



طراحی و شبیه‌سازی ایمپلنت ساختار متخلخل به کمک کامپیوتر، با استفاده از حداقل سطوح با تناوب سه‌گانه

مهدي سرکاري¹، صادق رحمتي^{2*}، محمد نیکخو³

1- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم تحقیقات، تهران

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم تحقیقات، تهران

3- استادیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم تحقیقات، تهران

* تهران، صندوق پستی 1477893855، srahmati@srbiau.ac.ir

چکیده

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 6 آبان 1399

داوری اولیه: 12 آذر 1399

پذیرش: 16 دی 1399

کلیدواژگان:

حداقل سطوح تناوب سه‌گانه

ساخت افزایشی

ایمپلنت متخلخل

روش اجزا محدود

در این تحقیق مزایای ایمپلنت متخلخل نسبت به ایمپلنت رایج به منظور اعمال یک نوع تخلخل خاص مورد بررسی قرار گرفته است. استفاده از حداقل سطوح با تناوب سه‌گانه در طراحی ایمپلنت متخلخل به دلیل منحنی شکل بودن آن پتانسیل بالایی در طراحی سازه‌های متغیر هم از لحاظ مورفولوژی و هم از لحاظ تراکم نسبی با توجه به معادلات ساختاری ضمنی آن ایجاد می‌کند. معادلات حداقل سطوح تناوب سه‌گانه با استفاده پلاگین گرس هاپر حل می‌شود و در نتیجه سطح یک سلول واحد برای طراحی ساختار متخلخل بدست می‌آید. یک ایمپلنت رایج دندان و دو ایمپلنت متخلخل دندان با تخلخل 54% و 65% بر اساس استاندارد ITI از کاتالوگ شرکت استرومن الگوبرداری شده است. در بارگذاری استاتیکی و دینامیکی نیروها در سه جهت مختلف بر اساس مبانی بیومکانیک به ایمپلنت وارد شد. نتایج نشان داد که پس از کاشت ایمپلنت‌های دندانی مقدار بیشینه تنش در ایمپلنت‌های متخلخل نسبت به ایمپلنت رایج افزایش می‌یابد به طوری که از 31/82 به 98/93 مگاپاسکال در ثانیه پنجم افزایش پیدا کرد. در ایمپلنت‌های متخلخل میزان توزیع تنش در استخوان اسفنجی نسبت به ایمپلنت رایج افزایش پیدا می‌کند. با متخلخل کردن ایمپلنت‌های دندانی می‌توان با پدیده سپر تنشی مقابله کرد. در این پدیده، ایمپلنت به علت داشتن استحکامی به مراتب بیشتر از استخوان، مانع از انتقال تنش به استخوان می‌شود که نتیجه آن ضعیف شدن استخوان در ناحیه کاشت ایمپلنت است. با اعمال تخلخل و با بکارگیری حداقل سطوح تناوب سه‌گانه در طراحی ایمپلنت، باعث توزیع تنش بیشتر در استخوان اسفنجی می‌گردد.

Computer-aided Porous Structure Implant Design and Analysis, using Triply Periodic Minimal Surface

Mahdi Sarkari¹, Sadegh Rahmati^{2*}, Mohammad Nikkho²

1- Department of Mechanical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2- Department of Medical Science and Technology, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

* P.O.B. 1477893855 Tehran, Iran, srahmati@srbiau.ac.ir

Article Information

Original Research Paper
Received: 28 October 2020
First Decision: 3 December 2020
Accepted: 6 January 2021

Keywords:

Triply Periodic Minimal Surface
Additive Manufacturing
Porous Implant
Finite Element Method

Abstract

In this study, the advantages of porous implants compared to conventional implants in order to apply a specific type of porosity to the implant most were investigated. The use of Triply Periodic Minimal Surface (TPMS) in porous implant design due to its curvature has a high potential in designing variable structures both morphologically and in relative density with respect to its implicit structural equations. The equations of Triply periodic minimal surface are solved using the Grasshopper plugin, as a result, the surface of a unit cell is obtained to design porous structure. One common dental implant and two porous dental implants with 54% and 65% porosity are modeled on Straumann's catalog according to ITI standard. In static and dynamic loading, forces were inserted into the implant in three different directions according to biomechanical principles. The results showed that after implantation of dental implants, the maximum amount of stress increased in the porous implants compared to the conventional implants so that it increased from 31.82 to 98.93 MPa in the fifth second. And in porous implants, stress distribution in the cancellous bone is increased compared to the conventional implant. Stress Shielding can be counteracted by porosity of dental implants. In this phenomenon, the implant, due to its much greater strength than the bone, prevents the transfer of stress to the bone, which results in weakening of the bone around the implant. By applying porosity and applying the TPMS to the implant. Stress distribution increase in the cancellous bone.

1- مقدمه

افزودنی، امکان ساخت ایمپلنت متخلخل را فراهم می‌سازد.

طراحی و شبیه‌سازی به کمک کامپیوتر و فناوری ساخت استفاده از روش ساخت افزودنی موجب می‌شود تا با کمک یک

Please cite this article using:

M. Sarkari, S. Rahmati, M. Nikkho, Computer-aided Porous Structure Implant Design and Analysis, using Triply Periodic Minimal Surface, Iranian Journal of Manufacturing Engineering, Vol. 8, No. 1, pp. 46- 54, 2021(in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

ترکیب بین فلزی Fe-Ti با اندازه 4 نانومتر باعث افزایش خواص مکانیکی ایمپلنت می‌شود، همچنین این ایمپلنت که با فناوری ساخت افزایشی پرتو الکترونی ساخته شده است، مدول الاستیسیته مشابه ای با استخوان انسان دارد [5].

لی و همکاران با استفاده از تیتانیوم Ti6Al4V ایمپلنتی شبیه به ساختار لانه زنبوری، به این معنی که دارای تخلخل بسیار زیاد هست، با استفاده از روش لایه به لایه فلزی توسط فرآیند ذوب با پرتو الکترونی² به‌طور موفقیت‌آمیز ساختند. استحکام فشاری ایمپلنت با تخلخل پذیری 66 درصد به مقدار 166 مگاپاسکال تخمین زده شد. مدول یانگ قطعه متخلخل حدود 2/5 مگاپاسکال است که نزدیک به خواص استخوان انسان می‌باشد [6].

