی به کمک جرقه پلاسما (SPS) و با ۲۰-۲۵ درصد تخلخل است. برای این منظور، قطعاتی با ترکیب Ti-1wt.%Ag و Ti-3wt.%Ag، تحت دماهای ۸۵۰ °C و ۹۰۰ °C و فشار ۱۰ مگاپاسکال و ۳۰ مگاپاسکال ساخته شدند. نتایج XRD و SEM نشان داد که نمونه‌ها دارای ریزساختار آلفا تیتانیوم به همراه حفره‌هایی در مرز، با اندازه کمتر از ۱۰۰ میکرون و با مورفولوژی کروی بودند. همچنین، نمونه ساخته شده تحت دمای ۸۵۰ °C و فشار ۱۰ مگاپاسکال دارای تخلخلی در حدود ۲۰-۲۵ درصد بود و نسبت به سایر نمونه‌ها استحکام فشاری نزدیک‌تری به استخوان فک داشت. داده‌های آماری و مدل‌سازی در نرم‌افزار Design Expert نشان داد که با کاهش دما و فشار، تخلخل افزایش می‌یابد؛ اما کاهش دما در ایجاد تخلخل تأثیرگذارتر است. با توجه به نمودارها می‌توان نتیجه گرفت که بیشترین تخلخل، با حفظ خواص مکانیکی کاشتنی، در دمای ۸۵۰ °C، فشار ۱۰ مگاپاسکال و یک درصد نقره حاصل شده است. همچنین، دما و زمان ساخت کاشتنی نسبت به روش‌های متداول تفجوشی تیتانیوم، کاهش چشمگیری داشت.

**واژه‌های کلیدی:** تیتانیوم، نقره، کاشتنی دندانی، تفجوشی به کمک جرقه پلاسما.

دریافت: ۱۴۰۱/۰۶/۱۵ | پذیرش: ۱۴۰۲/۰۲/۰۹

### ۱. مقدمه

می‌باشد [۷-۵]. تاکنون آلیاژهای گوناگونی از تیتانیوم برای ساخت کاشتنی‌های دندانی در تحقیقات مورد بررسی قرار گرفته‌اند. یکی از آلیاژهای پیشنهاد شده، آلیاژ تیتانیوم-نقره است. نقره به دلیل داشتن خاصیت آنتی‌باکتریایی، کاهش احتمال عفونت پس از جراحی و نیز خواصی مثل قابلیت ماشین‌کاری خوب، مقاومت به خوردگی خوب، دمای ذوب کم و نیز قابلیت ترشوندگی بین نقره و تیتانیوم یکی از گزینه‌های مطلوب است [۱۱-۸]. لازم به ذکر است که مدول یانگ یک کاشتنی دندانی باید در محدوده مدول یانگ استخوان فک باشد تا پدیده محافظت تنشی<sup>۱</sup> اتفاق نیفتد و استخوان به مرور زمان دچار تحلیل نشود. همچنین، اگر کاشتنی متخلخل

امروزه، از دست رفتن دندان در اثر کهولت سن، بیماری‌های دهان و دندان و نیز حادثه، امری است که استفاده از کاشتنی‌های دندانی را به عنوان یک درمان قابل قبول، اجتناب‌ناپذیر کرده است. در صورت بی‌دندانی و درمان نکردن آن، بافت استخوانی اطراف دندان دچار تحلیل شده و همچنین سیستم جویدن تضعیف می‌گردد. بنابراین، استفاده از کاشتنی‌های دندانی، درمانی متعارف و قابل قبول برای بی‌دندانی است [۱ و ۲]. موادی که در ساخت کاشتنی‌های دندانی مورد استفاده قرار می‌گیرند باید مقاومت به خستگی زیاد، استحکام خوب، مقاومت به خوردگی و زیست‌سازگاری داشته باشند [۳ و ۴]. از جمله موادی که برای این هدف به کار می‌رود، تیتانیوم است که گزینه بسیار مناسبی برای ساخت کاشتنی‌های دندانی

1. Stress Shielding

\* نویسنده مسئول:  
دکتر جعفر جوادپور

نشانی: تهران، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی مواد و متالورژی.  
تلفن: (۹۱۲۱۲۵۴۴۲۳) ۰۹۸-

پست الکترونیکی: javadpourj@iust.ac.ir

۲۰۱۸ صورت گرفت، آلیاژ Ti-Ag با روش SPS ساخته شد. در این تحقیق، دما  $900^{\circ}\text{C}$  و فشار ۵۰ مگاپاسکال انتخاب شد. بعد از ساخت، نمونه‌ها به مدت ۲۰ دقیقه در دمای اتاق در محلول اسیدی  $\text{HF}:\text{HNO}_3:\text{H}_2\text{O}$  40 wt.% با نسبت ۴:۱۴:۸۲ حکاکی شدند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که در نمونه‌های حاوی ۵ درصد وزنی نقره، فاز  $\text{Ti}_2\text{Ag}$  به وجود آمده، اما در نمونه‌های با درصد نقره کمتر،  $\text{Ti}_2\text{Ag}$  تشکیل نشده است. در ادامه، نتایج نشان داد که نمونه‌های Ti-3wt.% Ag و Ti-5wt.% Ag نه تنها خاصیت آنتی‌باکتریایی دارند و باکتری‌ها را از بین می‌برند، بلکه از چسبیدن باکتری‌ها به سطح نیز جلوگیری می‌کنند. اما به دلیل ویژگی‌های ترکیبات بین‌فلزی و کاهش ترشوندگی با افزایش درصد نقره، نباید درصد نقره از حدی بیشتر شود، تا ویژگی‌های زیستی مورد نیاز به دست آید [۹]. در تحقیق دیگری که توسط Shi و همکاران [۲۲] در سال ۲۰۲۰ انجام شد، آلیاژی از تیتانیوم و نقره به نسبت ۷، ۹ و ۱۱ درصد وزنی نقره در کوره قوس الکتریکی تحت خلأ تهیه شد. سپس نمونه‌های استوانه‌ای با ابعاد  $15\text{ mm} \times 2\text{ mm}$   $\phi$  از شمش اصلی تهیه و در دمای  $950^{\circ}\text{C}$  تحت خلأ به مدت ۵ ساعت عملیات حرارتی و سپس در آب، سرد شد. سپس در دمای  $700^{\circ}\text{C}$ – $600^{\circ}\text{C}$  به مدت ۷۲ ساعت تحت خلأ قرار داده شد و در نهایت به آرامی سرد شد. نتایج این تحقیق نشان داد که آلیاژ Ti-Ag حتی در مقادیر کم یون نقره نیز می‌تواند اثر آنتی‌باکتریایی از خود نشان دهد و مقادیر زیاد یون نقره می‌تواند باعث سمیت گردد [۲۲]. در تحقیق حاضر، آلیاژی از تیتانیوم و نقره با دو درصد مختلف نقره، به روش SPS، تحت دماها و فشارهای مختلف ساخته شد. سپس درصد تخلخل نمونه‌ها و خواص آن‌ها بررسی گردید.

## ۲. مواد و روش تحقیق

### مواد

ماده اولیه این تحقیق، پودر تیتانیوم خالص (۹۹/۹۸٪) (Ti-Grade 4) تهیه شده از شرکت (Merck 112379) با اندازه کمتر از ۱۵۰ میکرومتر و نیز پودر نقره خالص (Sigma Aldrich 327093) با اندازه ذرات کمتر از ۵ میکرومتر بود.

### روش تحقیق

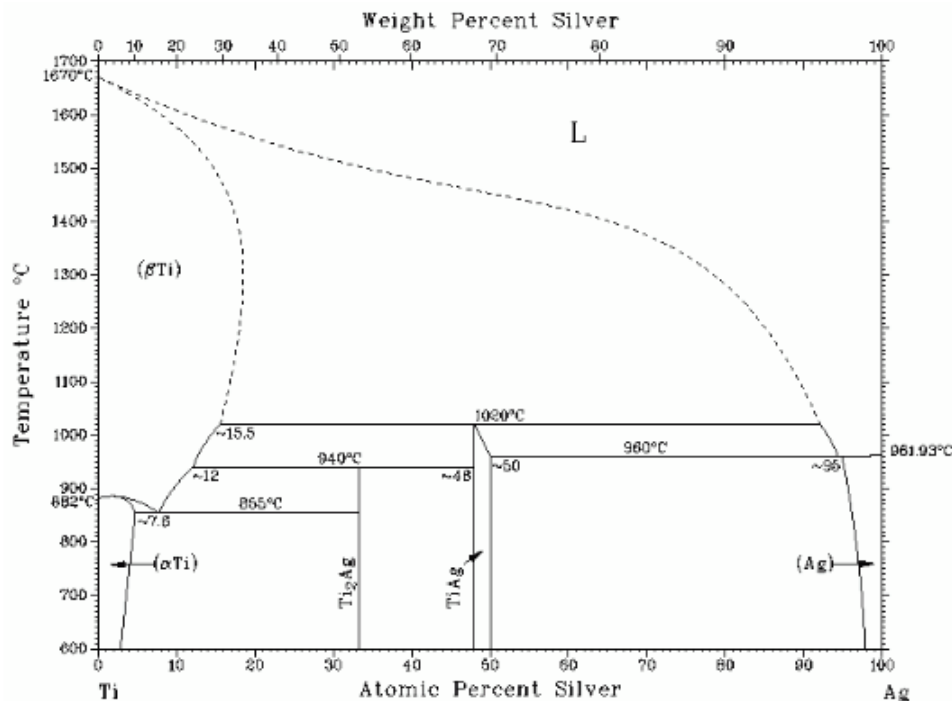
برای ساخت قطعات، ابتدا مخلوط‌های پودری تیتانیوم و نقره (با نسبت ۱ تا ۳ درصد) Ti-1wt.% Ag و Ti-3wt.% Ag در Jar mill به مدت ۳ ساعت با یکدیگر مخلوط شدند. یک نمونه تیتانیوم خالص نیز به عنوان نمونه شاهد در نظر گرفته شد. سپس، نمونه‌ها به روش SPS (دستگاه با مدل Easy fashion-SPS 20-T10) در دماهای  $850^{\circ}\text{C}$  و  $900^{\circ}\text{C}$

