



Mechanical Behavior of Additively Manufactured Graded Auxetic Structure in Hip Implant

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Mohammadi Ghalehney S.¹,
Sadeghi M.H.^{1*}

How to cite this article

Mohammadi Ghalehney S., Sadeghi M.H., Gharehbaghi H., Mechanical Behavior of Additively Manufactured Graded Auxetic Structure in Hip Implant. Modares Mechanical Engineering, 2023;23(07):439-447.

¹ Mechanical Engineering Department, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Address: Tarbiat Modares University, Department of Mechanical Engineering, Tehran, Iran.

sadeghim@modares.ac.ir

Article History

Received: April 25, 2023
Accepted: June 26, 2023
ePublished: October 1, 2023

ABSTRACT

In the first part of this study, the mechanical properties of the uniform auxetic unit cell (negative Poisson's ratio) have been investigated for application in the hip implant. The auxetic cells have been used to increase the contact surface between implant and bone under tensile loads. The elastic modulus of the uniform auxetic structure have been obtained by numerical, analytical and experimental methods in y direction. Comparing the elastic modulus in y direction of the analytical and numerical simulation with experimental tests showed there are a good agreement between the results. In the second part, the gradient structure has been used in order to reduce the stress shielding on the contact surface of the bone and implant, increase the efficiency of implant replacement. In the gradient structure, the elastic modulus in the contact surfaces is considered close to the elastic modulus of the bone, and gradually increases in the next layers. The elastic modulus of the gradient structure was calculated by two numerical and analytical methods. In the numerical method, the elastic modulus was obtained from Abaqus software and coding on MATLAB. The difference of the elastic modulus in these two methods was 4.8%, which shows that there is an acceptable agreement between the results.

Keywords Additive Manufacturing, Hip Implant, Gradient Structure, Numerical Solution.

CITATION LINKS

1- Additive manufacturing of biomaterials, tissues, ... 2- Investigation of the mechanical properties of the porous scaffolds 3- Effect of Process Parameters on the Compressive and Impact Strength of 3D Printed Parts. 4- Preparation and characterization of barium titanate scaffold for ... 5- Biomedical applications of additive manufacturing: ... 6- Rationally designed meta-implants: a combination of auxetic and conventional meta-biomaterials. 7- Improving the accuracy of analytical relationships 8- Non-auxetic mechanical metamaterials. 9- Introducing a new hybrid ... 10- Investigation of the energy absorption capacity of foam-... 11- Improving mechanical properties and energy absorption of additive manufacturing ... 12- Auxetic structures for tissue engineering scaffolds and biomedical devices. 13- A novel auxetic structure based bone screw design: ... 14- Development of multi-layer tubular vascular scaffold to enhance compliance by exhibiting a negative Poisson's ratio. 15- Topological design, permeability and mechanical behavior of additively manufactured functionally graded porous metallic biomaterials. 16- Compressive mechanical properties of ex-situ auxetic composite-filled tubes. 17- Auxetic mechanical metamaterials. 18- Idealized 3D auxetic mechanical metamaterial: an analytical, numerical, and experimental study. 19- Femur auxetic meta-implants with tuned micromotion distribution. 20- Mechanical performance of auxetic meta-biomaterials. 21- A study of negative Poisson's ratios in auxetic honeycombs based on a large deflection model. 22- Compressive properties of Ti-6Al-4V auxetic mesh structures made by electron beam melting. Acta Materialia. 23- Formulation of a model resin system for benchmarking processing-property relationships in high-performance photo 3D printing applications. 24- Additive manufacturing of metal cellular structures: design and fabrication 25- Evaluation of Young's Modulus and Poisson's Ratios of Diamond Porous Structure for Use in Orthopedic Implant by Finite Element Method. 26- Introducing the new lattice structure based on the representative element double octagonal bipyramid. 27- Stiffness optimization and reliable design of a hip implant by using the potential of additive manufacturing processes. 28- Mechanical properties of functionally graded porous biomaterials for application in prosthesis replacement using analytical and numerical solution.

رفتار مکانیکی ساختار گرادایانی سلول های آگزیتیکی ساخته شده به روش ساخت افزایشی مورد استفاده در کاشتنی مفصل ران

ساحل محمدی قلعه نی^۱، محمد حسین صادقی^{۱*}

^۱ گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

چکیده

در بخش اول این مطالعه به بررسی خواص مکانیکی سلول آگزیتک (با نسبت پواسون منفی) با ساختار یکنواخت با هدف طراحی کاشتنی استخوان فمور انسان پرداخته شده است. از سلول های آگزیتک به منظور افزایش سطح تماس کاشتنی و استخوان تحت بارهای کششی استفاده شده است. مدول الاستیک ساختار یکنواخت آگزیتک با روش های عددی، تحلیلی و تجربی در جهت γ به دست آمد. در روش تجربی نمونه ها به روش ساخت افزایشی پرینت شدند و خواص الاستیک نمونه های پرینت شده با استفاده از آزمون فشار به دست آمدند. مقایسه مدول الاستیک شبیه سازی تحلیلی و عددی با آزمون های تجربی در جهت γ نشان داد که انطباق خوبی بین نتایج وجود دارد. در بخش دوم از ساختار گرادایانی به منظور کاهش سیر تنش (Stress Shielding) در سطح تماس کاشتنی و استخوان و افزایش کارایی کاشت کاشتنی استفاده شده است. در ساختار گرادایانی مدول الاستیک در سطوح تماس با استخوان نزدیک مدول الاستیک استخوان در نظر گرفته شده است و به تدریج در لایه های بعدی افزایش می یابد. مدول الاستیک ساختار گرادایانی به دو روش عددی و تحلیلی محاسبه شد. در روش عددی مدول الاستیک از نرم افزار آباکوس و کدنویسی در متلب به دست آمد. میزان اختلاف مدول الاستیک در این دو روش ۴/۸ درصد به دست آمد، که نشان می دهد انطباق قابل قبولی بین نتایج وجود دارد.