ومسی کریشنا بالا و همکاران ساختار متخلخل از جنس تانتالوم برای ساخت ایمپلنت استخوان با تخلخل پذیری 27% تا 55% به‌صورت موفقیت‌آمیز با استفاده از ساختند. نتایج آزمایش نشان داد که این فرآیند برای تولید ایمپلنت تانتالوم با تخلخل پذیری طراحی شده است. مدول یانگ آن در نرخ 20-2 گیگاپاسکال و در 100-746 گیگاپاسکال طراحی شد. خواص مکانیکی ایمپلنت تانتالوم متخلخل که بر اساس فرآیند لیزر ساخته شده است، بسیار شبیه به خواص استخوان انسان می‌باشد [7].

ناویا و همکاران تیتانیوم خالص تجاری به‌طور موفقیت‌آمیز برای ساخت نمونه اولیه متخلخل دندان مصنوعی مورد بررسی قرار دادند. نتایج حاصل از کشت سلولی رضایت بخش بوده است. نمونه ایمپلنت‌دندانی با استفاده از چاپ سه بعدی با موفقیت انجام شده است، و نشان داده است که دارای مدول الاستیک با مقدار 4/8-13/2 گیگاپاسکال می‌باشد. این مدول الاستیک، کمتر از مدول الاستیک تیتانیوم مرسوم می‌باشد. این روش ساخت امکان تغییر خواص مکانیکی برای سازگاری با استخوان را می‌دهد [8].

تانگچی و همکاران یک داربست با استفاده از فناوری ذوب منتخب با لیزر³ ساختند و تاثیر اندازه منافذ بر روی رشد استخوان موش را بررسی کردند، ایمپلنت‌های متخلخل تیتانیومی با اندازه منافذ 600 میکرون به‌طور قابل توجهی پایدارتر از ایمپلنت‌هایی با منافذی به اندازه 900 و 300 میکرون می‌باشد، در ایمپلنت‌های 300 میکرونی قابلیت رشد استخوان در داخل آن، قابل مقایسه با ایمپلنت‌های 600 و 900 میکرونی

مدل طراحی شده در نرم‌افزار و یا تصویربرداری سه بعدی که به‌طور دقیق آناتومی بدن بیمار را نشان می‌دهد، ساخت ایمپلنت متخلخل انجام شود. همچنین این فناوری قادر به ساخت و تولید مستقیم مدل سه بعدی حاصل از طراحی می‌باشد.

یکی از راه‌های کاهش اختلاف بین خواص استخوان و ایمپلنت دندان انطباق دادن خواص مکانیکی و سفتی است. با اعمال تخلخل در ایمپلنت دندان با استفاده از فناوری ساخت افزودنی مدول الاستیک ماده کاهش می‌یابد و به استخوان نزدیک‌تر می‌گردد. دندان‌ها دائماً تحت اعمال نیرو می‌باشند و با قراردادن جسمی خارجی در بدن که دارای استحکامی بسیار بیشتر از استخوان است، این جسم خارجی با جذب عمده استرس مانع از انتقال و توزیع نیرو به استخوان‌های مجاور می‌شود که نتیجه آن ضعیف شدن استخوان در اطراف ایمپلنت می‌باشد [1].

منتظریان و همکاران با استفاده از روش عددی مطالعات گسترده‌ای را بر روی 240 سلول واحد از حداقل سطوح تناوب سه‌گانه انجام دادند، (شامل 10 حجم متفاوت از 24 سطح انتخاب شده). تا نقش پارامتر اندازه منافذ با مقاومت در برابر شکست، نفوذپذیری و استحکام بدست آید. نتایج روش عددی نشان داد که دو سلول واحد بالاترین خواص الاستیک و در عین حال نفوذ پذیری مناسب دارند [2]. خجا و همکاران ایمپلنت متخلخل بخشی از جمجمه از دست رفته یک بیمار را به روش فناوری ساخت افزودنی تولید کردند و در بدن بیمار قرار دادند. در تولید این ایمپلنت از یک الگو تصادفی در تخلخل آن بهره بردند که در نتیجه باعث سازگاری بیشتری نسبت به الگو هاشورزنی شد [3].

فنچین و همکاران از طریق تئوری زیست پزشکی دریافتند که ساختار متخلخل با اندازه منافذ 500 میکرون و تخلخل پذیری 84%~48% می‌تواند برای بازسازی استخوان بهتر باشد. طراحی ساختار ایمپلنت مطابق با الزامات طراحی با توجه به شرایط مختلف استخوان می‌باشد، اما اتصال گردن و اطراف آن باید با چگالی بالا برای محدود کردن میزان سپر تنشی و بهبود شرایط استحکام و سختی ایمپلنت، طراحی شود [4].

یونگ و همکاران مشخصات مکانیکی و میکروساختاری- ایمپلنت‌های تیتانیومی با تخلخل‌های مختلف که با استفاده از فناوری ساخت افزایشی پرتو الکترونی¹ ساخته شده است را مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان داد که ایمپلنت تیتانیوم با تخلخل پذیری 76% یک میکروساختار با اندازه دانه 4 میکرومتر و

² Electron Beam Melting (EBM)

³ Selective laser Melting (SLM)

¹ Electron Beam Additive Manufacturing (EBAM)

برای ایجاد چند ضلعی برای سطح ضمنی است. اگر مقدار $\phi(r)$ در گوشه‌های مکعب منفی و مثبت باشد، سپس TPMS در داخل مکعب قرار می‌گیرد.

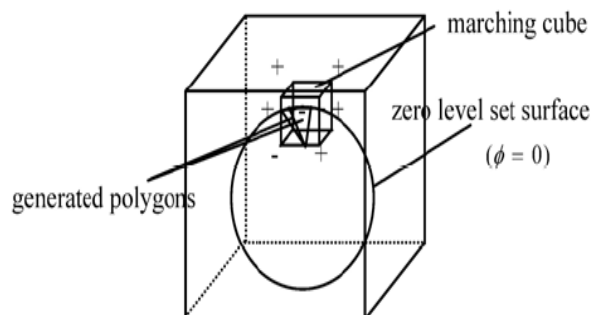


Fig. 1 Schematic diagram of Cube Marching Algorithm

شکل 1 نمودار شماتیک الگوریتم مارچینگ کیوب [13]

جدول 1 معادله سلول واحدهای مختلف TPMS [13]