باشد، علاوه بر کاهش مدول یانگ، موجب افزایش میزان استخوان‌سازی و بازسازی مجدد استخوان، به واسطه عبور خون و مواد غذایی، نیز می‌گردد. برای اینکه مدول یانگ کاشتنی شبیه به استخوان فک شود باید میزان تخلخل آن نزدیک به میزان تخلخل استخوان فک باشد. ولی مسئله مهم این است که این تخلخل‌ها در افراد مختلف و بین زن و مرد متفاوت است. همچنین، با افزایش سن نیز میزان تخلخل و اندازه خلل و فرج تغییر می‌کند. بنابراین، نمی‌توان اندازه حفره‌ها و میزان تخلخل مشخصی را برای کاشتنی ذکر کرد. لذا استاندارد برای اندازه حفره‌ها وجود ندارد و این عامل بستگی به کاربرد قطعه و محل قرارگیری آن دارد [۱۲]. با توجه به اندازه سلول‌ها، بهتر است حداقل اندازه حفره‌ها  $100\text{ }\mu\text{m}$  باشد. تحقیقات و آزمایش‌های درون تنی نشان داده است که برای داشتن استخوان‌سازی بیشتر، بهتر است اندازه حفره‌ها بیشتر از  $300\text{ }\mu\text{m}$  باشد زیرا تمایل بیشتری برای عبور خون و مواد غذایی به درون ساختار دارند. اما حفره‌های بزرگ باعث کاهش خواص مکانیکی می‌شوند. پس باید با در نظر گرفتن خواص مکانیکی و نوع کاربرد، میانگینی از میزان تخلخل و اندازه حفره‌ها را انتخاب کرد به نحوی که خواص مکانیکی قطعه تضعیف نشود. تحقیقات نشان داده‌اند که برای جلوگیری از پدیده حفاظت تنشی، باید میزان تخلخل حدود ۲۰ تا ۲۵ درصد و استحکام فشاری نمونه‌ها نزدیک به استحکام فشاری استخوان فک (۲۰۹–۱۰۴ MPa) باشد [۱۵–۱۳].

روش‌های گوناگونی برای ساخت کاشتنی‌های دندان وجود دارد. یکی از این روش‌ها، تفجوشی به کمک جرقه پلاسما<sup>۲</sup> (SPS) است. این روش، یک فناوری جدید و سریع است. استفاده هم‌زمان از دما و فشار در این روش منجر به تراکم زیاد شده و بنابراین دمای تفجوشی برای رسیدن به قطعه متراکم نسبت به روش‌های تفجوشی معمولی ۲۰۰ تا ۲۵۰ درجه کمتر است [۱۶ و ۱۷]. از طرف دیگر، نرخ حرارت‌دهی بسیار زیاد باعث افزایش سرعت تفجوشی شده و قطعات با دانسیته نزدیک به ۱۰۰ درصد در عرض چند دقیقه تولید می‌شوند [۱۸]. همچنین، به علت نرخ حرارت‌دهی زیاد و زمان نگهداری کم، می‌توان واکنش‌های ناخواسته را محدود کرد و از تشکیل فازها و محصولات نامطلوب جلوگیری کرد. همچنین، دمای نسبتاً کم و انجام سریع فرایند، امکان کنترل میکروساختار و رشد دانه‌ها را فراهم می‌کند [۱۹ و ۲۰]. تحقیق انجام شده توسط Yang در سال ۲۰۱۵ در زمینه ساخت نمونه تیتانیومی خالص به روش SPS، نشان داده است که با ترکیب فشار ۶۰ MPa، مدت زمان نگهداری ۵ دقیقه و دمای  $950^{\circ}\text{C}$  می‌توان ریزساختار بدون تخلخلی از تیتانیوم با اندازه دانه  $45\text{ }\mu\text{m}$  به دست آورد [۲۱].

تحقیقات متعددی در زمینه افزودن نقره به تیتانیوم انجام شده است. در تحقیقی که توسط Lei و همکاران [۹] در سال

2. Spark plasma sintering



شکل ۱. دیاگرام فازی تیتانیوم- نقره [۲۳].

ساخت آلمان و نیروی ۱۰ kgf برای هر قطعه در سه نقطه انجام شد. برای به دست آوردن درصد تخلخل باز از روش ارشمیدس استفاده شد و برای بررسی تأثیر متقابل سه پارامتر مؤثر در تخلخل نمونه‌های حاصل از SPS و رسم نمودارهای سه بعدی، از روش طراحی آزمایش رویه پاسخ<sup>۳</sup> و نرم‌افزار Design Expert استفاده شد.

### ۳. نتایج و بحث

#### اندازه‌گیری درصد تخلخل

با استفاده از روش ارشمیدس، درصد تخلخل نمونه‌های SPS شده تحت دماهای ۸۵۰ °C و ۹۰۰ °C، تحت فشارهای ۱۰ MPa و ۳۰ MPa به دست آمد. نتایج در جدول ۱ نشان داده شده است. همان‌طور که در این جدول دیده می‌شود، نمونه SPS شده تحت دمای ۸۵۰ °C و فشار ۱۰ MPa دارای تخلخلی در محدوده ۲۰-۲۵ درصد است که محدوده تخلخل استخوان فک و مورد هدف این پژوهش است.

#### بررسی فازها

در ادامه، تصاویر مربوط به پراش پرتو ایکس نمونه‌های ساخته شده با روش SPS، به صورت مقایسه‌ای آورده شده است. جهت شناسایی فاز، از روی نتایج الگوی پراش پرتو ایکس این نمونه‌ها از نرم‌افزار Highscore plus X'Pert

تحت فشارهای ۱۰ MPa و ۳۰ MPa، نرخ گرم کردن ۱۰۰ min/°C و زمان نگهداری ۵ دقیقه درون قالب گرافیتی ساخته شدند. سپس نمونه‌های به دست آمده سمباده و پولیش زده شده و آزمایش‌های مختلف (SEM، XRD و ...) روی آن‌ها انجام گرفت. شکل ۱، دیاگرام فازی تیتانیوم و نقره را نشان می‌دهد. در این پژوهش، درصد نقره به نحوی انتخاب شده است که طبق دیاگرام، ترکیبات بین فلزی تشکیل نشود و درصد نقره در ناحیه تک‌فاز دیاگرام قرار داشته باشد.

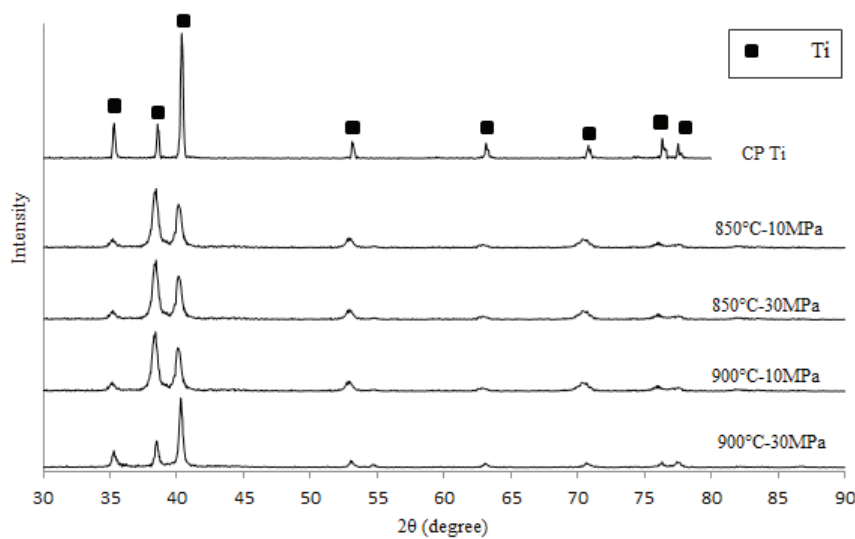
#### مشخصه‌یابی

به منظور بررسی خواص و ویژگی‌های قطعات ساخته شده، از آنالیزهای مختلفی استفاده شد. آنالیزهای استفاده شده شامل آنالیز فازی به وسیله پراش پرتو ایکس (XRD)، ساخت شرکت Bruker مدل D8 ADVANCE ساخت کشور آلمان، بررسی ریزساختار به کمک میکروسکوپ نوری و بررسی مورفولوژی تخلخل‌ها به وسیله دستگاه میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) مدل TeScan - Mira III ساخت کشور جمهوری چک بود. همچنین، برای بررسی خواص مکانیکی، از آزمایش استحکام فشاری با استاندارد E9 ASTM-E9 در دستگاه کشش-فشار Universal Testing Machine مدل WDW-300 با ظرفیت ۳۰ تن استفاده شد. برای تعیین سختی نمونه‌ها، از آزمایش سختی‌سنجی ویکرز، با استاندارد ASTM-E92 و با استفاده از دستگاه سختی‌سنج مدل Macro hardness Tester

3. Response surface method

جدول ۱. میزان تخلخل در نمونه‌های ساخته شده به روش SPS.