کلیدواژه ها: ساخت افزایشی، کاشتنی مفصل ران، ساختار گرادایانی، حل عددی.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۲/۰۵

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۴/۰۵

*نویسنده مسئول: sadeghim@modares.ac.ir

۱- مقدمه

با توجه به مزایای بسیاری که روش ساخت افزایشی در ساخت قطعات با هندسه پیچیده در کاربردهای پزشکی دارد، مطالعات گسترده ای با هدف ساخت کاشتنی های جایگزین استخوان مانند کاشتنی مفصل ران و زانو صورت گرفته است [1, 2]. در طراحی کاشتنی مفصل ران مولفه های متعددی از جمله خواص مکانیکی استاتیکی، دینامیکی و همچنین نفوذپذیری بسیار حائز اهمیت است [3, 4]. نفوذپذیری پایین و سیر تنش دو مشکلات عمده استفاده از کاشتنی های مرسوم ارتوپدی در جراحی مفصل ران می باشد. در سال های اخیر کاشتنی ها اصولاً از جنس فلز مانند تیتانیوم ($E=114$ GPa)، کروم ($E=140$ GPa) و فولاد ضدزنگ ($E=200$ GPa) ساخته شده اند که در مقایسه با استخوان ($E=12$ GPa) سفتی بالایی دارند. اختلاف سفتی سبب می شود که بیشتر بار اسکلتی-عضلانی که قبلاً به استخوان اعمال شده است به کاشتنی که سفتی بیشتری دارد، وارد شود. از طرفی استخوان

زمانی که تحت بار قرار می گیرد تمایل بیشتری به متراکم شدن دارد در حالی که در صورت باربرداری، به تدریج از بار خارج می شود و با گذشت زمان دانسیته وزنی خود را از دست می دهد و ضعیف می شود [1]. به این اتفاق که در نتیجه اختلاف مدول الاستیک کاشتنی و استخوان صورت می گیرد، سیر تنش گفته می شود. ایجاد سیر تنش بین کاشتنی و استخوان سبب از بین رفتن تدریجی استخوان اطراف کاشتنی می شود.

با استفاده از ساختار متخلخل و روش ساخت افزایشی می توان تا حدودی این مشکلات را رفع کرد. اما یک مسئله مهم ساختارهای متخلخل پایین بودن خواص مکانیکی (استاتیکی و دینامیکی) آنها می باشد. بنابراین با استفاده از ساختارهای گرادایانی و مهندسی کردن چیدمان سلول ها در کنار یکدیگر می توان به طور همزمان مسئله نفوذپذیری، سیر تنش و استحکام های مکانیکی را حل کرد. بدین ترتیب در سطوح تماس کاشتنی و استخوان که سیر تنش و نفوذپذیری حائز اهمیت است، تخلخل را بایستی زیاد در نظر گرفت و در لایه های بعدی و مرکزی کاشتنی به منظور افزایش استحکام های مکانیکی و تحمل بارهای اسکلتی-عضلانی، درصد تخلخل به تدریج کاهش یابد.

در اکثر مطالعات صورت گرفته در زمینه طراحی و ساخت کاشتنی مفصل ران به بررسی خواص استاتیکی و دینامیکی (به صورت تجربی) سلول های مختلف با ساختار یکنواخت پرداخته اند [5]، اما خواص این ساختارها به صورت گرادایانی خیلی اندک مورد بررسی قرار گرفته است. در ساختارهای گرادایانی خواص مکانیکی و سفتی به سبب سلول های واحد در نظر گرفته شده، بستگی دارد [6]. تعدادی از محققین تلاش کرده اند که عملکرد مکانیکی ساختارهای گرادایانی را با ساختارهای متخلخل یکنواخت مقایسه کنند. در برخی از مطالعات نشان داده شده است که ساختارهای گرادایانی سفتی بالاتر [7] و همچنین میزان جذب انرژی بالاتری [8-11] نسبت به ساختارهای یکنواخت دارند. در ساختارهای گرادایانی متخلخل با تغییر نوع و ابعاد سلول واحد می توان میزان سفتی و خواص مکانیکی را تغییر داد که این تغییرات بایستی تدریجی صورت پذیرد تا از افزایش تنش های پسماند در گوشه های تیز و محل تماس دو سلول جلوگیری به عمل آید [9].

بسیاری از قسمت های بدن مانند ماهیچه ها (muscles)، بافت های رباط (ligament tissues)، بافت های عروقی (vascular tissues)، بافت های پوست (skin tissues) و بافت های استخوانی (bone tissues) از بافت با نسبت پواسون منفی تشکیل شده اند و داربست های آگزیتگی در مهندسی بافت برای جایگزینی این بافت ها مورد استفاده قرار می گیرند. علاوه بر این، از سلول های آگزیتگی به دلیل مقاومت فشاری، استحکام برشی بالا برای پروتزهای زیستی، استنت ها (stent)، ساقه های ران (hip stem) و پیچ های جراحی و قسمت هایی که تحت تنش و بار می باشد، استفاده می شوند. مطالعات نشان داده است که استفاده از سلول

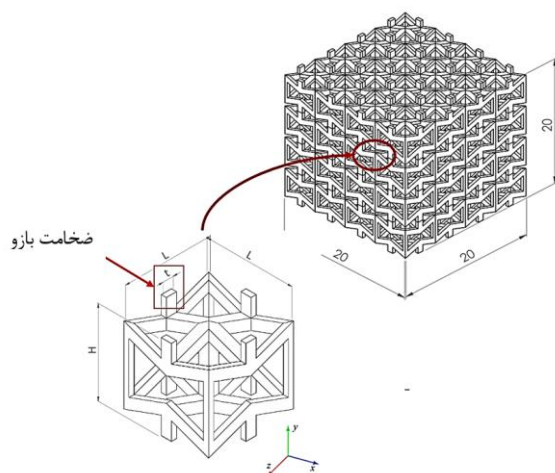
مقعر می توان با تغییر زاویه، مقدار دقیق نسبت پواسون را به راحتی تنظیم کرد [22, 21]. با این وجود هنوز اثر نسبت پواسون منفی بر بهبود بازسازی بافت استخوان و طول عمر کاشتنی مشخص نشده است و این نیاز به مطالعه دقیق دارد. شکل ۱ ساختار هندسی و جدول ۱ ابعاد هندسی یک سلول واحد تکرار شونده (RVE (Representative Volume Element)) مورد بررسی در مطالعه پیش رو را نشان می دهد. H ارتفاع سلول، L طول کلی سلول، t ضخامت هر سلول و θ زاویه بین دو بازو متصل به همدیگر می باشد.

۲- روش تحقیق

در این مطالعه ابتدا به منظور صحت سنجی نتایج حل تحلیلی، عددی و تجربی مدول الاستیک ساختار آگزیتک یکنواخت سه بعدی به هر سه روش به دست آمد. پس از صحت سنجی نتایج فوق، از مدل تحلیلی و عددی به منظور دستیابی به ساختار گرادیانی با توزیع مطلوب سفتی در ساختار متخلخل با نسبت پواسون منفی استفاده شده است.

۲-۱- تحلیل عددی

در این بخش مدل اجزای محدود سه بعدی ساختار یکنواخت و گرادیانی مطابق با ابعاد مشخص شده در جدول ۱ و شکل ۱ طراحی و مدل شدند. ابتدا مدل سه بعدی با ساختار یکنواخت در چهار دانسیته متفاوت مورد بررسی قرار گرفت و مدول الاستیک در دانسیته مشخص به دست آمد. پس از صحت سنجی نتایج ساختار یکنواخت با هر سه روش تحلیلی، عددی و تجربی، ساختار گرادیانی مدل شد و مورد بررسی قرار گرفت. در نمونه های گرادیانی سلول های آگزیتک در چهار لایه چیدمان شده اند که ضخامت بازوها در هر لایه متفاوت می باشد.