Table 1 Cell equation of different units of TPMS

TPMS	Periodic surface model
P	$\phi(\mathbf{r}) = \cos(X) + \cos(Y) + \cos(Z) = 0$
D	$\phi(\mathbf{r}) = \cos(X)\cos(Y)\cos(Z) - \sin(X)\sin(Y)\sin(Z) = 0$
G	$\phi(\mathbf{r}) = \sin(X)\cos(Y) + \sin(Z)\cos(X) + \sin(Y)\cos(Z) = 0$
I-WP	$\phi(\mathbf{r}) = 2[\cos(X)\cos(Y) + \cos(Y)\cos(Z) + \cos(Z)\cos(X)] - [\cos(2X) + \cos(2Y) + \cos(2Z)] = 0$
F-RD	$\phi(\mathbf{r}) = 4\cos(X)\cos(Y)\cos(Z) - [\cos(2X)\cos(2Y) + \cos(2X)\cos(2Z) + \cos(2Y)\cos(2Z)] = 0$
L	$\phi(\mathbf{r}) = 0.5[\sin(2X)\cos(Y)\sin(Z) + \sin(2Y)\cos(Z)\sin(X) + \sin(2Z)\cos(X)\sin(Y)] - 0.5[\cos(2X)\cos(2Y) + \cos(2Y)\cos(2Z) + \cos(2Z)\cos(2X)] + 0.15 = 0$
Tubular P	$\phi(\mathbf{r}) = 10[\cos(X) + \cos(Y) + \cos(Z)] - 5.1[\cos(X)\cos(Y) + \cos(Y)\cos(Z) + \cos(Z)\cos(X)] - 14.6 = 0$
Tubular G	$\phi(\mathbf{r}) = 10[\cos(X)\sin(Y) + \cos(Y)\sin(Z) + \cos(Z)\sin(X)] - 0.5[\cos(2X)\cos(2Y) + \cos(2Y)\cos(2Z) + \cos(2Z)\cos(2X)] - 14 = 0$
I ₂ -Y**	$\phi(\mathbf{r}) = -2[\sin(2X)\cos(Y)\sin(Z) + \sin(X)\sin(2Y)\cos(Z) + \cos(X)\sin(Y)\sin(2Z)] + \cos(2X)\cos(2Y) + \cos(2Y)\cos(2Z) + \cos(2X)\cos(2Z) = 0$

با به کارگیری معادلات TPMS فضای طراحی به دو یا چند قسمت تقسیم می‌شود که در نتیجه منجر به ساختار متخلخل باز دوره‌ای با مفاصل و انحنای صاف می‌شود. TPMS پتانسیل بالایی در طراحی سازه‌های متغییر هم از لحاظ مورفولوژی و هم از لحاظ تراکم نسبی با توجه به معادلات ساختاری ضمنی آن دارد، تعریف کلی سطوح حداقل در رابطه (1) آمده است. تراکم

نیست، به دلیل اینکه استحکام فشاری و قابلیت پایداری بالا را در مدت زمان کوتاه فراهم می‌کند [9].

شرکت زیمر ایمپلنت‌های متخلخل دندان از جنس تانتالوم با آرایش نامنظم ساخته است. با توجه به اینکه مدول الاستیک تانتالوم نزدیک به مدول الاستیک استخوان است مقاومت کمی را در بارگذاری از خود نشان می‌دهد [10]. در پژوهش جاری، استفاده از حداقل سطوح تناوب سه‌گانه در آرایش تخلخل می‌توان ایمپلنت متخلخل یکپارچه تیتانیوم ساخت. زیرا نسبت سطح به حجم بالا باعث کاهش وزن سازه و افزایش استحکام می‌شود که در ساخت ایمپلنت بسیار حائز اهمیت است از طرفی باعث افزایش نفوذپذیری در مقایسه با ساختارهای مشبک می‌شود [11] و باعث جوش خوردگی بهتر استخوان اسفنجی به ایمپلنت می‌شود. ابتدا یک سلول واحد برای ایجاد تخلخل در پلاگین گرس هاپر از نرم‌افزار راینو¹ طراحی شده است یک ایمپلنت رایج دندان و دو ایمپلنت متخلخل دندان با تخلخل 54% و 65% با نرم‌افزار آباکوس مورد تحلیل قرار گرفت تا ایده اصلی طراحی بهینه ایمپلنت متخلخل نسبت به ایمپلنت رایج بدست آید.

1-1- حداقل سطوح با تناوب سه‌گانه (TPMS²)

سطح حداقل، سطحی است که با هدف به حداقل رساندن منطقه قرارگیری آن طراحی می‌شود. جذابیت آنها هنگامی است که ساختار بلوری داشته باشند. به معنای تکرار خود در سه بعد، به عبارت دیگر تناوب سه‌گانه داشته باشند [12]. حداقل سطوح با تناوب سه‌گانه از واحدهای اساسی ساخته شده است که در زیر شاخه کریستالوگرافی قرار گرفته‌اند. در حداقل سطوح تناوب سه‌گانه، دامنه به یک سلول واحد محدود می‌شوند که ساختار آن به صورت دوره‌ای تکرار می‌شوند.

همان‌طور که در شکل 1 مشاهده می‌شود، Γ در سطح صفر نمایش داده شده است. تابع Γ در سلول واحد به دو فاز تقسیم شده است. برای تعریف نواحی، $\phi(r) \leq 0$ فاز 1 و $\phi(r) > 0$ فاز 2 در نظر گرفته شده است. برای طراحی سطح مش TPMS از تابع Γ میبایست سطح صفر در ϕ را در نظر گرفت. معادلات سطوح مختلف TPMS در جدول 1 نمایش داده شده‌اند. این معادلات از ترکیب الگوریتم مارچینگ کیوب و مش اسموفینگ برای استخراج سطح صفر تابع Γ استفاده می‌شود. این روش قوی و سریع است زیرا از یک الگوریتم منطقی پایدار و مبتنی بر الگوریتم مارچینگ معروف استفاده می‌کند که رایج‌ترین تکنیک

¹ Rhino

² Triply Periodic Minimal Surface

آید. پلاگین گرس هاپر یک زبان برنامه نویسی گرافیکی می‌باشد که بیشتر در حوزه معماری برای طراحی سازه‌های پیچیده استفاده می‌شود. در این پلاگین، با مشخص کردن تعداد نقاط در شرایط مرزی مشخص شده، موقعیت نقاط را در معادله P قرار می‌دهد، اگر معادله برابر صفر شد نقطه را ثبت می‌کند. نقاط ثبت شده به هم متصل کرده و سطح سلول واحد را تشکیل می‌دهد. پس از رسم یک سلول واحد می‌توان آن را به صورت استوانه‌ای شکل مطابق با سطح مقطع ایمپلنت گسترش داد و یک آرایش متخلخل بدست آورد.