درصد تخلخل	فشار SPS (MPa)	دمای SPS (°C)	درصد نقره
۵	۳۰	۹۰۰	۱
۷	۱۰	۹۰۰	۱
۱۲/۵	۳۰	۸۵۰	۱
۲۲	۱۰	۸۵۰	۱
۴/۷۳	۳۰	۹۰۰	۳
۶	۱۰	۹۰۰	۳
۸	۳۰	۸۵۰	۳
۱۷	۱۰	۸۵۰	۳



شکل ۲. الگوی پراش پرتو ایکس تیتانیوم خالص و Ti-1wt.% Ag ساخته شده به روش SPS با فشارها و دماهای مختلف.

و همچنین با در نظر گرفتن نزدیک بودن الکترونگاتیویته و ظرفیت این دو عنصر، طبق قوانین هیوم-روتیری، می‌توان این‌طور نتیجه گرفت که اختلاط تیتانیوم و نقره منجر به تشکیل محلول جامد از نوع محلول جامد جانشینی می‌شود. همچنین، قرار گیری اتم نقره در شبکه تیتانیوم موجب اعوجاج و کمتر شدن فاصله بین صفحات می‌گردد [۲۴]. از طرفی، طبق رابطه (۱)، با ثابت بودن طول موج، افزایش  $2\theta$  (جدول ۲) به معنی کاهش فاصله صفحات پراش (d) است.

(۱)

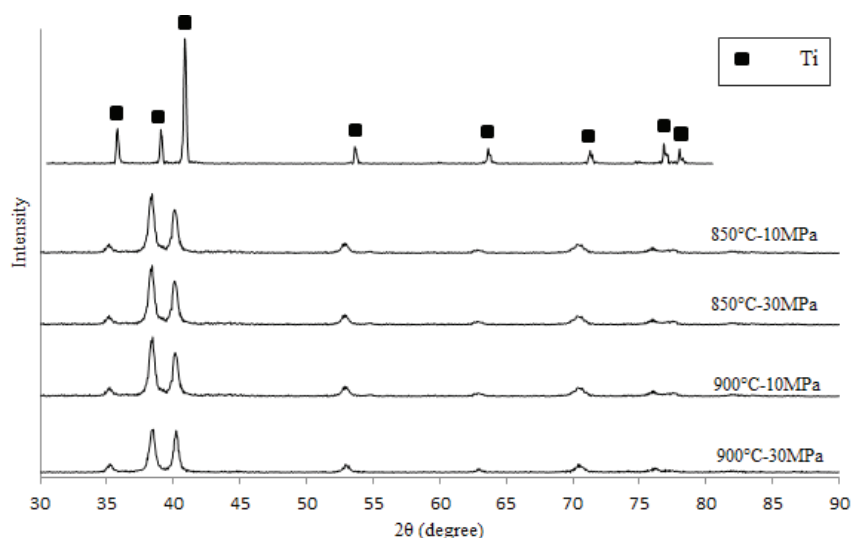
$$n\lambda = 2d \sin\theta$$

در ادامه، پراش پرتو ایکس نمونه‌های Ti-3wt.% Ag که تحت دماها و فشارهای مختلف SPS شده به صورت مقایسه‌ای در شکل ۳ نشان داده شده است. مطابق این شکل، مشخص است که در نمونه‌ای که تحت عملیات SPS قرار گرفته، افزودن ۳ درصد نقره به

استفاده شده است. در شکل ۲، الگوهای مربوط به نمونه‌های Ti-1wt.% Ag، که تحت دماها و فشارهای مختلف SPS شده، به صورت مقایسه‌ای نشان داده شده است. مطابق شکل ۲، مشخص است که در نمونه‌ای که تحت عملیات SPS قرار گرفته، افزودن ۱ درصد نقره به ساختار تیتانیوم، تغییری در فاز کریستالی ایجاد نکرده و همچنان تیتانیوم با کد مرجع JCPDS No. 00-044-1294 دارای ساختار کریستالی هگزاگونال و گروه فضایی P63/mmc، فاز اصلی سازنده این نمونه‌ها است. این بیانگر آن است که عنصر نقره کاملاً در ساختار کریستالی تیتانیوم حل شده است. برای اثبات این امر، در جدول ۲ میزان جابجایی پیک‌های تیتانیوم، در اثر انحلال نقره، نشان داده شده است. مقایسه بین پیک‌های پراش نشان می‌دهد که افزودن نقره در این نمونه‌ها باعث تغییر پهنای بعضی از پیک‌ها و جابجایی پیک‌ها شده است. همچنین، تغییر دما و فشار باعث تغییر شدت (پیک  $(002)$ ) شده است. از آنجایی که شعاع اتمی نقره برابر  $1/44 \text{ \AA}$  و شعاع اتمی تیتانیوم برابر  $1/47 \text{ \AA}$  است (اختلاف کمتر از ۱۵٪)،

جدول ۲. جابجایی پیک‌های تیتانیوم در نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره، ساخته شده به روش SPS در دماهای  $900^{\circ}\text{C}$  و  $850^{\circ}\text{C}$ .

02				
CP Ti	Ti-1wt%Ag 850°C-10MPa	Ti-1wt%Ag 850°C-30MPa	Ti-1wt%Ag 900°C-10MPa	Ti-1wt%Ag 900°C-30MPa
۳۵/۲۸	۳۵/۲۹	۳۵/۳۲	۳۵/۳۸	۳۵/۳۴
۳۸/۵۹	۳۸/۶۰	۳۸/۶۹	۳۸/۶۵	۳۸/۶۷
۴۰/۳۷	۴۰/۴۹	۴۰/۵۸	۴۰/۴۰	۴۰/۴۰
۵۳/۱۲	۵۴/۸۷	۵۴/۹۵	۵۳/۸۱	۵۳/۱۴
۶۳/۱۳	۶۳/۹۹	۶۳/۹۴	۶۳/۸۷	۶۳/۱۴
۷۰/۷۵	۷۰/۸۲	۷۰/۹۲	۷۰/۸۶	۷۰/۸۴
۷۶/۳۳	۷۶/۶۲	۷۶/۷۶	۷۶/۹۵	۷۶/۴۴
۷۷/۵۰	۷۷/۶۲	۷۷/۷۹	۷۷/۶۰	۷۷/۶۳



شکل ۲. الگوی پراش پرتو ایکس تیتانیوم خالص و Ti-3wt.% Ag ساخته شده به روش SPS با فشارها و دماهای مختلف.

پودر ایجاد می‌شود، حرارت موضعی ایجاد شده باعث افزایش آنی دما تا بیش از  $1000^{\circ}\text{C}$  درجه می‌شود. این حرارت زیاد باعث تبخیر ناخالصی‌ها و همچنین تبخیر سطحی ذرات پودر می‌شود. بلافاصله پس از این تبخیر، ناحیه ذوب سطحی ایجاد می‌گردد. این نواحی ذوب سطحی از طریق جریان الکترون‌ها و ایجاد خلأ به سمت هم کشیده شده و ناحیه گلوبی را تشکیل می‌دهند [۲۰]. افزایش مداوم تشعشعات حرارتی و فشار باعث می‌شود که ناحیه گلوبی به تدریج رشد کرده و گسترش یابد. تشعشعات حرارتی همچنین باعث تغییر فرم پلاستیک در سطح ذرات پودر می‌شود. در واقع، با افزایش دما، استحکام تسلیم ذرات پودر کاهش می‌یابد و تغییر شکل ذرات سبب متراکم شدن نمونه شده، که این مسئله منجر به رسیدن به دانسیته‌های زیاد می‌گردد [۲۱].

ساختار تیتانیوم، تغییری در فاز کریستالی ایجاد نکرده و همچنان تیتانیوم، با کد مرجع JCPDS No. 00-044-1294 دارای ساختار کریستالی هگزاگونال و گروه فضایی P63/mmc، فاز اصلی سازنده این نمونه‌ها است. این بیانگر آن است که عنصر نقره کاملاً در ساختار کریستالی تیتانیوم حل شده است و برای اثبات این امر، با مقایسه پیک‌های پراش در نمودار، جابجایی پیک‌ها به سمت زوایای بیشتر نسبت به نمونه تیتانیوم خالص قابل مشاهده است؛ زیرا در این نمونه‌ها، درصد نقره بیشتر از حالت قبل است. در ادامه مکانیزم انحلال نقره در تیتانیوم آورده شده است.