شکل ۱) ساختار هندسی سلول آگزیتک سه بعدی با ساختار یکنواخت

جدول ۱) ابعاد هندسی سلول آگزیتک با ساختار یکنواخت

مولفه	t (mm)	θ (0)	L (mm)	H (mm)
مقدار	۰/۸	۱/۲	۵	۵

ها با نسبت پواسون منفی در طراحی کاشتنی مفصل ران با افزایش سطح تماس، سبب افزایش طول عمر کاشتنی خواهد شد [12-14]. جونگ [8] از ترکیبی از مواد زیست سازگار با نسبت پواسون مثبت و منفی در طراحی ساقه کاشتنی ران استفاده کرد. از آنجا که ساقه کاشتنی مفصل ران تحت بارهای خمشی قرار دارد، یک قسمت کاشتنی تحت تنش های فشاری و طرف دیگر آن تحت تنش های کششی می باشد. قسمتی که تحت تنش های فشاری است تحت بارهای اسکلتی وارد شده، به سمت جانب گسترش می یابد و به سمت استخوان فشار می آورد. فشار وارد شده به سمت استخوان اثر بسیار مطلوبی بر جا می گذارد، چون هم شرایط بازسازی استخوان را بهبود می بخشد و هم از ورود ذرات سایشی ایجاد شده بین کاشتنی و استخوان ممانعت به عمل می آورد. ذرات سایشی سبب افزایش التهاب و همچنین شل شدن کاشتنی می شود [15-17]. اما قسمتی که تحت تنش های کششی است، به سمت جانب منقبض می شود، سبب می شود فضایی بین ایمپلنت و استخوان ایجاد شود، در نتیجه سبب کاهش ترمیم و بازسازی بافت استخوان می شود. از طرفی نفوذ ذرات سایشی در فضای میکرونی ایجاد شده بین کاشتنی و استخوان احتمال عفونت را بالا می برد. بنابراین می توان الگویی طراحی کرد که با استفاده از ساختار گرادیانی در سلول های آگزیتک از طرفی سطح تماس کاشتنی- استخوان و طول عمر کاشتنی را افزایش داد، از طرف دیگر توزیع یکنواختی از سفتی (کاهش سپر تنش در سطح) و استحکام مکانیکی از سطح تا مرکز کاشتنی دست پیدا کرد [18, 8]. در مطالعه پیش رو ابتدا مدول الاستیک ساختار یکنواخت سه بعدی با سلول های آگزیتک به روش عددی، تحلیلی مورد بررسی قرار می گیرد و سپس نتایج آن با روش تجربی مقایسه می شود. در روش حل عددی از المان محدود و نرم افزار آباکوس استفاده شده است. در روش تحلیلی از روش اولبر برنولی ارایه شده در مطالعه قوی دل نیا و همکاران [19] استفاده گردید. نتایج نشان داد که روش تحلیلی، عددی و تجربی همخوانی نسبتاً خوبی با یکدیگر دارند که با مشاهده درصد کم اختلاف بین آنها تایید می شود. پس از صحت سنجی روابط تحلیلی و روش عددی در ساختار آگزیتک یکنواخت، در ساختار گرادیانی نتایج تحلیلی و عددی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفتند و به منظور کاهش هزینه، تست تجربی در ساختار گرادیانی صورت نگرفت.

۱-۱- معرفی سلول آگزیتک

ساختارهای آگزیتک به طور کلی در سه دسته قرار می گیرند، هندسه مقعر (Re-entrant)، کایرال (Chiral) و چرخشی (Semi-rigid rotating) [20]. طراحی هندسی در این ساختارها بایستی بسیار با دقت صورت پذیرد که امکان افزایش طول جانبی این مواد در کشش وجود داشته باشد. اگرچه تولید افزایشی امکان تولید طرح های فوق را فراهم می کند، اما اکثر مطالعات انجام شده از ساختار آگزیتک با هندسه مقعر استفاده کرده اند، زیرا در هندسه

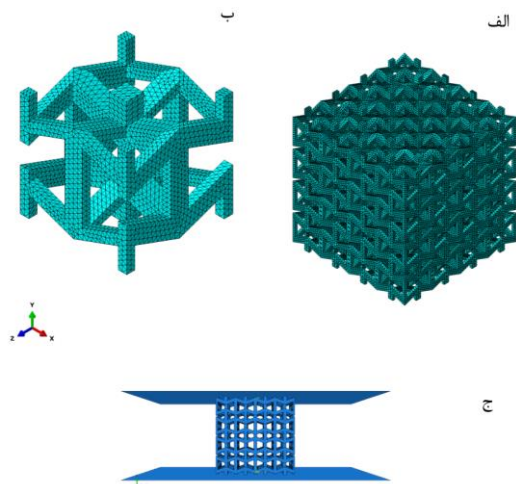
الاستیک (مدول الاستیک و نسبت پواسون) سلول واحد آگزیتک سه بعدی به دو روش اوپلر-برنولی و روش تیموشنکو در دو جهت بارگذاری x و y به دست آمده است. نتایج نشان داده است که هر دو روش انطباق خوبی با نتایج حل عددی و نتایج به دست آمده در مطالعه مشابه [25,24] دارد. همچنین نتایج نشان داد که خواص الاستیک در جهت y به خواص مکانیکی استخوان ران نزدیک تر است. بنابراین در مطالعه حاضر از رابطه اوپلر-برنولی و بارگذاری در جهت y به دست آمده در مطالعه قوی دل نیا [19] استفاده شده است. روابط ۱ و ۲ به ترتیب مدول الاستیک در جهت x و y را نشان می دهد. E_s و G_s در روابط خواص ماده می باشد.

در بخش دوم حل تحلیلی چهار سلول آگزیتک با ضخامت های متفاوت (۰/۶ تا ۱/۲ میلیمتر) کنار هم چیده شده اند. ابعاد بیرونی سلول گرادایانی $20 \times 20 \times 20$ میلی متر می باشد. تغییرات خواص مکانیکی در ساختار گرادایانی با تغییرات ضخامت به دست آمده است. بدین ترتیب که در یک ساختار گرادایانی لایه اول که فرض شده است لایه تماسی با استخوان می باشد، کمترین ضخامت را دارد (۰/۶ میلی متر). هدف از کاهش ضخامت در لایه تماس با استخوان این است که تخلخل افزایش و مدول الاستیک کاهش یابد تا از سیر تنش که در نتیجه اختلاف زیاد مدول الاستیک بین استخوان و ایمپلنت اتفاق می افتد، جلوگیری به عمل آید. از طرفی با افزایش تخلخل در لایه های تماسی نفوذ بافت استخوان سریع تر و راحت تر صورت پذیرد. ضخامت سلول های آگزیتک در سه لایه بعدی به تدریج زیاد می شود، به طوریکه لایه آخر بیشترین ضخامت (۱/۲ میلی متر) را دارد. بنابراین با استفاده از این چیدمان که با تغییرات ضخامت در جهت x در ساختار گرادایانی به دست آمده است، هم مسئله سیر تنش و نفوذپذیری در سطوح تماس با استخوان رفع می شود و هم با افزایش ضخامت (کاهش تخلخل) در لایه های میانی، استحکام کلی ساختار متخلخل بهبود می یابد. شکل ۳ الف چیدمان لایه ها با ضخامت های مختلف در ساختار گرادایانی در جهت x را نشان می دهد. شکل ۳ ب جهت بارگذاری و چیدمان ساختار گرادایانی در جهت y را نشان می دهد. در حل تئوری از روابط تحلیلی ارایه شده در مطالعه قوی دل نیا [19] و کدنویسی در متلب و قانون هوک [27-26] به منظور به دست آوردن مدول الاستیک ساختار گرادایانی استفاده شده است. از قانون هوک و اتصال سری (یا موازی) در تخمین مدول الاستیک معادل ساختار گرادایانی لایه ها با سفتی متفاوت که در ادامه آورده شده است، استفاده شده است و مطابق روابط زیر ماتریس سفتی ساختار گرادایانی به دست آمده است.

