

Araştırma Makalesi / Research Article

Lazer-Toz Yatağında Füzyon ile Üretilen Ti6Al4V Gyroid Yapıların Basma Dayanımlarının Nümerik ModellenmesiFatma Nur DEPBOYLU^{1*}, Özgür POYRAZ², Evren YASA³, Feza KORKUSUZ⁴^{1*}Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomühendislik Anabilim Dalı, Ankara²Eskişehir Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Eskişehir³Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Eskişehir⁴Hacettepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Spor Hekimliği Anabilim Dalı, Ankara

Sorumlu yazar e-posta*: fatmanur.depboylu@gmail.com ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0003-0401-5923>
ozgurpoyraz@eskisehir.edu.tr ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0001-9892-5738>
eyasa@ogu.edu.tr ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0001-5443-3598>
feza.korkusuz@gmail.com ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0001-9486-3541>

Geliş Tarihi: 08.09.2022

Kabul Tarihi: 18.01.2023

Özet**Anahtar kelimeler**

Sonlu Elemanlar
Analizi; Gyroid Kafes
Yapı Tasarımı;
Ortopedik İmplant;
Titanyum; Üçlü
Periyodik Minimal
Yüzeyler

Ortopedik metal implantlar fonksiyonun geri kazanılması amacıyla eklem ve kemik dokusunun onarımı sürecinde sağlamlığı korumak için yaygın kullanılır. İmplantların yük taşıma işlevi gören bölgeye uygun elastik modül değeri ve vücutta oluşacak olumsuz etkileri önleyici biyoyumluluk özelliklerinin olması, minimum gereksinimlerdir. İdeal implant malzemesi üzerine yaygınlaşmış çalışmalar, yüksek mekanik dayanıklılık ve osteointegrasyon özellikleri nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımlı implantlar üzerindedir. Ancak implantasyon sonrası vücutta kalması istenen durumlarda biyoaktiviteyi daha da artırmak ve kemiğin mekanik özelliklerine yaklaşmak amacıyla üçlü periyodik minimal yüzey (ÜPMY) kafes yapısına sahip gözenekli implantlar kullanılır. Çalışma, istenen mekanik özellikleri ve gözenekler arası hücre hareketini sağlamak için kontrollü ÜPMY kafes yapılarından gyroid gözenek yapısına sahip lazer toz yatağında füzyon ile üretimi planlanan Ti6Al4V ilk olarak 40-80% arasında farklı gözeneklilik oranlarında tasarlanmıştır. Ardından her bir tasarım için basma altında mekanik dayanım ve deformasyon davranışlarını sonlu eleman analizi altında incelemeye odaklanılmıştır. Literatüre bakıldığında lazer toz yatağında füzyon ile üretilen gyroid Ti6Al4V yapıların basma testi sonuçları ile karşılaştırılmış ve uyumlu sonuçlar alınmıştır.

Numerical Modeling of Compression Strengths of Ti6Al4V Gyroid Structures Produced by Laser Powder Bed Fusion Technology**Abstract**

Keywords
Finite Element
Analysis; Gyroid Lattice
Structure Design;
Orthopedic Implant;
Titanium; Triply
Periodic Minimal
Surfaces

Metal orthopedic implants are widely used to maintain stability during tissue repair in joint and bone injuries to restore function. Elastic modulus values suitable for the area where the implants carry the load-bearing part and have biocompatibility features that prevent harmful effects on the body are the minimum requirements. Widespread studies on the ideal implant material are on titanium and titanium alloy implants due to their high mechanical strength and osteointegration properties. However, in cases where it is desired to remain in the body after implantation, porous implants with triply periodic minimal surface (TPMS) lattice structures are used in order to increase the bioactivity further and reach the mechanical properties of the bone. In the study, Ti6Al4V with gyroid pore structure, one of the controlled TPMS lattice structures planned to be produced by laser powder bed fusion technology, was designed with different porosity rates between 40-80%. Then, the focus is on examining the mechanical strength and deformation behaviors under compression for each design with the finite element analysis. The results of the study were compared with the compression test of gyroid Ti6Al4V structures produced by laser powder bed fusion from the literature and consistent results were obtained.