در روش SPS، جرقه‌هایی که بین ذرات پودر ایجاد می‌شود، دمای نمونه را به سرعت افزایش داده و منجر به انتقال جرم (نفوذ) آنی آنها می‌گردد. زمانی که جرقه ناشی از تخلیه الکتریکی در محل اتصال یا در فاصله بین ذرات



تیتانیوم و نقره منجر به تشکیل محلول جامد جانشینی و افزایش استحکام می‌شود. همچنین، به دلیل تشکیل محلول جامد، سختی آلیاژ Ti-XAg بیشتر از تیتانیوم خالص است. اما با افزایش میزان نقره از ۱ به ۳ درصد، سختی تغییر چندانی نکرده است.

### آزمایش استحکام فشاری

از آنجایی که حد تسلیم معیاری برای مقاومت ماده در مقابل تغییر شکل است، قطعاً برای کاشتنی‌های دندان‌های پارامتر مهمی تلقی می‌شود. لذا، آزمایش استحکام فشاری برای بررسی این پارامتر، در دمای محیط انجام شد. نتایج آزمایش فشار به صورت نمودار تنش-کرنش مهندسی در شکل ۹ برای نمونه‌های حاوی ۱ درصد و ۳ درصد نقره به صورت میانگین و بدون در نظر گرفتن دمای ساخت آورده شده است. در شکل ۱۰، نمودار تنش-کرنش مهندسی برای نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره که تحت شرایط دما و فشار مختلف SPS شده‌اند، نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۹ دیده می‌شود، افزودن نقره به تیتانیوم، به دلیل تشکیل محلول جامد، موجب افزایش استحکام شده است. اما از آنجایی که هدف این پژوهش، ساخت قطعه‌ای متناسب با ویژگی‌های یک کاشتنی دندان‌های است و محدوده استحکام مورد نیاز برای پدیدار نشدن حفاظت تنشی در حدود ۲۰۹-۱۰۴ MPa می‌باشد، لذا، نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره که تحت شرایط دمایی مختلف ساخته شده‌اند، استحکام نزدیک‌تری به محدوده استحکامی هدف این پژوهش دارند. بنابراین، در ادامه، فقط برای قطعات حاوی ۱ درصد نقره آزمایش فشار انجام شده است.

همان‌طور که در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود، نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره و ساخته شده در دمای  $900^{\circ}\text{C}$  و فشار ۳۰ MPa، دارای بیشترین میزان استحکام و نمونه ساخته شده در دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa، دارای کمترین میزان استحکام در بین این گروه از نمونه‌هاست. زیرا این نمونه دارای بیشترین میزان تخلخل نسبت به سایر نمونه‌هاست. لذا با در نظر گرفتن نتایج آزمون فشار تا اینجا می‌توان این طور نتیجه گرفت که نمونه حاوی ۱ درصد نقره ساخته شده در دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa نمونه بهینه است. در ادامه، این موضوع با استفاده از نرم افزار Design Expert و ارائه مدل ثابت شده است.

### ارائه مدل و آنالیز نتایج با نرم‌افزار Design Expert

به‌منظور تعیین فاکتورهای اصلی و اثر متقابل بین آنها، از روش رویه پاسخ استفاده شد. از آنجایی که در این پژوهش، هدف، داشتن قطعه‌ای با تخلخل بین ۲۰ تا ۲۵ درصد بود، برای سه پارامتر متغیر روش ساخت که بر درصد تخلخل تأثیرگذار بودند، یعنی دمای ساخت، فشار حین SPS و درصد

### بررسی ریزساختار با میکروسکوپ نوری

در ادامه، تصاویر مربوط به میکروسکوپ نوری برای نمونه‌های مختلف نشان داده شده است. شکل ۴ (الف تا د) تصاویر مربوط به نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره و شکل ۵ (الف تا د) تصاویر مربوط به نمونه‌های حاوی ۳ درصد نقره، که تحت دماها و فشارهای مختلف SPS شده است را با بزرگنمایی‌های مختلف نشان می‌دهند. در تصاویر، ساختار سوزنی (در دو بعد صفحه‌ای شکل) آلفا تیتانیوم به همراه تخلخل‌های ریز وجود دارد که همان ساختار مد نظر این پژوهش می‌باشد. اما باید در نظر گرفت که در قطعات ساخته شده در دمای  $850^{\circ}\text{C}$ ، این ساختار بسیار ریزتر است. همچنین، مشاهده می‌شود که با افزایش میزان نقره از ۱ به ۳ درصد، فاز آلفا باریک‌تر شده است. به علاوه، با مقایسه تصاویر نمونه‌های ساخته شده در هر دو دما، مشاهده می‌شود که نمونه‌های ساخته شده در دمای  $850^{\circ}\text{C}$  دارای تخلخل بیشتری است.

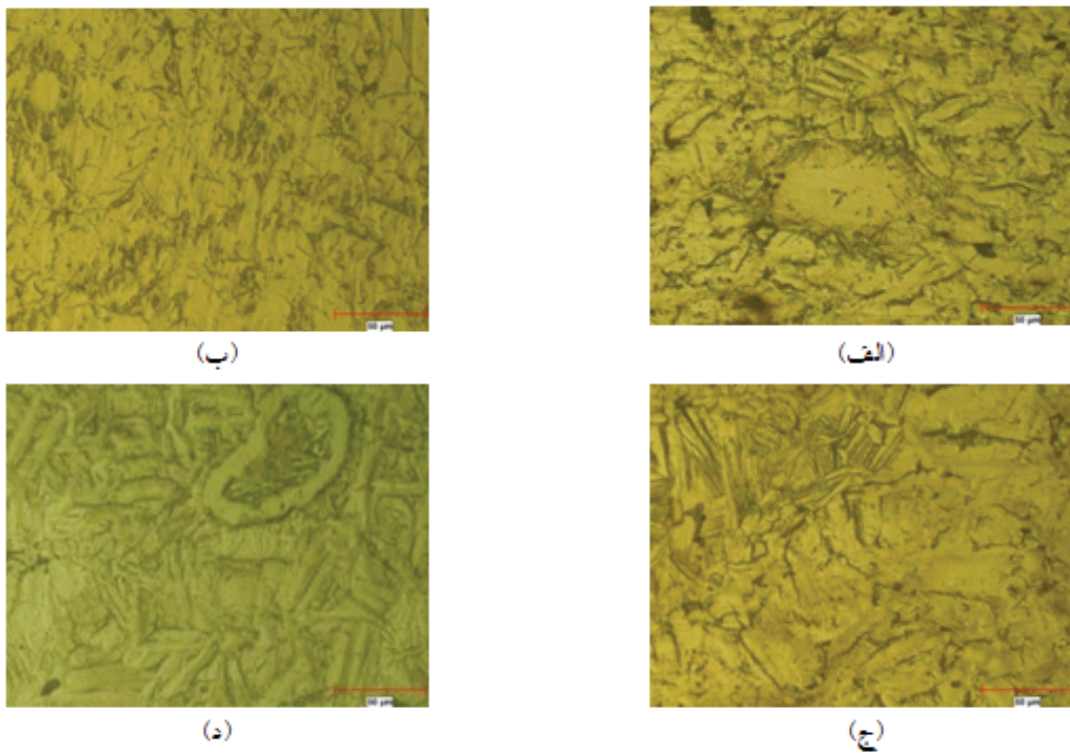
### بررسی ریزساختار با میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM)

در این بخش، تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی برای نمونه‌های SPS شده تحت دماها و فشارهای مختلف، حاوی ۱ و ۳ درصد نقره آورده شده است. شکل ۶ (الف تا ح) تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره و شکل ۷ (الف تا ح) تصاویر میکروسکوپی الکترونی روبشی نمونه‌های حاوی ۳ درصد نقره را نشان می‌دهد.