$$\frac{E_{x,EB}}{E_s} = \frac{64t^4 \cos^3(L^2 + 2t^2 - 2t^2 \cos 2\theta)}{HL(-L^4 - 14L^2t^2 - 2t^4 + (L^4 - t^4)\cos 2\theta + 2t^2(-L^2 + t^2)\cos 4\theta + t^4 \cos 6\theta)} \quad (1)$$

$$\frac{E_{y,EB}}{E_s} = \frac{(32Ht^4 \cos \theta)}{L^2(16Ht^2 \cos \theta + L(L^2 + 2t^2 - 2t^2 \cos 2\theta + 16t^2 \sin \theta))} \quad (2)$$

لازم به ذکر است که ضخامت بازوها در محل تماس دو لایه، میانگین ضخامت بازو دو لایه در نظر گرفته شده است. به منظور کاهش سیر تنش تغییرات ضخامت در ساختار گرادایانی تدریجی می باشد. تجزیه و تحلیل اجزای محدود هر دو ساختار تحت شرایط بارگذاری فشاری الاستیک با استفاده از نرم افزار آباکوس ورژن ۶/۱۴ با حلگر explicit می باشد. در تحلیل المان محدود یک سمت نمونه جابجایی فشاری دلخواه و سمت دیگر آن مقید شده است (شکل ۲ الف) و با استفاده از ۳۹۲۰۰۰ المان (C3D20R)، شبکه ای از المان محدود تولید شده است (شکل ۲ ب). آنالیز حساسیت به مش در راستای ضخامت بازوها انجام شد که تعداد چهار المان در ضخامت به عنوان سائز مش مناسب انتخاب گردیده است. همچنین نمودار نیرو-جابجه جایی بدست آمده از شبیه سازی عددی برای مقایسه با نتایج تجربی استفاده شده است. از طرفی مدول الاستیک فشاری ماده eResin-PLA Pro از نتیجه آزمون فشار که به صورت تجربی انجام شد، برابر با 0.97024 گیگاپاسکال به دست آمده است و نسبت پواسون ماده eResin-PLA Pro مطابق مرجع [23]، 0.35 می باشد.



شکل ۲ (الف) مدل حل عددی، (ب) مدل مش خورده سلول واحد، (ج) فشاری در جهت y

۲-۲- تحلیل تئوری

در این بخش، از روابط تحلیلی ارایه شده در مطالعه قوی دل نیا و همکاران [19]، مدول الاستیک سلول واحد آگزیتک به عنوان تابعی از خواص الاستیک ماده (E_s) و مولفه های هندسی سلول واحد سه بعدی با ساختار یکنواخت به دست آمده است. بنابراین چهار سلول آگزیتک با ضخامت های متفاوت مورد بررسی قرار گرفتند. در مطالعه قوی دل نیا و همکاران [19] ماتریس سفتی و روابط خواص

مشخصات دستگاه DLP در جدول ۲ نشان داده شده است. از eResin-PLA Pro به عنوان ماده اولیه استفاده شده است. مدول الاستیک ماده PLA با استفاده از استاندارد آزمون فشار برابر با $E=970\text{MPa}$ به روش تجربی دست آمد. چهار سلول با ضخامت های متفاوت و از هر سلول سه نمونه (در مجموع ۱۲ نمونه) به منظور صحت سنجی نتایج به روش DLP ساخته شدند. در دستگاه DLP مورد استفاده، کیفیت نهایی نمونه های پرینت شده به دقت دستگاه در جهت x,y (رزولوشین عرضی) و دقت در جهت z (رزولوشین در جهت عمق) و همچنین کیفیت رزین مورد استفاده بستگی دارد. مطابق جدول ۲، اندازه پیکسل ها، رزولوشین در جهت x,y را تعیین می کنند به طوری که هرچه اندازه پیکسل ها کوچکتر باشد کیفیت نمونه های پرینت شده در جهت x,y بیشتر است. همچنین ضخامت لایه ها، رزولوشین در جهت z را مشخص می کنند به طوری که در دقت های بالا و صافی سطح بالا ضخامت لایه ها کم در نظر گرفته می شود. به عنوان مثال در جواهرسازی که کیفیت سطحی بسیار حائز اهمیت می باشد ضخامت لایه ها بایستی کم در نظر گرفت تا به صافی سطح مورد نظر دست یافت. بنابراین در دستگاهی پرینت DLP کیفیت نهایی نمونه های پرینت شده به اندازه پیکسل و ضخامت هر لایه بستگی دارد و این دو از هم مستقل اند و به صورت جدا قابل کنترل می باشند.

نمونه های آزمایش فشار ساختار آگزیتک چاپ شده با DLP خالص در شکل ۴ الف نشان داده شده است. آزمون فشار محوری شبه استاتیکی با استفاده از دستگاه BONGSHIN مدل DBBP-21 ۱ کیلو نیوتن با اعمال جابه جایی با سرعت ۲ میلی متر بر دقیقه در دمای محیط طبق استاندارد ASTM D1621-16 [26] صورت گرفت (شکل ۴ ب). در کلیه نمونه ها مدول الاستیک از شیب ناحیه خطی نمودار تنش- کرنش آزمون فشار محاسبه گردید. مطابق شکل ۱، ابعاد نمونه های پرینت شده $20 \times 20 \times 20$ میلی متر می باشد، بنابراین در آزمون فشار مساحت سطح مقطع موثر در محاسبه تنش 400mm^2 است ($A=400\text{mm}^2$) و نیروی فشاری وارد شده بر نمونه ها حین آزمون می باشد، رابطه ۱۰. همچنین در محاسبه کرنش مطابق رابطه ۱۱، طول اولیه نمونه ها ۲۰ میلی متر و Δl میزان جابه جایی موقع آزمون فشار می باشد. بنابراین تنش و کرنش مطابق روابط زیر به دست آمده است:

$$\sigma = \frac{F}{A} = \left(\frac{F}{20 \times 20} \right) * 9.80665 \quad (10)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} = \frac{\Delta l}{20} \quad (11)$$