1.Giriş

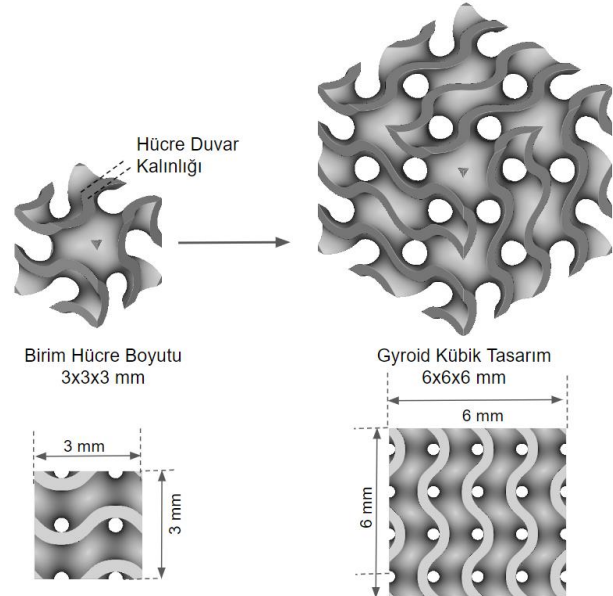
Ortopedik cerrahide Ti6Al4V implantlar malzemenin yüksek dayanıklılığı, korozyon direnci, hafifliği ve osteointegrasyon özelliklerinden dolayı yaygın kullanılır (Chatterjee *et al.* 1999, Mittal *et al.* 2012). En çok araştırılan ve tercih edilen titanyum biyomalzemeler ticari saf titanyum ve Ti6Al4V alaşımıdır (Raju *et al.* 2015). Ti6Al4V, 6% (wt.) alüminyum ve 4% (wt.) vanadyum içeriğe sahip olup oda sıcaklığında $\alpha+\beta$ fazında ikili mikro yapıdayken, saf titanyum α fazda tek mikro yapıya sahiptir. Bu sebeple de Ti6Al4V'den daha düşük mekanik dayanım göstermektedir (Navi *et al.* 2020). Ti6Al4V'ün üstün mekanik dayanımı sayesinde kalça, diz, omurga implantlarında ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan osteosentez mini plaklarda tercih edilir (Depboylu *et al.* 2022).

Titanyumun elastik modülü (110 GPa), paslanmaz çelik (200 GPa) ve kobalt-krom (230 GPa) ile karşılaştırıldığında kortikal kemiğe (0,4-28 GPa) daha yakın (Balaban ve Çimenoglu 2007) olmasına rağmen bu implantların çıkarılma nedenlerinden biri yine orantısız elastik modül değeridir. Piao vd. (2014) ve Ridzwan vd. (2007) makaleleri yüksek elastik modül sebebiyle implant kaybını ortaya koymuşlardır. Bu sebeple Ti6Al4V implantı gözenekli bir yapı olarak tasarlanarak implant elastik modül değeri kemiğine yaklaştırılır ve "Stres Koruma" etkisi önlenmiş olur. Bu etkinin anlamı, implantın tedaviden sonra yükü taşımaya devam etmesi sonucunda kemiğin eski yoğunluğuna ulaşamaması ve zayıflamasıdır. İmplantlarda kontrollü gözenek yapısı ve gözenek oranı, kemik dokusunun implanta daha iyi entegre olmasını sağlayarak besin aktarımını destekler ve daha güçlü bir biyolojik ortam oluşturur (Ataee *et al.* 2018). Çeşitli gözenek yapıları, in-vitro ortamdaki hücre davranışını kontrol etmek için fizyolojik bir mekanizma görevi görebilen kemik hücrelerinin hareketini ve metabolizmasını etkileyebilir (Yoo 2011).

Gözenekli hücresel yapılara bakıldığında stokastik hücresel, diğeri de stokastik olmayan hücresel yapılar olarak iki gruba ayrılır. Stokastik yapı, enerji

soğuran açık hücre ve yüksek sertlik sağlayan kapalı hücre olarak iki grupta sınıflandırılır (Sharma and Hiremath 2021). En bilinen yapıları süngerlerdir. Stokastik olmayan hücrelere kafes yapılar örnek verilir, kiriş tabanlı veya yaprak/ağ tabanlı olabilirler. Kiriş tabanlılar için en bilinen yapılar octet-truss, kelvin, bal peteği iken yaprak/ağ tabanlılar için Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler (ÜPMY) örnek verilebilir. Kafes yapılar 2d ve 3d sıralı organize birim hücrelerden oluştuğu için, sünger yapılara göre deformasyon üzerinde daha güvenilir ve kontrollü yapıdır (Tao and Leu 2016).