در ایمپلنت متخلخل 54%، یک ستون کمکی در وسط آرایش تخلخل قرار می‌گیرد [2, 14] و در ایمپلنت متخلخل 65% دارای یک آرایش کامل تخلخل مطابق شکل 2 می‌باشد. فک انسان متشکل از استخوان متراکم و استخوان اسفنجی می‌باشد. به دلیل پیچیدگی در طراحی ایمپلنت متخلخل، استخوان متراکم و استخوان اسفنجی را به صورت مکعب مستطیل، در جهت ساده سازی تحلیل المان محدود در نظر گرفته شده است [15].

از چهار بخش موجود طراحی شده در این پروژه خواص مکانیکی فیکسچر و اباتمنت نیز با مدول الاستیک هوک با در نظر گرفتن مدول یانگ و ضریب پواسون مدلسازی شده اند که در جدول 2 مشخصات آن نمایش داده شده است. استخوان یک ماده نرم و ویسکوالاستیک است و تحمل آن بستگی به چگالی و میزان مواد معدنی آن دارد. با این حال در تحلیل‌های عددی، می‌توان استخوان را یک ماده ایزوتروپیک و الاستیک غیر خطی در نظر گرفت. خواص مکانیکی استخوان متراکم و اسفنجی فک پایین به صورت الاستیک با ضرایب مهندسی مدل گردیده که در راستاهای مختلف دارای خواص مکانیکی متفاوتی می‌باشند (جدول 3).

مییوکی³ و همکارانش [15] تحقیقات بیومکانیکی بر روی ایمپلنت دندان مولر فک پایین انجام دادند و خستگی و طول عمر ایمپلنت را به صورت المان محدود بر اساس یک الگو جویدن انجام دادند و با نتایج کلینیکالی بررسی و به آن اعتبار بخشیدند. در این تحقیق نیز شرایط مرزی برای انجام تحلیل ایمپلنت دندانی بر مبنای الگو جویدن مطابق شکل 3 در نظر گرفته شده است [15]. این بارگذاری به صورت دینامیکی و استاتیکی در مدت زمان 5 ثانیه به اباتمنت اعمال شده است. در شرایط استاتیکی نیرو در جهت لینگوال⁴ 17/1⁴ نیوتن، در جهت

نسبی برای هر توپولوژی با تغییرات مقدار C قابل کنترل است. در حالتی که تعریف معادلات سطوح حداقل به شکل $\varphi = C$ در نظر گرفته می‌شود.

$$\varphi(r) = \sum_{l=1}^L \sum_{m=1}^M \mu_{lm} \cos(2\pi k_l (P_m^T \cdot r)) \quad (1)$$

که برای هر ساختار خاص TPMS: K_l پارامتر مقیاس، $P_m = [a_m, b_m, c_m]^T$ یک بردار پایه است که بیانگر یک صفحه پایه را در فضای سه بعدی نشان می‌دهد. $r = [x, y, z]^T$ بردار مکان با مختصات همگن و μ_{lm} زمان پرئودیک هستند. شکل 2 معادلات سلول واحدهای بدست آمده از رابطه (1) را نشان می‌دهد که $X = 2\pi x, Y = 2\pi y, Z = 2\pi z$ است [13].

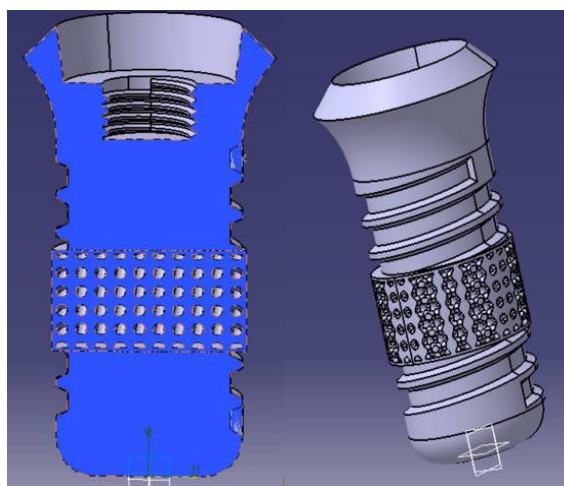


Fig. 2 Full and section view of porous implant (65%)

شکل 2 نمای کامل و برش خورده ایمپلنت متخلخل 65 درصد

2- طراحی و شبیه‌سازی ایمپلنت متخلخل

در این پژوهش به منظور طراحی ایمپلنت متخلخل و ایمپلنت معمولی، سه طرح مورد بررسی قرار گرفته است. تنش تماس بین ایمپلنت و استخوان مورد تحلیل قرار گرفته است که برای ایمپلنت متخلخل استخوان اسفنجی تشکیل شده در فضای توخالی ایمپلنت و برای ایمپلنت معمولی اتصال رزوه‌ای بین ایمپلنت و استخوان اسفنجی می‌باشد. ابتدا ایمپلنت بر اساس استاندارد ITI از کاتالوگ مربوط به شرکت استرومن¹ جهت الگو برای طراحی استفاده شده است. با توجه به اینکه سلول واحد P دارای استحکام و نفوذپذیری بالا است رشد استخوانی بهتری در فضای توخالی آرایش متخلخل دارد [4]. برای طراحی ایمپلنت متخلخل ابتدا باید معادله سلول واحد P در پلاگین نرم افزاری راینو (گرس هاپر²) را حل کرد و سلول واحد مورد نظر بدست

³ Miyuki Omori

⁴ lingual

¹ Straumann
² Grasshopper

طور کامل در فضای توخالی ایمپلنت متخلخل رشد کرده است. تماس زیاد و پیچیده‌ای بین ایمپلنت متخلخل و استخوان اسفنجی ایجاد می‌شود که لازم است از روش حل صریح⁴ استفاده شود.