جدول ۲) مشخصات دستگاه DLP

اندازه صفحه چاپ	ضخامت لایه چاپ	اندازه پیکسل ها (میکرومتر)	شرکت سازنده	نوع چاپگر سه بعدی
۶۰*۷۹	۱۰-۲۵-۵۰-۱۰۰	۵۰	کاوش لیزر	Kavosh Economic

در این روابط مرز جابه جایی هر لایه بصورت نودهای شماره ۵-۱ مشخص شده است و هر لایه دارای سفتی متفاوتی می باشد. اختلاف جابه جایی نود ۱ و ۲ (u_2-u_1) در سفتی لایه اول (k_1) برابر با مقدار نیروی f_1 است. به همین ترتیب مشابه روابط ۳-۷ ماتریس سفتی ساختار گرادیانی (رابطه ۸) به دست می آید. با توجه به شکل ۳ ب و ج، با در نظر گرفتن تعادل نیرو در نودهای ۵-۱ داریم:

$$F_1 = K_1 u_1 - K_1 u_2 \quad (3)$$

$$F_2 = -K_1 u_1 + (K_1 + K_2) u_2 - K_2 u_3 \quad (4)$$

$$F_3 = -K_2 u_2 + (K_2 + K_3) u_3 - K_3 u_4 \quad (5)$$

$$F_4 = -K_3 u_3 + (K_3 + K_4) u_4 - K_4 u_5 \quad (6)$$

$$F_5 = -K_4 u_4 + K_4 u_5 \quad (7)$$

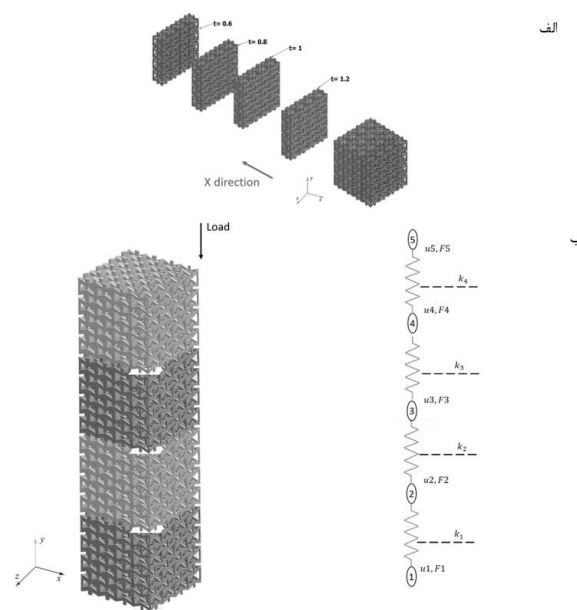
در حالت کلی روابط ۷-۳ به فرم ماتریسی مطابق رابطه ۸ نوشته می شود.

$$\begin{bmatrix} K_1 & -K_1 & 0 & 0 & 0 \\ -K_1 & K_1 + K_2 & -K_2 & 0 & 0 \\ 0 & -K_2 & K_2 + K_3 & -K_3 & 0 \\ 0 & 0 & -K_3 & K_3 + K_4 & -K_4 \\ 0 & 0 & 0 & -K_4 & K_4 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ u_4 \\ u_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ F_3 \\ F_4 \\ F_5 \end{Bmatrix} \quad (8)$$

$$KU = F \quad (9)$$

۳-۲- تجربی

ساختار آگزیتک سه بعدی با روش ساخت افزایشی DLP (Digital Light Processing) ساخته شده اند.



شکل ۳) چیدمان لایه ها با ضخامت های مختلف در ساختار گرادیانی در جهت x ، y جهت بارگذاری و ساختار گرادیانی در جهت z ، قانون هوک در الاستیسیته.

۳- بحث و نتایج

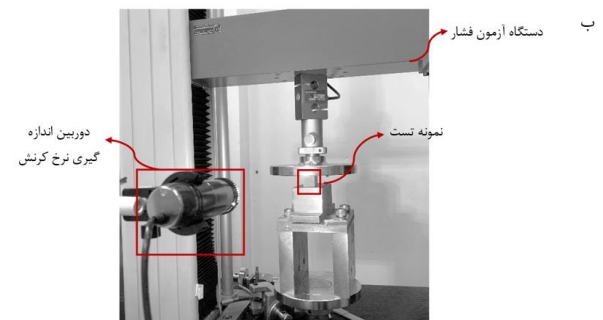
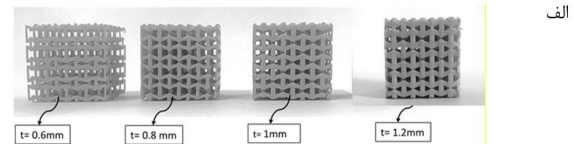
۳-۱- ساختار یکنواخت

در روش تجربی ساختار یکنواخت آگزیتک با چهار ضخامت ۰/۶، ۰/۸، ۱، و ۱/۲ میلی‌متر به روش ساخت افزایشی DLP ساخته شدند و آزمایش فشار شبه استاتیکی انجام شد. برای صحت سنجی نتایج تجربی از هر ساختار سه نمونه پیرینت و تست شدند. جدول شماره ۳ نتایج مدول الاستیک هر سه نمونه در ضخامت‌های مشخص در جهت y را نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که در هر ساختار نتایج نمونه ای که مدول الاستیک آن با دو نمونه دیگر اختلاف بیشتری دارد حذف گردیده است و نتایج نهایی گزارش شده در مقاله میانگین نتایج دو نمونه دیگر می باشد.

در شکل ۵ گراف فشار شبه استاتیکی توسط آزمون فشار برای چهار نمونه سلول آگزیتک با ضخامت های ۰/۶، ۰/۸، ۱، ۱/۲ میلی‌متر نشان داده شده است. همچنین روند تغییرات خواص مکانیکی حاصل از سه روش حل تحلیلی، عددی و همچنین تجربی ساختار یکنواخت با سلول هندسی آگزیتک به دست آمده از آزمون فشاری در تداخل های متفاوت در شکل ۶ آورده شده است.