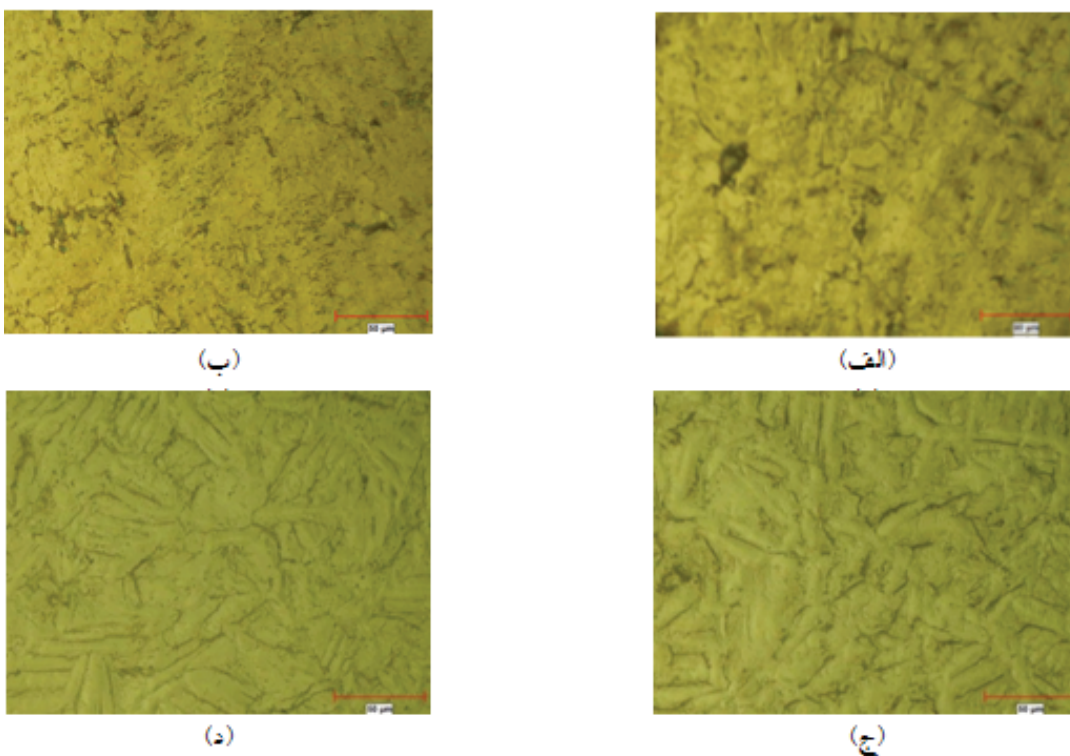
همان‌طور که در تصاویر شکل‌های ۶ و ۷ (الف تا ح) دیده می‌شود، تخلخل‌های بسیار ریز با مورفولوژی نسبتاً کروی به صورت یکنواخت در مرز دانه‌ها پراکنده شده است. همچنین، این‌طور به نظر می‌رسد که با افزایش فشار SPS از ۱۰ MPa به ۳۰ MPa و نیز افزایش دمای SPS از  $850^{\circ}\text{C}$  به  $900^{\circ}\text{C}$ ، تخلخل‌ها بسیار ریزتر و کمتر شده‌اند. اما از آنجایی که هدف این پژوهش داشتن قطعه‌ای با ۲۰ تا ۲۵ درصد تخلخل است، با در نظر گرفتن خواص مکانیکی، این‌طور می‌توان نتیجه گرفت که نمونه‌های SPS شده تحت دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa، برای هدف این پژوهش مناسب‌تر هستند. در ادامه، خواص مکانیکی این نمونه‌ها و میزان تأثیر هر کدام از عوامل دما و فشار بر میزان تخلخل نمونه‌ها بررسی شده است.

### آزمایش سختی سنجی

در آزمایش سختی‌سنجی، نتایج سختی نمونه‌های ساخته شده در دماهای  $850^{\circ}\text{C}$  و  $900^{\circ}\text{C}$  برای نمونه با میزان نقره یکسان تقریباً مشابه هم بود. لذا نتایج به صورت میانگین و بدون در نظر گرفتن دمای ساخت در شکل ۸ نشان داده شده است. طبق این تصویر، سختی آلیاژ تیتانیوم-نقره نسبت به تیتانیوم خالص، کمی بیشتر است. از آنجایی که شعاع اتمی نقره  $144^{\circ}\text{A}$  و شعاع اتمی تیتانیوم  $147^{\circ}\text{A}$  است، اختلاط

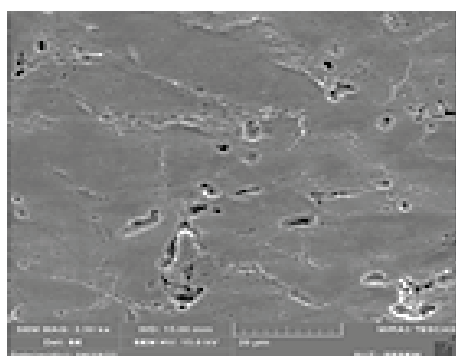


شکل ۴. تصاویر میکروسکوپی نوری از قطعات حاوی Ti-1wt.% Ag ساخته شده به روش SPS: (الف) دما ۸۵۰ °C، فشار ۱۰ MPa، (ب) دما ۸۵۰ °C، فشار ۳۰ MPa، (ج) دما ۹۰۰ °C، فشار ۱۰ MPa و (د) دما ۹۰۰ °C، فشار ۳۰ MPa.

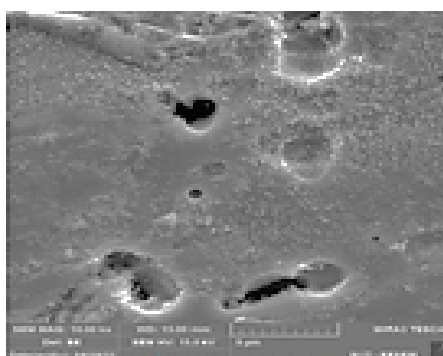


شکل ۵. تصاویر میکروسکوپی نوری از قطعات حاوی Ti-3wt.% Ag ساخته شده به روش SPS: (الف) دما ۸۵۰ °C، فشار ۱۰ MPa، (ب) دما ۸۵۰ °C، فشار ۳۰ MPa، (ج) دما ۹۰۰ °C، فشار ۱۰ MPa و (د) دما ۹۰۰ °C، فشار ۳۰ MPa.

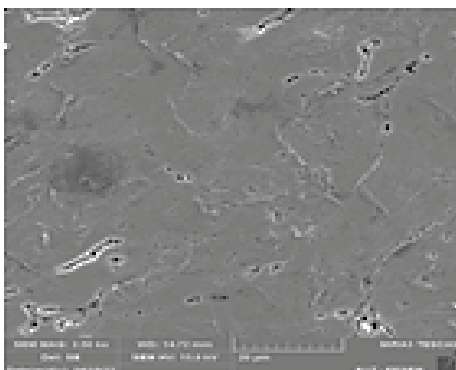




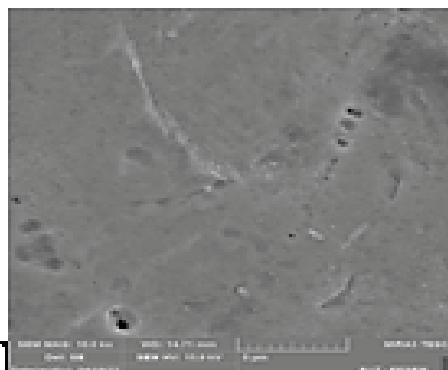
(ب)



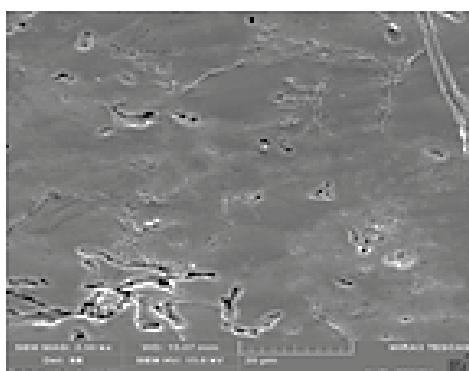
(الف)



(د)



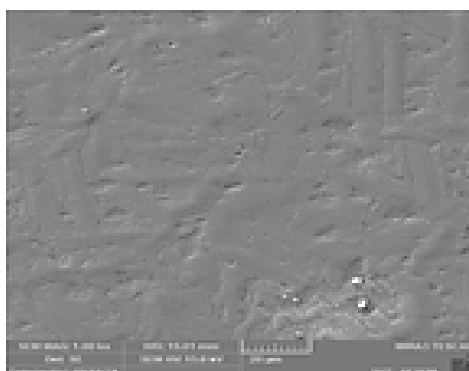
(ج)



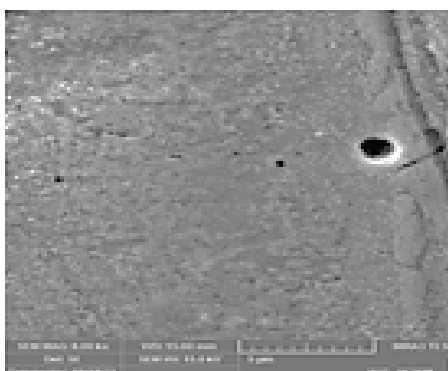
(و)



(ه)