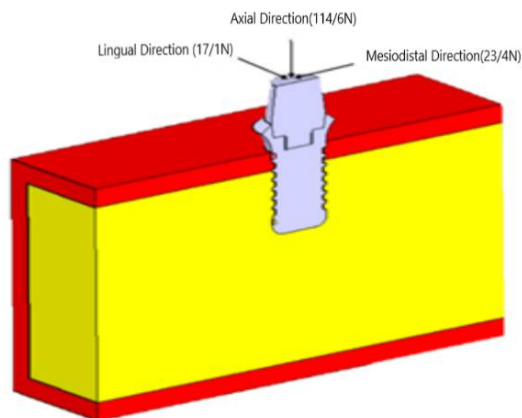


Fig. 4 Implant loading in the lingual direction, Mesiodistal and Axial direction

شکل 4 نحوه بارگذاری ایمپلنت در جهت زبانی، جهت مزیدال دیستال و جهت محور

برای حل این مدل بخش‌های استخوان‌های اسفنجی و متراکم، فیکسچر متخلخل و اباتمنت به صورت مجزا المان بندی شده اند و همه المان‌های در نظر گرفته شده برای تمام بخش‌ها 3D stress می‌باشد. به دلیل شکل پیچیده و غیر ساختاری بخش متخلخل فیکسچر و استخوان اسفنجی برای المان بندی همه بخش‌ها از مش چهار وجهی آزاد غیرخطی (C3D10) استفاده شده است. همچنین در المان بندی فیکسچر و استخوان‌های فک پایین به دلیل اهمیت بیشتر بخش متخلخل، سطح این بخش پارتیشن⁵ بندی شده است تا با تعیین فاصله و اعداد نودها، امکان المان بندی محلی وجود داشته باشد. نحوه المان بندی ایمپلنت متخلخل 65% حاصل از آن در شکل 5 نمایش داده شده است. برای بررسی استقلال از وابستگی به شبکه، 5 شبکه بندی برای هر ایمپلنت در نظر گرفته شد و مناسبترین اندازه المان با توجه به همگرایی نتایج انتخاب شد. در جداول 4 تا 6 تعداد المان هر مدل به طور مجزا نمایش داده شده است.

3- یافته‌ها و بحث

همان‌طور که در شکل‌های 6 و 7 مشاهده می‌شود بیشترین تنش فون میسز در ایمپلنت متخلخل 65% حدود 150

مزیدال دیستال¹ 23/4 نیوتن، در جهت محوری 114/6 نیوتن اعمال شده و فک در قسمت پایین در تمام جهات فیکس در نظر گرفته شده است. همچنین می‌توان برآیند این سه نیرو را که برابر است با 118/2 نیوتن و با زاویه 75 درجه نسبت به افق، اعمال کرد[15].

جدول 2 خواص مکانیکی اجزای ایمپلنت [15]

Table 2 Mechanical properties of implant components			
Poisson's ratio (ν)	Young's Modulus (GPa)	Density (g/cm ³)	جنس
0/32	110	4/43	اباتمنت
0/32	110	4/43	ایمپلنت

جدول 3 خواص مکانیکی استخوان متراکم و استخوان اسفنجی [15]

Table 3 Mechanical properties of Cortical bone and Cancellous bone		
استخوان اسفنجی (GPa)	استخوان متراکم (GPa)	جنس
0/21	12/7	Ex
1/148	17/9	Ey
1/148	22/8	Ez
0/068	5	Gxy
0/068	5/5	Gxz
0/434	7/4	Gyz
0/055	0/18	ν_{xy}
0/322	0/28	ν_{yz}
0/055	0/31	ν_{xz}

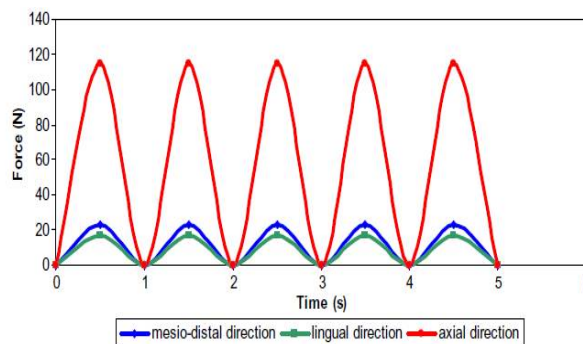


Fig. 3 Dynamic loading in 5 seconds

شکل 3 بارگذاری دینامیکی در 5 ثانیه [15]

در بارگذاری دینامیکی مقدار نیرو در سه جهت تعریف شده بر اساس شکل 4 اعمال شده است. فیکسچر با اباتمنت، استخوان متراکم و استخوان اسفنجی با قید تماس²، استخوان متراکم با استخوان اسفنجی با قید چسب³ به هم متصل شده اند. با توجه به اینکه تحلیل زمانی انجام شده است که استخوان اسفنجی به

¹ Mesiodistal

² Contact

³ Tie

⁴ Explicit

⁵ Partition

متراکم و اسفنجی است، انجام دادند. 5 نوع ایمپلنت با درصد تخلخل‌های متفاوت با یک ایمپلنت معمولی در شرایط بارگذاری یکسان مقایسه شد. در بارگذاری محوری حداکثر تنش فون میسز حدوداً 100 مگاپاسکال و برای ایمپلنت متخلخل 58% 200 مگاپاسکال و برای ایمپلنت متخلخل 62% حدوداً 250 مگاپاسکال بوده است.

پس نتایج نشان داد که حداکثر تنش فون میسز در ایمپلنت معمولی کمتر از ایمپلنت متخلخل است و با افزایش تخلخل در ایمپلنت حداکثر تنش فون میسز افزایش پیدا می‌کند که با نتایج این پژوهش تطابق دارد.

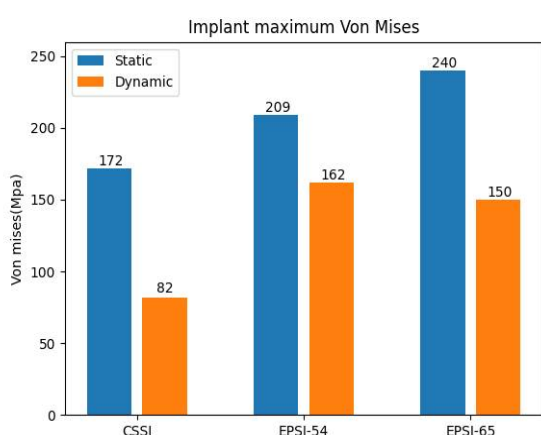


Fig. 6 Maximum implant von Mises stress in static and dynamic loading

شکل 6 حداکثر تنش فون میسز ایمپلنت در بارگذاری‌های استاتیکی و دینامیکی

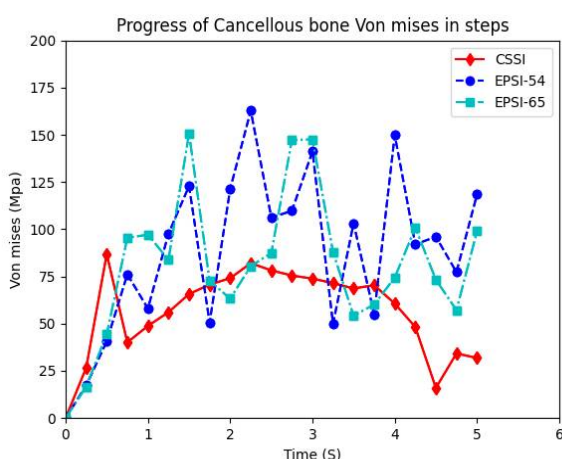


Fig. 7 The trend of changes for the implants von Mises stress in dynamic loading

شکل 7 روند تغییرات تنش فون میسز ایمپلنت‌ها در بارگذاری دینامیکی

نکته قابل توجه این است که ایمپلنت متخلخل 65% که در حالت استاتیکی عملکرد خوبی نداشت در بارگذاری دینامیکی شرایط تقریباً برابری با ایمپلنت متخلخل 54% دارد. همان‌طور که