در جدول ۴ مقایسه مدول الاستیک عددی و تحلیلی با مدول الاستیک تجربی ساختار آگزیتک یکنواخت در جهت y را نشان می دهد. میزان اختلاف مدول الاستیک طبق رابطه ۱۲ محاسبه شده است.

$$\text{خطا} = \left(\frac{E_2 - E_1}{E_2} \right) \times 100 \quad (12)$$

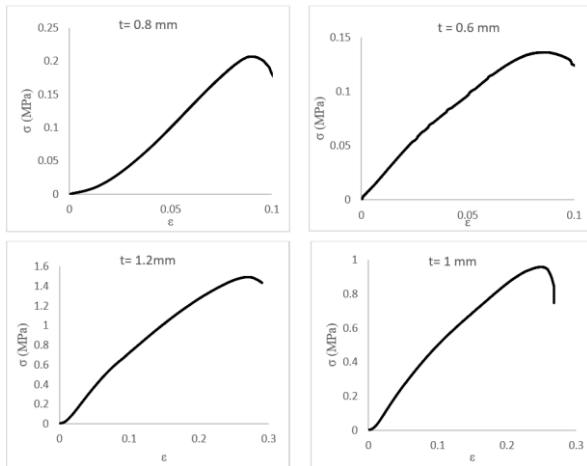


شکل ۴ (الف) سلول های آگزیتک متخلخل ساخته شده به روش DLP، (ب) دستگاه آزمون فشار

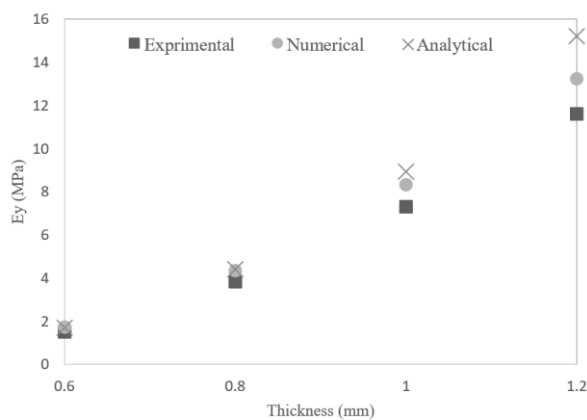
جدول ۳) مدول الاستیک نمونه‌های پیرینت شده به روش DLP

	(mm) ۱/۲	(mm) ۱	(mm) ۰/۸	(mm) ۰/۶	
Ey (MPa)	۱۱/۴	۷/۳	۳/۱	۱/۷	نمونه شماره ۱
	۱۱/۵	۱۱/۵	۴/۵	۲/۵	نمونه شماره ۲
	۷/۸	۷/۵	۷/۴	۱/۴	نمونه شماره ۳

همانطور که مشخص است نتایج تحلیلی، عددی و تجربی همخوانی نسبتاً خوبی با یکدیگر دارند که با مشاهده درصد کم اختلاف بین آنها تایید می شود. نتایج نشان می دهد میزان اختلاف بین دو روش عددی و تجربی در ضخامت های مختلف کمتر از تفاوت دو روش تحلیلی و تجربی است. از طرفی با توجه به اینکه روابط اوپلر برنولی در نمونه ها با ضخامت پایین تر دقت بهتری دارند بنابراین همانطور که در نمودار مشخص است در ضخامت های کمتر نتایج سه روش از همگرایی بیشتری برخوردار است و هرچه ضخامت بیشتر می شود اختلاف نتایج و واگرایی نتایج در سه روش بیشتر می گردد. بیشترین اختلاف بین دو روش تجربی و تحلیلی در ضخامت ۱/۲ میلی‌متر به مقدار ۲۴٪ می باشد. همچنین تفاوت مدول الاستیک بین FEM و نتایج تجربی به دلیل وجود عیوب در ساخت نمونه ها است که در ضخامت های پایین تر اختلاف نتایج کمتر می باشد و در ضخامت های بالا این اختلاف بیشتر می شود.



شکل ۵) گراف فشار شبه استاتیکی توسط تست فشار برای چهار نمونه سلول آگزیتک با ضخامت های ۰/۶، ۰/۸، ۱، ۱/۲ میلی‌متر



شکل ۶) نتایج حل عددی، تحلیلی و تجربی ساختار آگزیتک یکنواخت در چهار ضخامت مختلف.

البته با در نظر گرفتن تعداد چهار سلول واحد در هر راستا اثر این لبه آزاد قابل چشم پوشی می‌گردد. میزان جابجایی یک میلی‌متر اعمال شده است که همانطور که در شکل ۷ ب مشاهده می‌شود در قسمت بالایی ساختار آگزیتک یکنواخت مقدار جابجایی بیشینه است، این مقدار متأثر از کرنش هر چهار لایه و لایه سوم و همچنین جابجایی متأثر از کرنش لایه‌های زیرین است. به همین صورت جابجایی لایه آخر تنها متأثر از کرنش لایه آخر است.

۳-۲- ساختار گرادایانی

ساختار استخوان به صورت ذاتی یک ساختار مهندسی شده است به طوریکه خواص آن در سرتاسر استخوان از سطح تا مرکز متفاوت است تا استحکام و نفوذپذیری لازم را فراهم نماید. روش تولید افزایشی این امکان را می‌دهد که با کنترل نوع و سایز سلول های واحد و مهندسی کردن چیدمان سلول‌های واحد در کنار یکدیگر به خواص مطلوب و نزدیک خواص استخوان دست یافت تا کمترین عدم تطابق بین کاشتنی و استخوان ایجاد شود. اختلاف زیاد مدول الاستیک بین کاشتنی فورج شده و استخوان سبب می‌شود پس از کاشت کاشتنی بیشتر تحمل نیرو توسط کاشتنی (ماده با مدول الاستیک بیشتر) تحمل شود و استخوان از تحمل نیرو خارج شود. این امر به تدریج سبب لهیده شدن استخوان اطراف کاشتنی و عفونت‌های بعدی و در نهایت تعویض مجدد مفصل ران می‌شود. بنابراین استفاده از روش تولید افزایشی برای تولید کاشتنی های متخلخل با ساختار گرادایانی این امکان را فراهم می‌کند تا به بیشترین انطباق بین کاشتنی و استخوان دست یافت. بنابراین با افزایش درصد تخلخل در سطوح تماس و کاهش آن در لایه های مرکزی، همزمان با افزایش نفوذپذیری بافت استخوان و کاهش سپر تنش در سطوح تماس کاشتنی و استخوان می‌توان استحکام مکانیکی کلی ساختار متخلخل را بهبود داد [28]. از طرفی استفاده از سلول‌های آگزیتک در کاشتنی سبب می‌شود زمانی که کاشتنی تحت بارهای کششی است سلول‌های آگزیتک با نسبت پواسون منفی به اطراف منبسط شوند و سطح تماس بین کاشتنی و استخوان را افزایش دهند. بنابراین از ورود ذرات سایشی و آلودگی بین کاشتنی و استخوان و عفونت جلوگیری می‌شود.