Ancak son araştırmalarda ÜPMY benzersiz biyolojik ve mekanik davranışları nedeniyle odaklanılan matematiksel modeller olmuştur (Shi *et al.* 2018) (**Şekil 1**). Konkav (içbükey) ve konveks (dışbükey) yüzeylere bakıldığında konkav yüzeyler eğimli, konveksler ise planar (düzlemsel) yüzeyler olarak tanımlanır. Konkav yüzeydeki mekanik kuvvetlerden dolayı hücreler bu yüzeylerde çekme gerilmesi oluşturur bu da hücre büyümesine olumlu etkide bulunur. Diğer yandan konveks yüzeylerde bu oran daha düşüktür (Rumpler 2008, Lehder *et al.* 2021). Kısacası konkav ve konveks yüzeylerin hücre büyümesini destekliyor olması ÜPMY ile çalışmayı mantıklı kılmaktadır.



Şekil 1. Bilgisayar Destekli Tasarımı Gyroid Birim Hücresi ve Gyroid Kübik Parçası

ÜPMY'ler diğeri gözenekli yapılarla karşılaştırıldığında üç önemli özelliğe sahip olduğu

görülmektedir. İlk olarak ÜPMY örtülü (implicit) yüzeylere sahiptir, yani basitleştirilmiş haliyle $\varphi(x,y,z)=C$ ve C sabiti ile matematiksel denklemler olarak ifade edilirler. İkinci olarak ÜPMY'ler üç bağımsız yönde periyodiktirler. Dağılım, sıra ve periyodları, fonksiyon parametreleri ile kontrol edilmeye elverişlidirler. ÜPMY'ler, geometri dilinde sıfır ortalama eğrilikli minimal yüzeyler olarak tanımlanır. Her noktadaki temel eğriliklerin toplamı sıfırdır. Tüm noktalarda eşit olarak konveks ve konkav oldukları bu nedenle hiperbolik oldukları belirtilir. Sabit bir sınır eğrisinde minimal bir yüzeyin alanı, aynı sınıra sahip diğer yüzeylere göre daha fazladır. (Feng *et al.* 2022). ÜPMY pürüzsüz yüzeylerine tipik bir örnek yüzey gerilmelerinin yüzey alanındaki her noktada minimize edilmeye çalışıldığı sabun köpük filmidir (Torquato *et al.* 2004, Sharma and Hiremath 2021). Bu minimal yüzeyler istenilen mekanik özellikleri saptamak için farklı periyodiklik ve bağıl yoğunluk ile kontrol edilebilirler. Ayrıca ÜPMY'ler doğada bulunan nano gözenekli zarlara ve trabeküler kemik yapısına benzerlikte göstermektedir. Boyut sınırlayıcı gözenek ara bağlantılarının olmaması nedeniyle de ÜPMY geçirgenliğinin giriş tabanlı hücrese yapılar göre 10 kattan fazla olduğu gözlenmiştir (Yoo 2011).

ÜPMY'ler yukarıda da belirtildiği gibi matematiksel denklemlerle ifade edilmektedirler ve seviye set denklemleri tarafından Fourier serisi ile görselleştirilebilirler (**Eşitlik 1**). $F(k)$ genliği k çift taraflı vektörü ile ilişkilendirilir, $\alpha(k)$ ise faz kaymasıdır. $\varphi(r)$ 0'dan küçük ve eşit olduğunda dolu bölgeyi tanımlarken 0'dan büyük olduğunda boş bölgeyi tanımlar. 0'a eşit olduğunda ise eş yüzeyi ifade eder bunun anlamı yarı hacimde dolu ve yarı hacimde boşluktur.