مگاپاسکال، در ایمپلنت متخلخل 54% حدود 162 مگاپاسکال، و ایمپلنت معمولی حدود 82 مگاپاسکال بدست آمد، پس بیشترین تنش فون میسز در ایمپلنت‌های متخلخل بیشتر از ایمپلنت معمولی است، که این بیشتر قابل پیش‌بینی بود زیرا با بکارگیری تخلخل در ایمپلنت، مقاومت ایمپلنت کاهش می‌یابد.

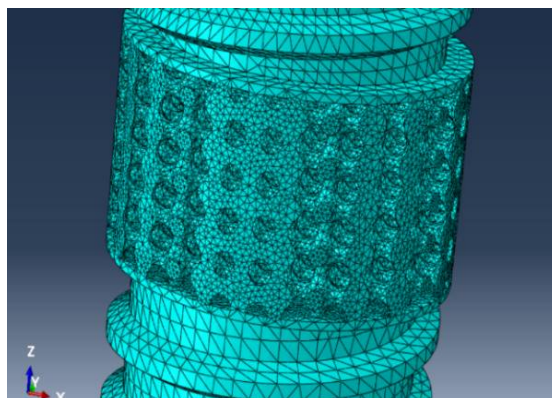


Fig. 5 Mesh porous implant arrangement

شکل 5 المان‌بندی آرایش متخلخل ایمپلنت

جدول 4 تعداد المان برای تحلیل ایمپلنت رایج [15]

Table 3 Number of elements for analysis conventional implant

تعداد المان	مدل
80074	استخوان اسفنجی
16858	استخوان متراکم
43719	اپاتمنت
20851	ایمپلنت

جدول 5 تعداد المان برای تحلیل ایمپلنت متخلخل 54% [15]

Table 4 Number of elements for analysis porous implant 54%

تعداد المان	مدل
838170	استخوان اسفنجی
16858	استخوان متراکم
43719	اپاتمنت
426801	ایمپلنت

جدول 6 تعداد المان برای تحلیل ایمپلنت متخلخل 65% [15]

Table 5 Number of elements for analysis porous implant 65%

تعداد المان	مدل
970816	استخوان اسفنجی
16858	استخوان متراکم
43719	اپاتمنت
453475	ایمپلنت

برای صحت سنجی این موضوع سامرونگ و همکاران [16] تحلیل المان محدود سه بعدی بر روی ایمپلنت‌های متخلخل دندان که بر روی یک بلوک استخوانی که شامل استخوان

باشد. در شکل‌های 14 تا 16 نحوه توزیع تنش در استخوان اسفنجی مشاهده می‌شود.

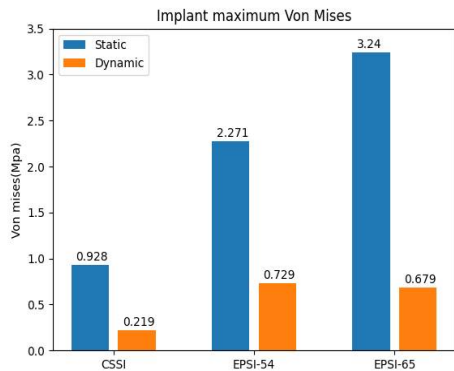


Fig. 10 Maximum von Mises stress for cancellous bone in static and dynamic loading

شکل 10 حداکثر تنش فون‌میسز استخوان اسفنجی در بارگذاری‌های استاتیکی و دینامیکی

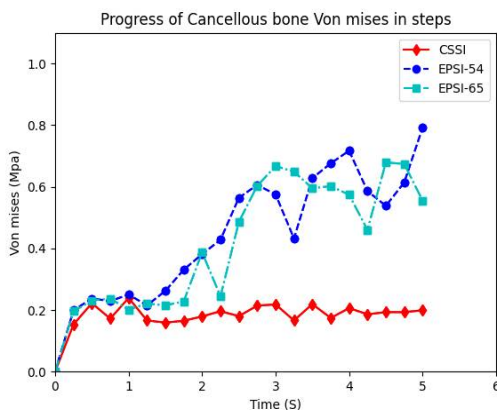


Fig. 11 The trend of changes for the implants von Mises stress in dynamic loading

شکل 11 روند تغییرات تنش فون‌میسز استخوان اسفنجی در بارگذاری دینامیکی

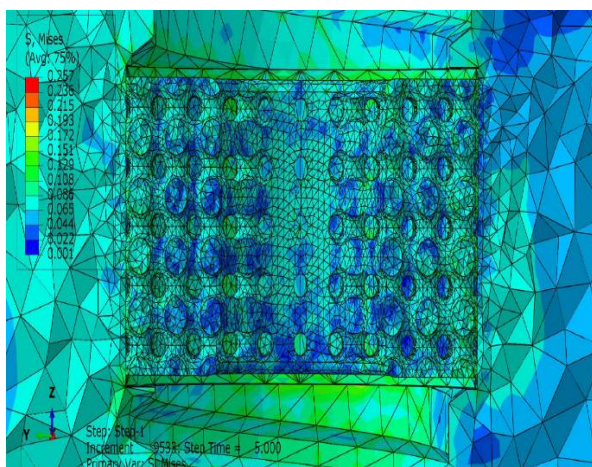


Fig. 12 Stress distribution for the 54% porous part of cancellous bone for dynamic loading of implant (Mpa)

شکل 12 توزیع تنش بخش متخلخل استخوان اسفنجی در شرایط بارگذاری دینامیکی ایمپلنت 54% بر حسب مگاپاسکال

در شکل‌های 8 و 9 مشاهده می‌شود، در بارگذاری دینامیکی تنش‌ها در تمام سلول واحد تقسیم شده‌اند. در صورتی که در ایمپلنت متخلخل 54%، به دلیل وجود ستون کمکی مقاومت ایمپلنت افزایش پیدا کرده و تنش کمتری در سلول واحدهای اطراف آن نسبت به ایمپلنت متخلخل 65 درصد مشاهده می‌شود. همان‌طور که در شکل‌های 10 و 11 مشاهده می‌شود، بیشترین تنش فون‌میسز در استخوان اسفنجی ایمپلنت متخلخل 65% حدود 679 کیلوپاسکال و در ایمپلنت متخلخل 54% حدود 792 کیلوپاسکال و در ایمپلنت معمولی حدود 219 کیلوپاسکال بدست آمد. پس میزان تنش استخوان اسفنجی در شرایط تحلیل ایمپلنت‌های متخلخل نسبت به معمولی افزایش پیدا کرد.