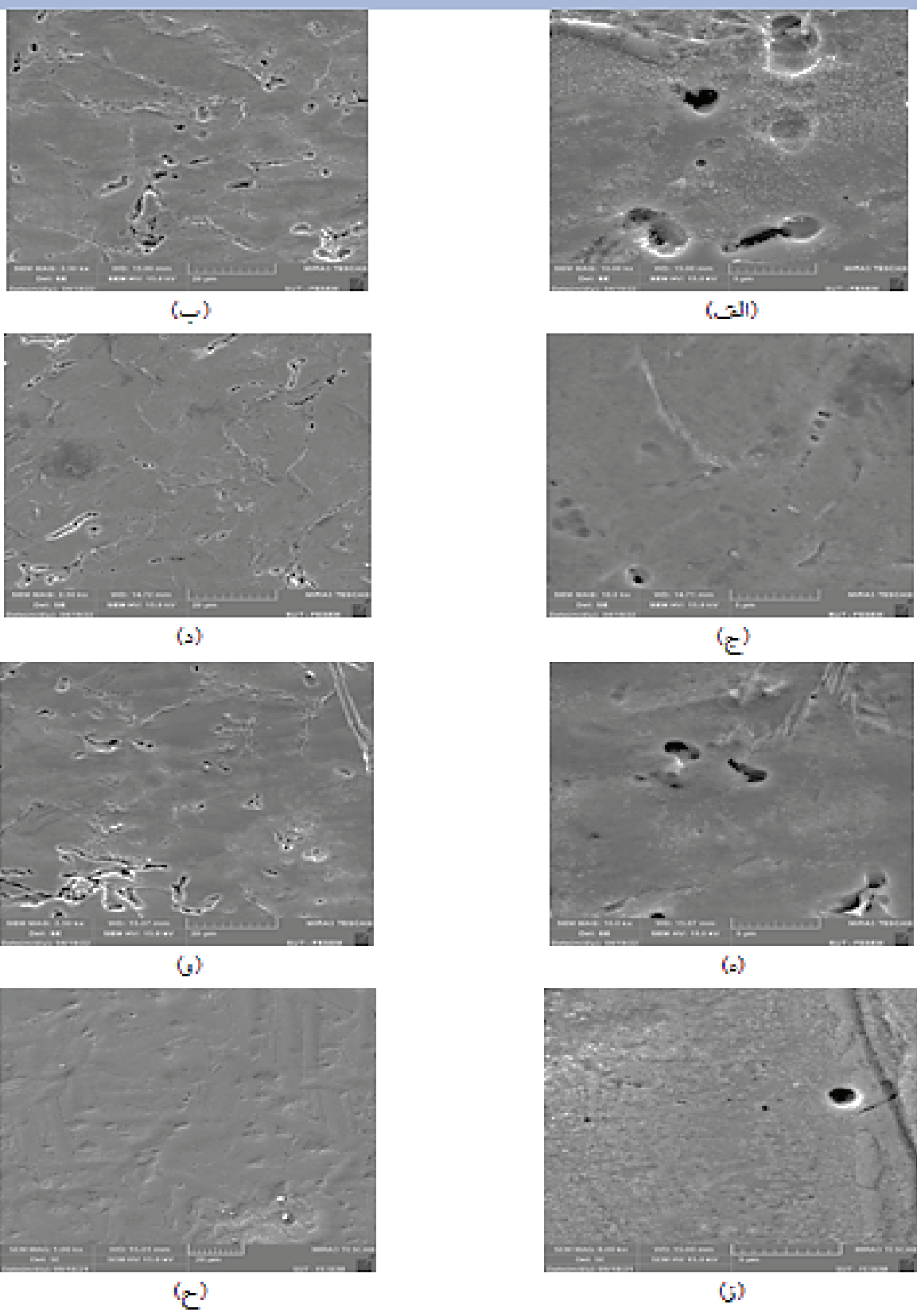


(ز)

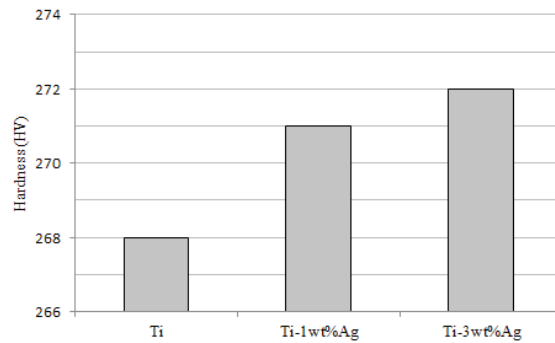


(ح)

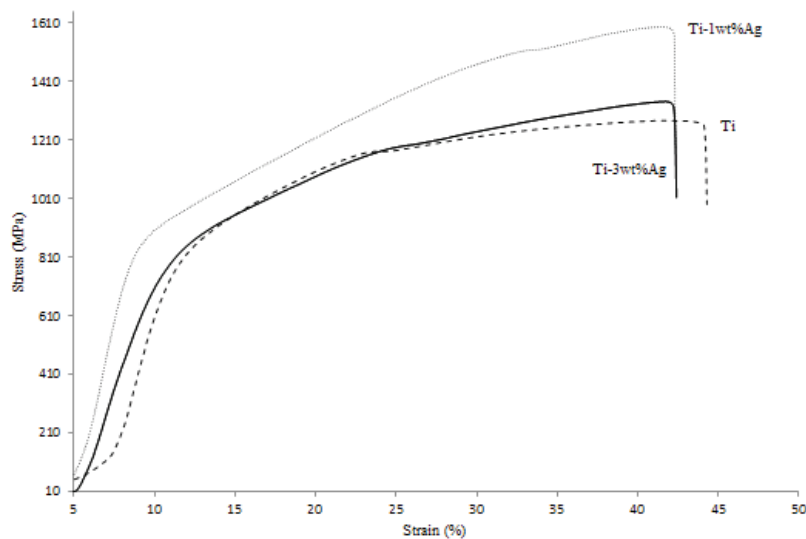
شکل ۶. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره SPS شده: (الف و ب) دمای ۸۵۰ °C و فشار ۱۰ MPa، (ج و د) دمای ۸۵۰ °C و فشار ۳۰ MPa، (ه و و) دمای ۹۰۰ °C و فشار ۱۰ MPa، (ز و ح) دمای ۹۰۰ °C و فشار ۳۰ MPa.



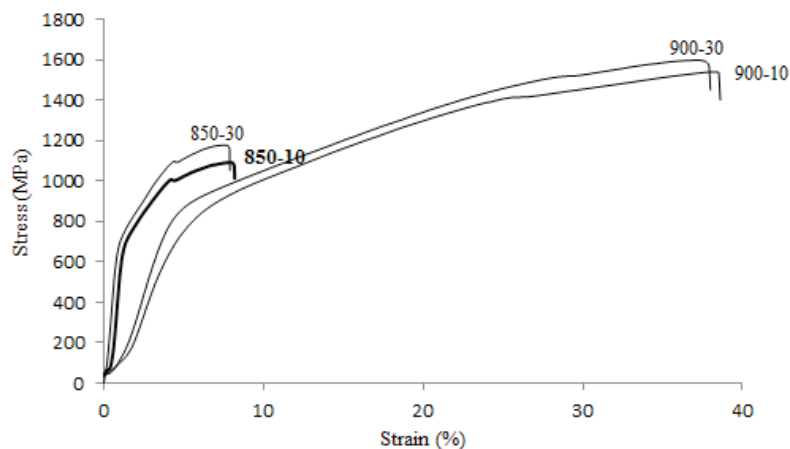
شکل ۷. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی از نمونه‌های حاوی ۳ درصد نقره، SPS شده در (الف و ب) دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa، (ج و د) دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۳۰ MPa، (ه و و) دمای  $900^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa، (ز و ح) دمای  $900^{\circ}\text{C}$  و فشار ۳۰ MPa.



شکل ۸. نتایج آزمایش سختی سنجی تیتانیوم و آلیاژهای تیتانیوم-نقره در نمونه‌های SPS شده.



شکل ۹. نمودار تنش- کرنش مهندسی قطعات ساخته شده به روش SPS.



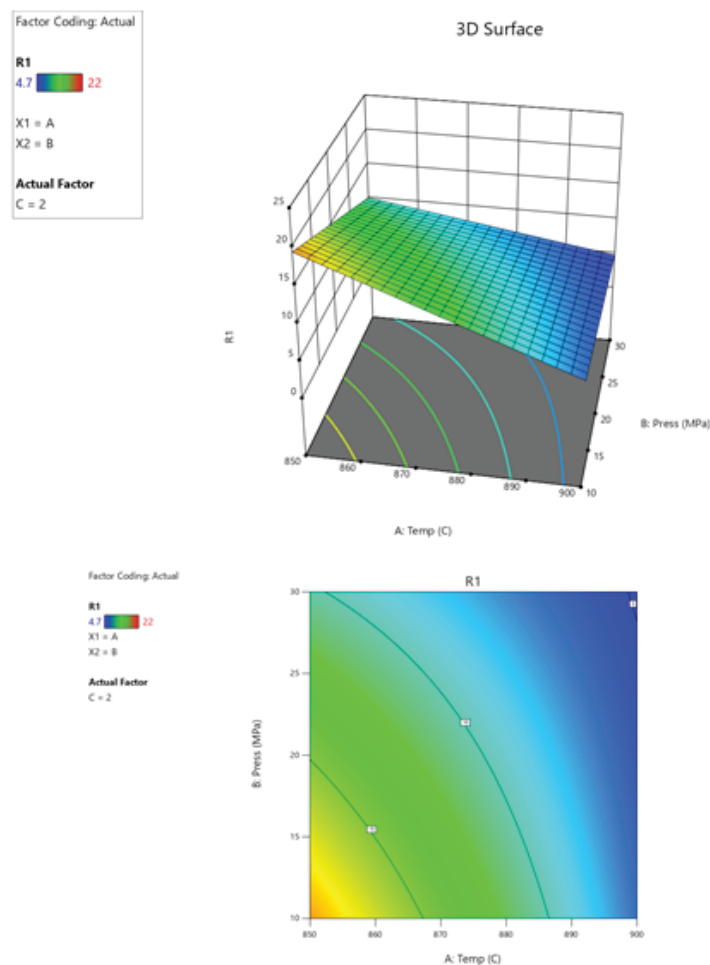
شکل ۱۰. نمودار تنش- کرنش مهندسی نمونه‌های حاوی ۱ درصد نقره و SPS شده تحت شرایط دما و فشارهای مختلف.