$$\varphi(r) = \sum_k F(k) \cos[2\pi k \cdot r - \alpha(k)] = 0 \quad (1)$$

ÜPMY yaklaşık ifadeleri **Eşitlik 2-7** arasında gösterilmektedir. Formüllerde $x=2\pi X/L_x$, $y=2\pi Y/L_y$, $z=2\pi Z/L_z$ olarak tanımlanırken L üç yönde birim hücre boyutunu gösterir, c sabiti bağıl yoğunluk değerine karar verir, örneğin c değeri sabit ise bağıl yoğunlukta sabitken kademeli bağıl yoğunlukta c değişken olarak tanımlanır. Genel olarak ÜPMY'ler bir hacme ve kalınlığa sahip olmayan pürüzsüz yüzeylerdir (Yan *et al.* 2015). Bu sebeple ÜPMY gözenekli yapılarını oluşturmak için cisimleştirme (materialization) sürecine ihtiyaç duyulur. Katı içerisinde ÜPMY oluşturmada iki yaklaşım bulunmaktadır. İlki, minimal yüzeyler tarafından ayrılan hacmin katılaşmasıdır ve katı-ağ tabanlı ÜPMY olarak adlandırılır, diğerinde ise minimal yüzeyler iki taraflı kalınlaşarak yaprak tabanlı ÜPMY adını alır (**Şekil 2**). Katı-ağ ÜPMY, yaprak tabanlı ÜPMY'e göre daha az eğrilik ve bağlantısallık sergilemektedir (Li *et al.* 2018). Bu nedenle yaprak tabanlı ÜPMY biyomedikal uygulamalarda tercih edilmektedir.

$$\varphi G = \sin x \cdot \cos y + \sin y \cdot \cos z + \sin z \cdot \cos x = c \quad (2)$$

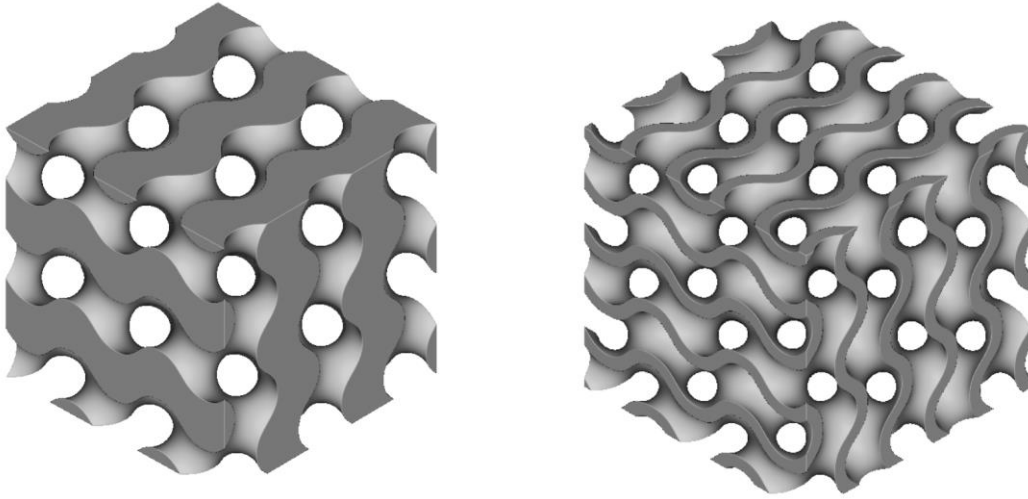
$$\varphi P = \cos x + \cos y + \cos z = c \quad (3)$$

$$\varphi D = \sin x \cdot \sin y \cdot \sin z + \sin x \cdot \cos y \cdot \cos z + \cos x \cdot \sin y \cdot \cos z + \cos x \cdot \cos y \cdot \sin z = c \quad (4)$$

$$\varphi L = \left(\frac{1}{2}\right) \cdot (\sin 2x \cdot \cos y \cdot \sin z + \sin 2y \cdot \cos z \cdot \sin x + \sin 2z \cdot \cos x \cdot \sin y) - \left(\frac{1}{2}\right) \cdot (\cos 2x \cdot \cos 2y + \cos 2y \cdot \cos 2z) = c \quad (5)$$

$$\varphi Neovious = 3(\cos x + \cos y + \cos z) + 4 \cdot \cos x \cdot \cos y \cdot \cos z = c \quad (6)$$

$$\varphi IWP = 2(\cos x \cdot \cos y + \cos y \cdot \cos z + \cos z \cdot \cos x) - (\cos 2x + \cos 2y + \cos 2z) = c \quad (7)$$