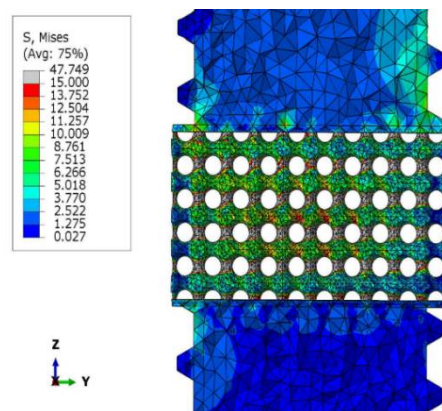


Fig. 8 Stress distribution in the 65% porous implant at the fifth second of loading (Mpa)

شکل 8 نحوه توزیع تنش در ایمپلنت متخلخل 65% در ثانیه پنجم بارگذاری، بر حسب مگاپاسکال

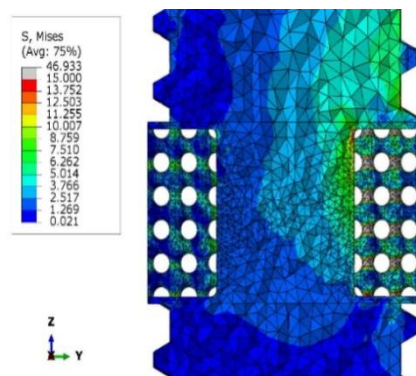


Fig. 9 Stress distribution in the 54% porous implant at the fifth second of loading (Mpa)

شکل 9 نحوه توزیع تنش در ایمپلنت متخلخل 54% در ثانیه پنجم بارگذاری بر حسب مگاپاسکال

در شکل‌های 12 و 13 توزیع تنش از طریق استخوان اسفنجی تشکیل شده در فضای توخالی ایمپلنت مشاهده می‌شود و می‌تواند پل ارتباطی از داخل ایمپلنت به اطراف آن

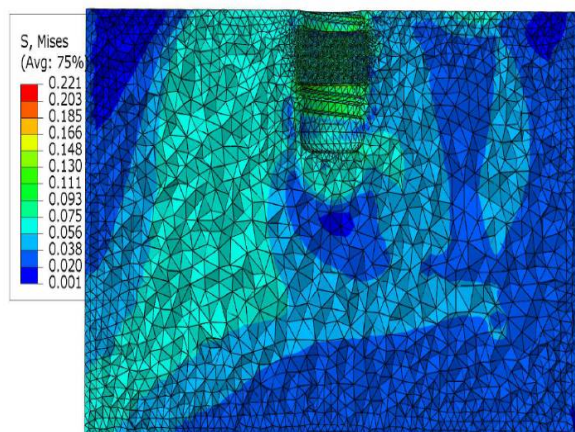


Fig. 16 Cancellous bone stress distribution for 65% porous implant, dynamic loading (MPa)

شکل 16 توزیع تنش استخوان اسفنجی در شرایط بارگذاری دینامیکی ایمپلنت متخلخل 65% بر حسب مگاپاسکال

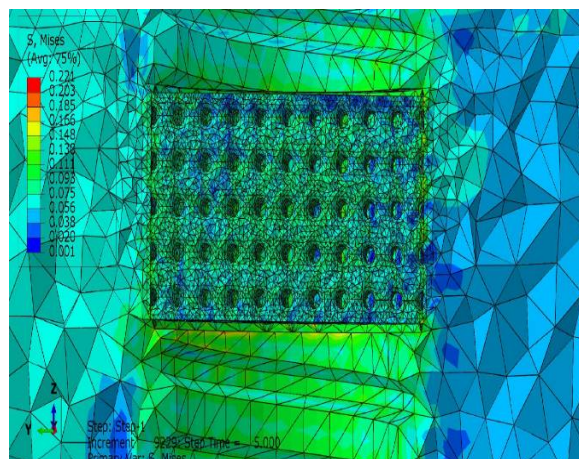


Fig. 13 Stress distribution for the 65% porous part of cancellous bone for dynamic loading of implant (Mpa)

شکل 13 توزیع تنش بخش متخلخل استخوان اسفنجی در شرایط بارگذاری دینامیکی ایمپلنت 65% بر حسب مگاپاسکال

4- نتیجه‌گیری

با توجه به محدودیت‌هایی موجود، به دلیل پیچیدگی در طراحی ایمپلنت متخلخل، استخوان متراکم و استخوان اسفنجی را به صورت مکعب مستطیل در جهت ساده سازی تحلیل المان محدود در نظر گرفته شد، و همچنین به دلیل افزایش و پیچیدگی فصل مشترک بین فیکسچر و استخوان اسفنجی از نوع Standard/Explicit برای حل استفاده شد.

جدول 7 جدول درصد تغییرات تنش فون میسز در ایمپلنت و استخوان اسفنجی

Table 7 Percentage of von Mises stress changes in implants and cancellous bone

تغییر تنش (%)	تغییر تنش (MPa)	مدل
210/8	67/1	ایمپلنت متخلخل 65%(EPSI-65)
251/8	0/486	استخوان اسفنجی متخلخل 65%(EPSI-65)

طبق نتایج بدست آمده مشخص شد پس از کاشت ایمپلنت‌های دندانی، مقدار بیشینه تنش در ایمپلنت‌های متخلخل نسبت به ایمپلنت رایج افزایش یافت، به نحوی که میزان تنش در ایمپلنت‌های متخلخل از 31/822 مگاپاسکال به 98/935 مگاپاسکال افزایش یافته است. به منظور بررسی بهتر میزان اختلاف تنش و درصد تغییر تنش ایمپلنت متخلخل نسبت به ایمپلنت رایج در لحظه 5 ثانیه در جدول 8 نشان داده شده است.