طبق جدول ۳، هر چه ضریب تعیین (پارامتر  $R^2$ ) به ۱ نزدیک‌تر باشد آن مدل معتبرتر است. با توجه به ارقام  $R^2$  موجود در جدول ۳، مدل 2FI Quadratic نسبت به مدل خطی برای تحلیل و ارزیابی نتایج مناسب‌تر می‌باشد.

نقره، با استفاده از نرم‌افزار Design Expert، مدلی پیشنهاد گردید و نتایج ارزیابی و تحلیل شد. در ابتدا، نتایج مربوط به درصد تخلخل ارزیابی شده است و پس از رسم نمودارها، تحلیل نتایج مربوط به اندازه تخلخل‌ها آورده شده است.

جدول ۳. مدل پیشنهاد شده توسط نرم افزار Expert Design.

Source	Sequential p-value	Lack of Fit p-value	Adjusted R <sup>2</sup>	Predicted R <sup>2</sup>
Linear	0.0319		0.7664	0.4661
2 FI Quadratic	0.0147		0.9999	0.9989
				Suggested
				Aliased



شکل ۱۱. منحنی سه بعدی تغییرات درصد تخلخل با فشار و دما.

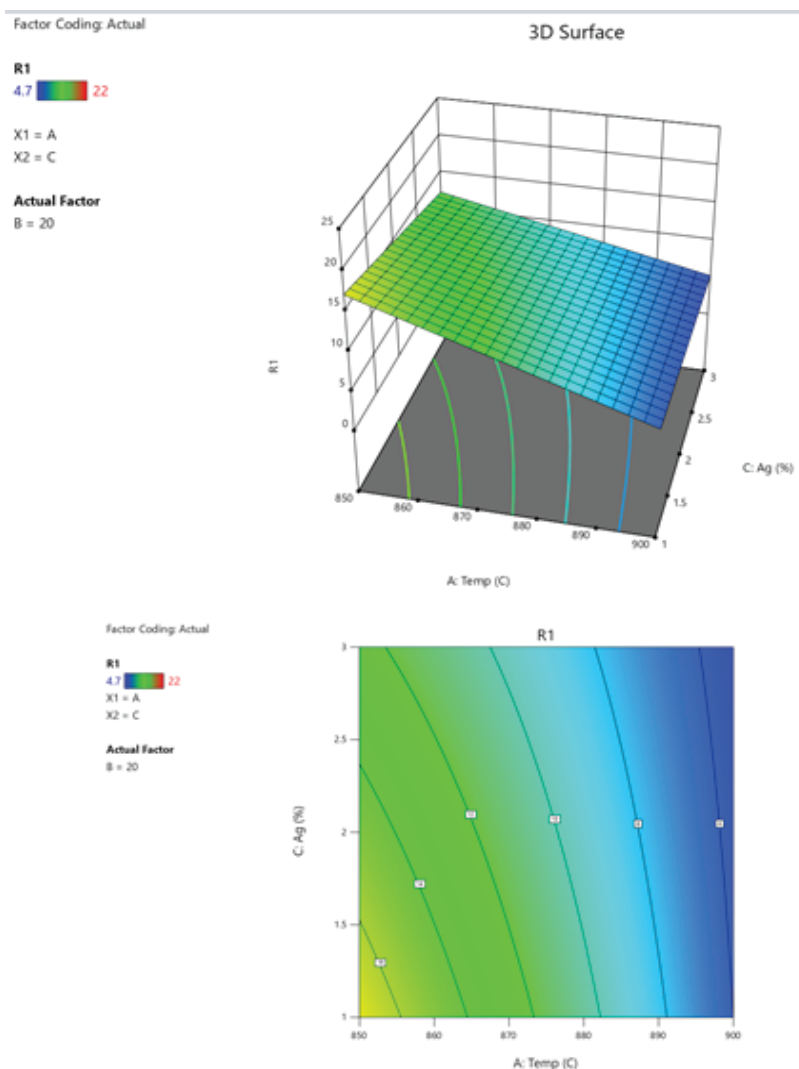
Expert آورده شده است. برای یک متغیر، هرچقدر پارامتر p-value کمتر از ۰/۰۵ باشد تأثیر آن متغیر بیشتر است. در واقع اگر مقدار p-value کمتر یا مساوی ۰/۰۵ باشد می توان با ۹۵٪ اطمینان گفت آن پارامتر در نتیجه اثر دارد. با توجه به اطلاعات به دست آمده از جدول ۴ و مقادیر p-value، مشخص است که تأثیر پارامترهای دما و فشار بر درصد تخلخل بسیار بیشتر از درصد نقره است. همچنین، برهمکنش بین پارامترهای دما - فشار (AB) و نیز دما - درصد نقره (AC) هم بر پاسخ اثر می گذارد. اما برهمکنش بین پارامتر فشار - درصد نقره (BC) بی تأثیر است.

مهم ترین هدف در روش رویه پاسخ، تعیین و بررسی اثرات پارامترها به صورت جداگانه و همزمان است. زیرا تعیین اثر پارامترها، یکی از ابزارهای قدرتمند جهت ارزیابی نتایج حاصل از آزمایش ها است. به کمک این نتایج می توان پارامترهایی را که بیشترین تأثیر را در پاسخ دارند، شناسایی نمود و سطوح بهینه را جهت دستیابی به پاسخ مطلوب تعیین کرد. به همین منظور، در این قسمت، نمودارهای اثرات پارامترها مورد بررسی قرار گرفته است [۲۵].

در جدول ۴، مقادیر پارامتر p-value در سه حالت (A) دما، (B) فشار و (C) درصد نقره، با استفاده از نرم افزار Design

جدول ۴. تعیین درجه‌ی تأثیرگذاری متغیرها در ایجاد تخلخل به دست آمده از روش SPS.

Source	Sum of Squares	df	Mean Square	F-value	p-value	
Model	280.73	6	46.79	9357.67	0.0079	significant
A-Temp	169.28	1	169.28	33856.00	0.0035	
B-Press	59.41	1	59.41	11881.00	0.0058	
C-Ag	14.58	1	14.58	2916.00	0.0118	
AB	28.88	1	28.88	5776.00	0.0084	
AC	8.41	1	8.41	1681.00	0.0155	
BC	0.1800	1	0.1800	36.00	0.1051	
Residual	0.0050	1	0.0050			
Total	280.73	7				

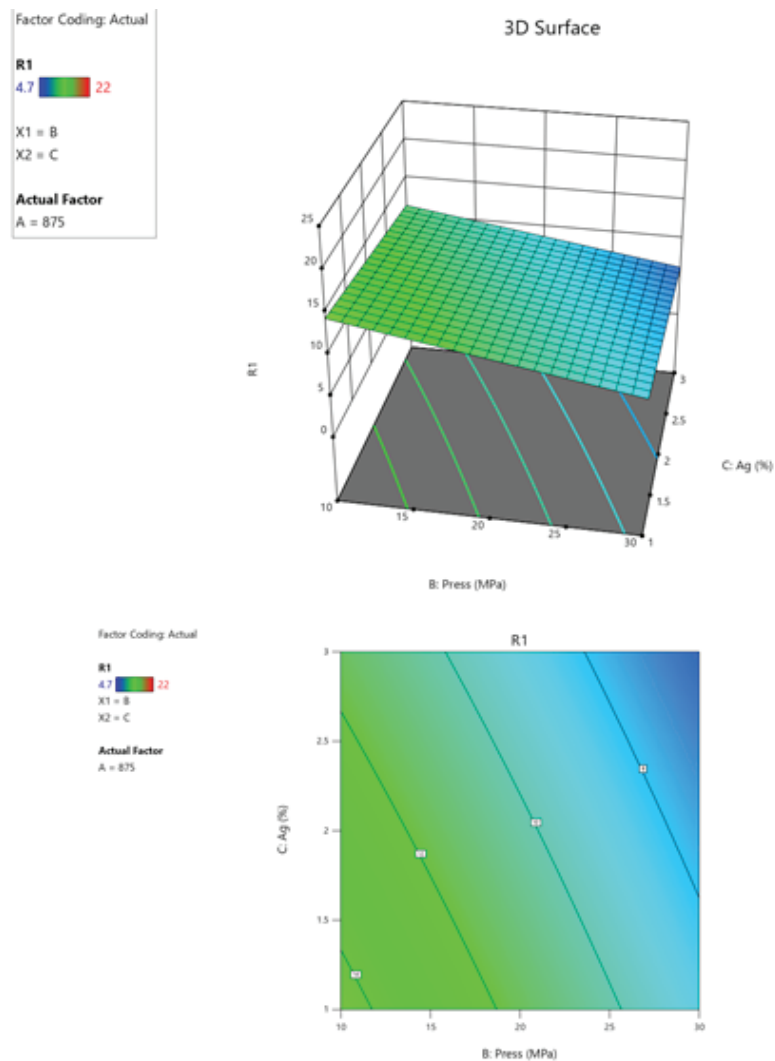


شکل ۱۲. منحنی سه‌بعدی تغییرات درصد تخلخل با دما و درصد نقره

تخلخل افزایش می‌یابد؛ اما کاهش دما در ایجاد تخلخل بیشتر تأثیرگذار است، زیرا شیب منحنی دمایی بیشتر است. اما افزایش یا کاهش درصد نقره بر ایجاد تخلخل بی‌تأثیر است.