Şekil 2. Katı-Ağ (Sol) ve Yaprak Tabanlı (Sağ) ÜPMY Gyroid Oluşturma Prensibi

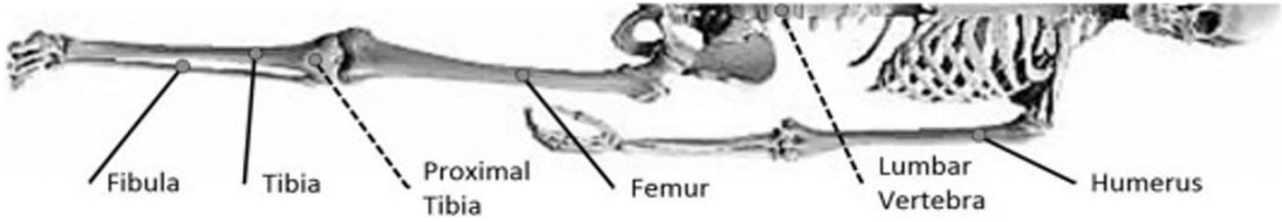
Yaprak tabanlı ÜPMY'nin daha fazla yüzey alanına sahip olması hücre yapışmasına, hücre göçüne ve tomurcuklanmaya katkı sağlar. Yani yüksek yüzey alanı biyolojik avantaj sağlamaktadır. Dahası kiriş tabanlı (octet-truss, bal peteği) kafes yapılara göre yumuşak geçişli sonsuz devamlılıkta yüzeyler, mekanik olarak düşük gerilim noktaları oluşturmakta ve yüksek mekanik dayanım sağlamaktadır. ÜPMY yapıların yüksek geçirgenliği sadece hücre göçü için değil aynı zamanda besin ve büyüme faktörlerinin geçişine de olanak sağlar bunun anlamı daha yüksek ve hızlı vaskülarizasyon demektir (Vijayavenkataraman *et al.* 2018). Kemik hasarı onarımı ve rejenerasyonu için kan dolaşımının yeniden yapılandırılması (neovaskülarizasyon) ve fonksiyonun iyileşmesi önemlidir (Okazaki *et al.* 2019). Gözenek boyutunun ÜPMY'lerde ölçümü, belli sınır boyutları olmadığı ve yumuşak geçişe sahip yapılar oldukları için zor olmaktadır. Bu sebeple duvar kalınlığı üzerinden tasarım yapılmaktadır.

Kafes yapıların mekanik özellikleri bağıl yoğunluk (Kafes yapının yoğunluğu / Malzemenin yoğunluğu) ile ilişkilidir. Gibson-Ashby modeli de kafes yapılarda bu bağıl yoğunluk ile dayanım ve/veya elastik modül ilişkisini ortaya koyar (Burton *et al.* 2019). **Eşitlik 8 ve 9'a** bakıldığında, * kafes yapıyı, s temel malzemeyi ifade ederken, c sabiti birim hücre topolojisidir ve her birim hücre tipinde farklı değere sahiptir, n üssü ise yapının uzama mı eğilme davranışında mı olduğuna yani yapının mekanik cevabına bağlıdır.

$$\frac{\sigma^*}{\sigma^s} = C \left(\frac{\rho^*}{\rho^s} \right)^n \quad (8)$$