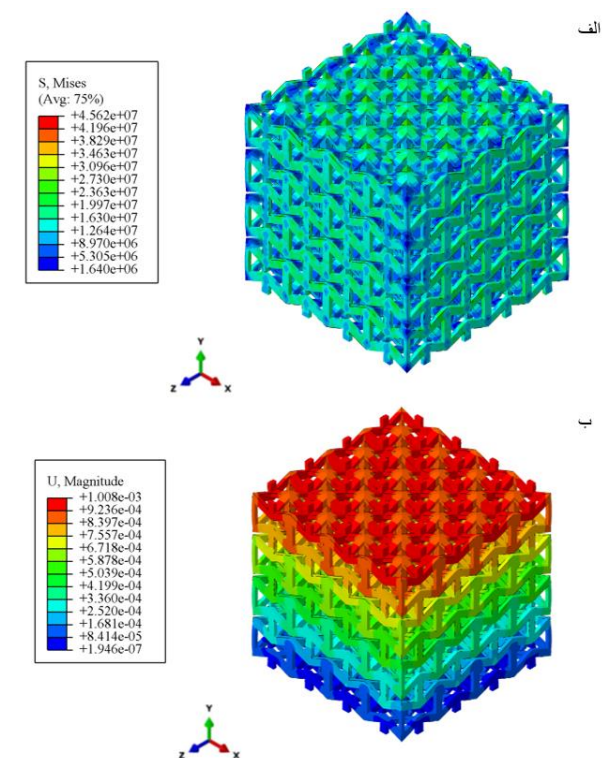
در ساختار گرادایانی مورد مطالعه، با تغییر ضخامت سلول‌های آگزیتک میزان تخلخل تغییر یافته است. بدین ترتیب ضخامت بازوهای سلول آگزیتک در لایه‌های تماسی حدود ۰/۶ میلی‌متر (کمترین) و در لایه های مرکزی حدود ۱/۲ میلی‌متر (بیشترین) در نظر گرفته شده است. همچنین ضخامت بازوها در محل تماس دو سلول، میانگین ضخامت بازو دو سلول در نظر گرفته شده است. نتایج تجربی و عددی خواص مکانیکی ساختار همگن آگزیتک نشان داد که سلول های واحد مدل شده در جهت y استحکام بیشتری نسبت به جهت x دارند [19]، بنابراین در ساختار گرادایانی مورد بررسی در این مطالعه، سلول های واحد آگزیتک (در جهت y) در چهار لایه در جهت x کنار هم قرار گرفتند. با جایگذاری ثوابت

جدول ۴) مقایسه مدول الاستیک عددی و تحلیلی با تجربی ساختار آگزیتک یکنواخت در جهت y

ضخامت (میلیمتر)	مدول الاستیک (مگاپاسکال)			اختلاف مدول الاستیک (%)	
	تجربی عددی	تحلیلی (اویلر-برنولی)	تجربی-عددی	تجربی-تحلیلی	
۰/۶	۱/۵	۱/۷	۱۱/۷	۱۱/۷	
۰/۸	۳/۸	۴/۳	۱۱/۶	۱۳/۶	
۱	۷/۳	۸/۳	۱۲	۱۸	
۱/۲	۱۱/۵	۱۳/۲	۱۲/۸	۲۴	

در پرینت نمونه ها مشاهده شد با افزایش ضخامت و کاهش میزان تخلخل، مواد در فضای خالی ساختار محبوس شده اند و گاهی به همدیگر چسبیده‌اند، این اتفاق اثر مستقیم بر خواص مکانیکی ساختار متخلخل گذاشته است و سبب افزایش اختلاف مدول الاستیک نمونه های پرینت شده در ضخامت‌های بالا گردیده است. بنابراین با افزایش دقت ساخت و یا با در نظر گرفتن اثرات عیوب در FEM از میزان اختلاف بین روش تجربی و عددی کاسته می‌شود.

شکل ۷ توزیع تنش فون میسز و جابه جایی را در ساختار آگزیتک یکنواخت نشان می‌دهد. توزیع تنش در سلول های واحدی که در مرز واقع شده اند تفاوت اندکی با توزیع تنش در سلول های واحد واقع در مرکز ساختار دارد، که این به دلیل اثرات لبه آزاد سلول های واحد واقع در مرز است. این موضوع تا حدی باعث اختلاف نتایج روابط تحلیلی با تجربی و عددی می‌شود.



شکل ۷) الف) توزیع تنش و ب) جابه جایی در ساختار آگزیتک یکنواخت

زیست سازگار مانند آلیاژهای تیتانیوم طراحی و ساخت و آزمون‌های مکانیکی و نفوذپذیری را بر روی نمونه های فلزی پرینت شده انجام داد و به نتایج کاملا منطبق با خواص استخوان دست یافت.

تعارض منافع: این مقاله تعارض منافی ندارد.

منابع مالی: منابع مالی مورد نیاز این مقاله توسط دانشگاه تربیت مدرس تامین شده است.

۵- منابع

- 1- Zadpoor AA, Malda J. Additive manufacturing of biomaterials, tissues, and organs. *Annals of biomedical engineering*. 2017;45:1-1.
- 2- Imani SM, Rabiee SM, Moazami Goudarzi A, Dardel M. Investigation of the mechanical properties of the porous scaffolds used in bone tissue engineering by means of micromechanical modeling. *Modares Mechanical Engineering*. 2017;17(9):397-408.
- 3- Fahad M, Mujeeb M, Khan MA. Effect of Process Parameters on the Compressive and Impact Strength of 3D Printed Parts. *Iranian Journal of Science and Technology, Transactions of Mechanical Engineering*. 2023;47(1):257-65.
- 4- Ehterami A, Etemadi Haghghi S. Preparation and characterization of barium titanate scaffold for bone tissue engineering. *Modares Mechanical Engineering*. 2018;17(12):417-22.
- 5- Singh S, Ramakrishna S. Biomedical applications of additive manufacturing: present and future. *Current opinion in biomedical engineering*. 2017;2:105-15.
- 6- Kolken HM, Janbaz S, Leeftang SM, Lietaert K, Weinans HH, Zadpoor AA. Rationally designed meta-implants: a combination of auxetic and conventional meta-biomaterials. *Materials Horizons*. 2018;5(1):28-35.
- 7- Hedayati R, Ghavidelnia N, Sadighi M, Bodaghi M. Improving the accuracy of analytical relationships for mechanical properties of permeable metamaterials. *Applied Sciences*. 2021;11(3):1332.
- 8- de Jonge CP, Kolken HM, Zadpoor AA. Non-auxetic mechanical metamaterials. *Materials*. 2019 12(4):635.
- 9- Gharehbaghi H, Farrokhhabadi A, Noroozi Z. Introducing a new hybrid surface strut-based lattice structure with enhanced energy absorption capacity. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*. 2023;1-0.
- 10- Farrokhhabadi A, Veisi H, Gharehbaghi H, Montesano J, Behraves AH, Hedayati SK. Investigation of the energy absorption capacity of foam-filled 3D-printed glass fiber reinforced thermoplastic auxetic honeycomb structures. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*. 2023;30(4):758-69.
- 11- Li D, Qin R, Xu J, Zhou J, Chen B. Improving mechanical properties and energy absorption of additive manufacturing lattice structure by struts' node strengthening. *Acta Mechanica Sinica*. 2022;35(6):1004-20.