همان‌طور که در جدول فوق مشاهده می‌شود پس از کاشت ایمپلنت متخلخل میزان و درصد اختلاف تنش در استخوان اسفنجی حدود 252% افزایش یافته است. در ایمپلنت متخلخل

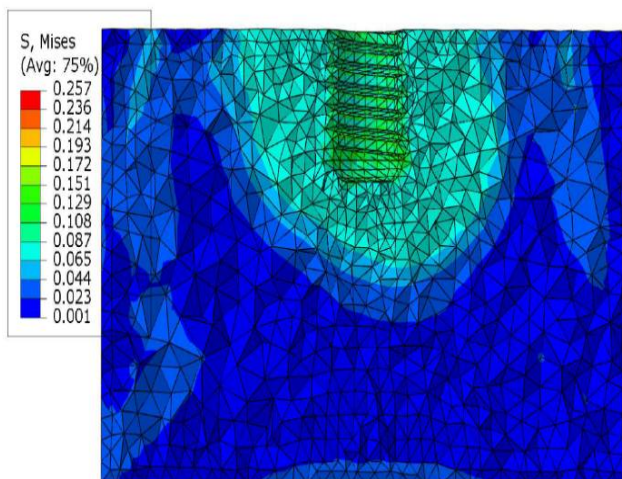


Fig. 14 Cancellous bone stress distribution for conventional implant, dynamic loading (Mpa)

شکل 14 توزیع تنش استخوان اسفنجی در شرایط بارگذاری دینامیکی ایمپلنت معمولی بر حسب مگاپاسکال

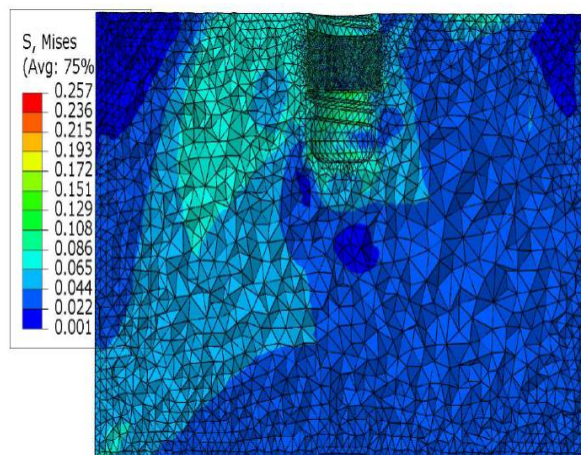


Fig. 15 Cancellous bone stress distribution for 54% porous implant, dynamic loading (MPa)

شکل 15 توزیع تنش استخوان اسفنجی در شرایط بارگذاری دینامیکی ایمپلنت متخلخل 54% بر حسب مگاپاسکال

- 65 درصد میزان توزیع تنش در استخوان اسفنجی افزایش نسبت به ایمپلنت متخلخل 54 درصد افزایش پیدا کرد، در نتیجه این توزیع تنش باعث می‌شود خواص مکانیکی پروتز بسیار شبیه به استخوان شود و در نتیجه استرس به صورت یکنواخت در ناحیه کاشت پروتز توزیع می‌شود. همچنین به دلیل نفوذ استخوان اسفنجی در بخش توخالی متخلخل، باعث جوش‌خوردگی بهتر ایمپلنت و رشد استخوانی بهتر می‌شود. از سویی با ایجاد تخلخل در ایمپلنت می‌توان جرم این مواد را کاهش داد و ایمپلنت‌هایی سبک در دهان کاشت.
- 5- تقدیر و تشکر**
- این تحقیق بخشی از پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات بوده است. از کلیه اعضای آزمایشگاه تحقیقاتی فناوری ساخت افزودنی که در انجام این پروژه یاری نموده‌اند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.
- 6- مراجع**
- [1] Asgharzadeh Shirazi, H., M. R. Ayatollahi, and A. Asnafi. "To reduce the maximum stress and the stress shielding effect around a dental implant-bone interface using radial functionally graded biomaterials." *Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 20.7 (2017): 750-759.
- [2] Montazerian, H., et al. "Porous scaffold internal architecture design based on minimal surfaces: a compromise between permeability and elastic properties." *Materials & Design* 126 (2017): 98-114.
- [3] Moiduddin, Khaja, et al. "Structural and mechanical characterization of custom design cranial implant created using additive manufacturing." *Electronic Journal of Biotechnology* 29 (2017): 22-31
- [4] Ji, Fangqiu, Chunyu Zhang, and Xian Shuai Chen. "Structure Optimization of Porous Dental Implant Based on 3D Printing." *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. Vol. 324. No. 1. IOP Publishing, 2018.
- [5] Ahn, Yong-Keun, et al. "Mechanical and microstructural characteristics of commercial purity titanium implants fabricated by electron-beam additive manufacturing." *Materials Letters* 187 (2017): 64-67.
- [6] Li, Xiang, et al. "Fabrication and characterization of porous Ti6Al4V parts for biomedical applications using electron beam melting process." *Materials Letters* 63.3-4 (2009): 403-405.
- [7] Balla, Vamsi Krishna, et al. "Porous tantalum structures for bone implants: fabrication, mechanical and in vitro biological properties." *Acta biomaterialia* 6.8 (2010): 3349-3359.
- [8] Wiria, Florencia Edith, et al. "Printing of titanium implant prototype." *Materials & Design* 31 (2010): S101-S105.
- [9] Taniguchi, Naoya, et al. "Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: an in vivo experiment." *Materials Science and Engineering: C* 59 (2016): 690-701.
- [10] Bencharit, Sompop, et al. "Development and applications of porous tantalum trabecular metal-enhanced titanium dental implants." *Clinical implant dentistry and related research* 16.6 (2014): 817-826.
- [11] Vijayavenkataraman, Sanjairaj, et al. "Triply periodic minimal surfaces sheet scaffolds for tissue engineering applications: An optimization approach toward biomimetic scaffold design." *ACS Applied Bio Materials* 1.2 (2018): 259-269.
- [12] Abueidda, Diab W., et al. "Effective conductivities and elastic moduli of novel foams with triply periodic minimal surfaces." *Mechanics of Materials* 95 (2016): 102-115.
- [13] Yoo, Dong-Jin. "Computer-aided porous scaffold design for tissue engineering using triply periodic minimal surfaces." *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 12.1 (2011): 61-71
- [14] Xiong, Yinze, et al. "Design and fabrication of a novel porous titanium dental implant with micro/nano surface." *International Journal of Applied Electromagnetics and Mechanics* 59.3 (2019): 1097-1102.
- [15] Kayabaşı, Oğuz, Emir Yüzbaşıoğlu, and Fehmi Erzincanlı. "Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method." *Advances in Engineering Software* 37.10 (2006): 649-658.
- [16] Inglam, Samroeng, et al. "Biomechanical evaluation of a novel porous-structure implant: finite element study." *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28.2 (2013).