در ادامه، منحنی‌های سه‌بعدی تغییرات فشار، دما و درصد نقره در شکل‌های ۱۱ تا ۱۳ آورده شده است. همان‌طور که در این شکل‌ها ملاحظه می‌شود، با کاهش دما و فشار، درصد





شکل ۱۳. منحنی سه‌بعدی تغییرات درصد تخلخل با فشار و درصد نقره.

۳. استحکام فشاری نمونه حاوی ۱ درصد نقره که در دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa ساخته شده است به استحکام استخوان فک، که هدف این پژوهش است، نزدیک‌تر می‌باشد.

۴. داده‌های آماری و مدل‌سازی در نرم‌افزار Design Expert نشان می‌دهد که با کاهش دما و فشار، درصد تخلخل افزایش می‌یابد؛ اما کاهش دما در ایجاد تخلخل تأثیرگذارتر است. اما افزایش یا کاهش درصد نقره بر ایجاد تخلخل بی‌تأثیر است. با توجه به نمودارهای سه بعدی می‌توان نتیجه گرفت که بهترین پاسخ، یا در واقع بیشترین تخلخل، با حفظ خواص مکانیکی، در دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa و ۱ درصد نقره حاصل شده است.

با توجه به این نمودارها، می‌توان نتیجه گرفت که بهترین پاسخ یا در واقع بیشترین تخلخل، در دمای  $850^{\circ}\text{C}$  و فشار ۱۰ MPa و ۱ درصد نقره حاصل شده است.

#### ۴. نتیجه‌گیری

۱. در قطعات تولید شده به روش SPS، فاز اکسیدی و نامطلوب مشاهده نشد. همچنین، نسبت به روش‌های متداول تفجوشی تیتانیوم، به علت حضور نقره و نیز استفاده از روش SPS، دما و زمان ساخت کاهش چشمگیری داشت. ۲. به دلیل نزدیک بودن شعاع اتمی نقره و تیتانیوم، و همچنین با در نظر گرفتن نزدیک بودن الکترونگاتیویته و ظرفیت این دو عنصر، اختلاط تیتانیوم و نقره منجر به تشکیل محلول جامد جانشینی و در نتیجه افزایش سختی و استحکام می‌شود.

## References

- [۱] هادیان، ا.، هادیان، ا. و هادیان، د.، "دنیای ایمپلنت"، انتشارات نشر آروین، چاپ اول، ۱۳۷۵، ص. ۱۹۳-۲۷۸.
- [2] Pektas, O., "Design and mechanical analysis of a new dental implant that would mimic natural tooth with a periodontal ligament", Master thesis in Mechanical Engineering Department, Middle East Technical University, 2012, pp. 23.
- [3] Kayabasi, O., Yuzbasioğlu, E. and Erzincanlı, F., "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method", Journal of Advances in Engineering Software, vol. 37, no. 10, 2006, pp. 649-658.
- [۴] عمید، ر.، "راهنمای بالینی کاربرد ایمپلنت‌های دندان‌های به همراه معرفی سیستم‌های معرفی شده"، انتشارات شایان نمودار، ۱۳۹۶.
- [5] Medvedev, E., Molotnikov, A., Lapovok, R., Zeller, R., Berner, S., Philippe Habersetzer, P. and Dalla Torre, F., "Microstructure and mechanical properties of Ti-15Zr alloy used as dental implant material", Journal of the Mechanical behavior of biomedical Materials, vol. 62, 2016, pp. 384-398. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.05.008>
- [6] Singh, S., Ramakrishnan, S. and Singh, R., "Material issues in additive manufacturing: A review", Journal of Manufacturing Processes, vol. 25, 2017, pp. 185-200.
- [7] Cordeiro, M.J. and Barão, V.A.R., "Is there scientific evidence favoring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants?", Journal of Materials Science and Engineering, C, vol. 71, 2017, pp. 1201-1215. doi: 10.1016/j.msec.2016.10.025
- [8] Szaraniec, B. and Goryczka, T., "Structure and properties of Ti-Ag alloys produced by powder metallurgy", Journal of Alloys and Compounds, vol. 709, 2017, pp. 464-472.
- [9] Lei, Z., Zhang, H., Zhang, E., You, J., Ma, X. and Bai, X., "Antibacterial activities and biocompatibilities of Ti-Ag alloys prepared by spark plasma sintering and acid etching", Journal of Materials Science and Engineering, vol. 92, 2018, pp. 121-131.
- [10] Takahashi, M., Kikuchi, M., Takada, Y. and Okuno O., "Mechanical properties and microstructures of dental cast Ti-Ag and Ti-Cu alloys", Journal of Dental Materials, vol. 21, 2002, pp. 270-280.
- [11] Oh, K.T., Shim, H.M. and Kim, K.N., "Properties of Titanium-Silver alloys for dental application", Journal of Biomedical Materials Research, vol. 74, 2005, pp. 649- 658.
- [12] Arifin, A., Sulong, A.B., Muhamad, N., Syarif, J. and Ramli, M.I., "Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review", Journal of Materials and Design, vol. 55, 2014, pp.165-175.
- [13] Fella, B.H. and Layrolle, P., "Sol-gel synthesis and characterization of macroporous calcium phosphate bioceramics containing microporosity", Journal of Acta Biomaterialia, vol. 5, no. 2, 2009, pp. 735-742.
- [14] Basalah, A., Shanjani, Y., Esmaili, S. and Toyserkani, E., "Characterizations of additive manufactured porous titanium implants", Journal of Biomedical Materials Research, Part B, vol. 100, no. 7, 2012, pp. 1970-1979.
- [15] Karageorgiou, V. and Kaplan, D., "Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis", Journal of Biomaterials, vol. 26, 2005, pp. 5474-5491.
- [16] Qian M. and Schaffer, G. B., "Sintering of advanced materials", Chapter 13: Sintering of Titanium and its alloys, Queensland, Australia and C. J. Bettles, Monash University, Australia, 2010, pp. 324-355.
- [17] Ayodele, O.O., Shongwe, M.B., Obadele, B.A. and Olubambi, P.A., "Spark plasma sintering of Titanium-based Materials", In: Cavaliere P. (Ed.), Spark Plasma Sintering of Materials. Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-05327-7\\_23](https://doi.org/10.1007/978-3-030-05327-7_23), 2019, pp. 673-701.
- [18] Falodun, O.E., Obadele, B.A., Oke, S.R., Ige, O.O., Olubambi, P.A., Lethabane, M.L. and Bhero, S.W., "Influence of spark plasma sintering on microstructure and wear behaviour of Ti-6Al-4V reinforced with nanosized TiN", Transactions of Non-ferrous Metals Society of China, vol. 28, 2018, pp. 47-54.
- [19] Shi, M., Liu, Sh., Wang, Q., Yang, X. and Zhang, G., "Preparation and properties of Titanium obtained by spark plasma sintering of a Ti powder-fiber mixture", Journal of Materials, vol. 11, 2018, pp. 1-10. doi: 10.3390/ma1122510
- [۲۰] احسانی، ن. و عبدالهی، ع.، "زینترینگ قطعات متالورژی پودر به کمک قوس پلاسما (SPS)"، مجله مهندسی ساخت و تولید ایران، شماره ۴۶، ۱۳۹۲، ص. ۳۵-۴۳.
- [21] Yang, Y.F. and Qian, M., "Spark plasma sintering and hot pressing of titanium and titanium alloys". PP. 219-235, In: Qian, M. and Froes, F.H. (Eds.), Titanium Powder Metallurgy Science, Technology and Applications, Chapter 13, 2015.
- [22] Shi, A., Zhu, C., Fu, S., Wang, R., Qin, G., Chen D., and Zhang, E., "What controls the antibacterial activity of Ti-Ag alloy, Ag ion or TiAg particles?", Journal of Materials Science and Engineering, part C, vol. 109, 2020, 110548.
- [23] Valenza, F., Artini, C., Passerone, A. and Luigia Muolo, M., "ZrB2-SiC/Ti6Al4V joints: Wettability studies using Ag- and Cu-based braze alloys", Journal of Materials Science, vol. 47, 2012, pp. 8439-8449.
- [24] Callister, W.D., and Rethwisch, D.G., "Materials Science and Engineering, an Introduction", 9th ed., John Wiley, 2014, Chapter 7, pp. 196.
- [۲۵] حقیقی، ف.، کریمی، ش.، سجادی، ز. و طالب پور، ز. ۱۳۹۲. "آشنایی با نرم‌افزارهای کاربردی در علم شیمی". هشتمین سمینار آموزش شیمی ایران، دانشکده شیمی، دانشگاه سمنان، شهریورماه.