هندسی در رابطه ۱ مدول الاستیک هر لایه به طور مجزا به دست آمد و سپس با استفاده از کد نویسی در متلب و روابط سری و موازی فنرها در قانون هوک، مدول الاستیک معادل ساختار گرادپانی محاسبه شد. جدول ۵ مدول الاستیک ساختار گرادپانی به دست آمده به روش تحلیلی، عددی ارائه نشان می دهد. اختلاف کم مدول الاستیک روش عددی و تحلیلی نشان می دهد که تطابق بسیار قابل قبولی بین دو روش وجود دارد.

جدول ۵) مدول الاستیک ساختار گرادپانی به روش تحلیلی و عددی

اختلاف %	(MPa) E_y	عددی
۵	۷/۹۶	تحلیلی
	۷/۵۷	

۴- نتیجه گیری

هدف اصلی این مطالعه بیان اهمیت استفاده از ساختار گرادپانی با سلول‌های آگزیتک در کاشتنی مفصل ران بوده است، تا با استفاده از سلول‌ها با ضریب پواسون منفی سطح تماس استخوان و کاشتنی را تحت بارهای کششی و خمشی زیاد کرد و با استفاده از ساختار گرادپانی سپر تنش را در سطح تماس کاشتنی و استخوان کاهش داد. در ساختار گرادپانی با تغییر میزان تخلخل (تغییر ضخامت بازوهای سلول آگزیتک) می توان ساختار را طوری طراحی کرد که در سطوح تماسی تخلخل بیشتر باشد تا مدول الاستیک ساختار متخلخل و سپر تنش استخوان - کاشتنی کاهش یابد و در لایه های بعدی تخلخل به تدریج افزایش پیدا کند تا خواص استاتیکی کل ساختار متخلخل گرادپانی افزایش یابد.

بنابراین در این مطالعه ابتدا مدول الاستیک ساختار یکنواخت سه بعدی با سلول های آگزیتک در چهار ضخامت مختلف، به روش عددی و تحلیلی مورد بررسی قرار گرفت و نتایج آن با روش تجربی مقایسه شد. بررسی ها نشان داد نتایج تحلیلی، عددی و تجربی همخوانی نسبتا خوبی با یکدیگر دارند که با مشاهده درصد کم اختلاف بین آنها به ویژه در ضخامت های پایین تایید می شود. پس از صحت سنجی روابط تحلیلی و روش عددی در ساختار آگزیتک یکنواخت، چهار ساختار آگزیتک با ضخامت های متفاوت به صورت گرادپانی کنارهم قرار گرفتند، به طوریکه ساختار آگزیتک با ضخامت کم تر (تخلخل بیشتر) در لایه فرضی تماسی کاشتنی - استخوان می باشد و در لایه های بعدی ضخامت به تدریج افزایش می یابد. بنابراین مدول الاستیک در ساختار گرادپانی به دو روش تحلیلی و عددی مورد ارزیابی و مقایسه قرار گرفت و نتایج نشان داد که انطباق خوبی بین نتایج در هر دو روش وجود دارد. بنابراین با استفاده از ساختار آگزیتک گرادپانی می توان از طرفی سطح تماس کاشتنی - استخوان را افزایش داد از طرف دیگر از سپر تنش در لایه های تماسی جلوگیری به عمل آورد.

در مجموع با استفاده از دستاوردها و روش بکار برده شده در این مطالعه می توان در آینده ساختار گرادپانی آگزیتک از جنس فلز

- 27- Risse L, Woodcock S, Brüggemann JP, Kullmer G, Richard HA. Stiffness optimization and reliable design of a hip implant by using the potential of additive manufacturing processes. *BioMedical Engineering OnLine*. 2022;21(1):1-3.
- 28- Mahbod M, Asgari M. Mechanical properties of functionally graded porous biomaterials for application in prosthesis replacement using analytical and numerical solution. *Modares Mechanical Engineering*. 2019;19(11):2717-27.
- 12- Kim Y, Son KH, Lee JW. Auxetic structures for tissue engineering scaffolds and biomedical devices. *Materials*. 2021;14(22):6821.
- 13- Yao Y, Wang L, Li J, Tian S, Zhang M, Fan Y. A novel auxetic structure based bone screw design: Tensile mechanical characterization and pullout fixation strength evaluation. *Materials & design*. 2020;188:108424.
- 14- Ahn CB, Kim JH, Lee JH, Park KY, Son KH, Lee JW. Development of multi-layer tubular vascular scaffold to enhance compliance by exhibiting a negative Poisson's ratio. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology*. 2021;8:841-53.
- 15- Zhang XY, Fang G, Leeflang S, Zadpoor AA, Zhou J. Topological design, permeability and mechanical behavior of additively manufactured functionally graded porous metallic biomaterials. *Acta biomaterialia*. 2019;84:437-52.
- 16- Xue Y, Mu J, Huang Y, Zhou L, Shi Z. Compressive mechanical properties of ex-situ auxetic composite-filled tubes. *Journal of Materials Research and Technology*. 2021;14:1644-54.
- 17- Kolken HM, Zadpoor AA. Auxetic mechanical metamaterials. *RSC advances*. 2017;7(9):5111-29.
- 18- Ghavidelnia N, Bodaghi M, Hedayati R. Idealized 3D auxetic mechanical metamaterial: an analytical, numerical, and experimental study. *Materials*. 2021;14(4):993.
- 19- Ghavidelnia N, Bodaghi M, Hedayati R. Femur auxetic meta-implants with tuned micromotion distribution. *Materials*. 2020;14(1):114.
- 20- Kolken HM, Lietaert K, van der Sloten T, Pouran B, Meynen A, Van Loock G, Weinans H, Scheys L, Zadpoor AA. Mechanical performance of auxetic meta-biomaterials. *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2020;104:103658.
- 21- Wan H, Ohtaki H, Kotosaka S, Hu G. A study of negative Poisson's ratios in auxetic honeycombs based on a large deflection model. *European Journal of Mechanics-A/Solids*. 2004;23(1):95-106.
- 22- Yang L, Harrysson O, West H, Cormier D. Compressive properties of Ti-6Al-4V auxetic mesh structures made by electron beam melting. *Acta Materialia*. 2012;60(8):3370-9.
- 23- Tu J, Makarian K, Alvarez NJ, Palmese GR. Formulation of a model resin system for benchmarking processing-property relationships in high-performance photo 3D printing applications. *Materials*. 2020;13(18):4109.
- 24- Yang L, Harrysson O, Cormier D, West H, Gong H, Stucker B. Additive manufacturing of metal cellular structures: design and fabrication. *Jom*. 2015;67:608-15.
- 25- Rafati I, Abouei Mehrizi A. Evaluation of Young's Modulus and Poisson's Ratios of Diamond Porous Structure for Use in Orthopedic Implant by Finite Element Method. *Modares Mechanical Engineering*. 2019;19(5):1135-43.
- 26- Gharehbaghi H, Sadeghzade M, Farrokhbadi A. Introducing the new lattice structure based on the representative element double octagonal bipyramid. *Aerospace Science and Technology*. 2022;121:107383.