$$\frac{E^*}{E^s} = C \left(\frac{\rho^*}{\rho^s} \right)^n \quad (9)$$

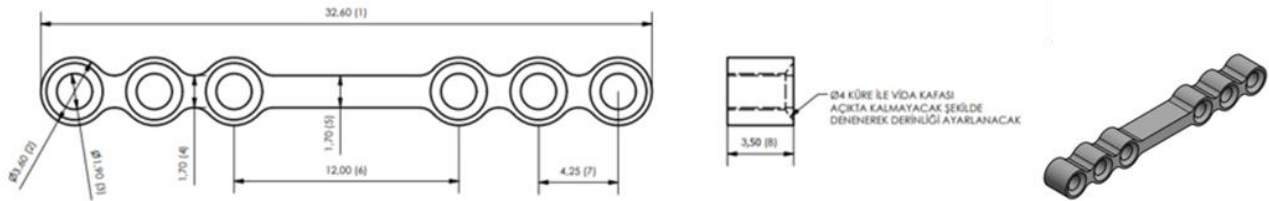
Gyroid hücre iskelelerinin tasarım ve üretiminin, mekanik, biyolojik ve üretilebilirlik yönünden belirli sınırlar içerisinde yapılması gereklidir. Daha önce bahsedildiği gibi Stres Koruma etkisini önlemek için 0.4 GPa'dan 28 GPa'ya kadar kortikal kemik (**Şekil 3**) elastik modül değerleri göz önünde bulundurulur ancak mini-plak çalışmasında maksillofasiyal ve üst uzuv kemikler amaçlandığı için 0,4-18,07 GPa değer aralığına odaklanılmıştır (**Çizelge 1**). Biyolojik açıdan 60-70% gözeneklilik oranı geçirgenlik için önemli, öte yandan 70% üzeri mekanik özellikleri zayıflatığı için tercih edilmemektedir (Vijayavenkataraman *et al.* 2018). Tasarım esnasında gyroid gözenekli Ti6Al4V yapıların lazer toz yatağında füzyon teknolojisi ile üretilebilirliği açısından ise 3x3x3 mm birim hücre boyutu ile modelleme planlanmıştır. Çalışmada 3 mm birim hücre boyutlu gyroid yapıların diğer bir seçilme sebebi ise maksillofasiyal ve el cerrahisinde kullanılacak fiksasyon mini-plaklara hacimsel olarak uygun boyutta olmasıdır. Yapılan çalışma kapsamında hedeflenen ve gözeneklendirilecek boyun bölgesindeki en büyük ölçüsü 3.5mm olan mini plak içine, en azından bir yönde tam bir gyroid sırası sığdırılabilmesi hedeflenmiştir (**Şekil 4**).



Şekil 3. Kortikal Kemik Tipleri, Yang et al. (2019) tarafından CC BY 4.0 altında lisanslandırılmıştır.

Çizelge 1. Farklı Birim Hücre Boyutunda ve Duvar Kalınlıklarında Tasarlanmış Ti6Al4V Gyroid LAM ile Üretimleri Sonucu Elastik Modül Değerleri

Tasarım ve Malzeme/Kemik	Birim Hücre Boyutu (mm)	Duvar Kalınlığı (µm)	Boşluk (%)	Akma Dayanımı (MPa)	Elastik Modül (GPa)	Kaynaklar
Gyroid Ti6Al4V Grade 23 ELI	1.5x1.5x1.5	258-330	62 - 48	115-233	3.87-5.65	Bobbert et al. 2017
Gyroid Ti6Al4V Grade 5 EOS	3.3x3.3x3.3	-	85 - 95	50 -10	200 MPa-40 MPa	Challis et al. 2014
Gyroid Ti6Al4V Grade 5 EOS	3x3x3	450	70	34.62	5.51	Ge et al. 2020
Gyroid Ti6Al4V Renishaw	-	243	73.7	-	2-2.5	Mahmoud et al. 2021
Gyroid Ti6Al4V Renishaw	-	445	70.5	-	2.5-3	Mahmoud et al. 2021
Gyroid Ti6Al4V Grade 23 ELI	4x4x4	250-500	78 - 61	77.5-145	5.3-14.7	Kelly et al. 2019
Gyroid Ti6Al4V Grade 23 ELI	6x6x6	250-1 mm	85 - 55	39.5-139	3-13.9	Kelly et al. 2019
Gyroid Ti6Al4V Grade 5 EOS	4.5x4.5x4.5	-	95 - 85	5.2-41	0.315-1.13	Yan et al. 2021
Gyroid Ti6Al4V Grade 23 ELI	3-12	320-1.27 mm	70	126.5-89.35	6.48- 4.12	Pham et al. 2020
Gyroid Ti6Al4V Grade 23 ELI	3-12	320-1.26 mm	70	131.5-122.2	6.43-3	Pham et al. 2020
Gyroid Ti6Al4V Grade 5 EOS	3-7	-	95-80	6.5-81.3	0.13-1.25	Yan et al. 2015
Gyroid Ti6Al4V Grade 5 EOS	3-7	-	10-5	1342-1481	17.45-19.14	Yan et al. 2015
Fasiyal Kemikler Basma Testi	-	-	-	-	9.1-15.6	Peterson et al. 2006
Kafatası Basma Testi	-	-	-	-	0.4-5.6	Wright et al. 2019
Üst Uzun Kemikleri Basma Testi	-	-	-	-	2.75-18.07	Singh et al. 2019



Şekil 4. Gyroid yapının entegre edilmesi hedeflenen mini plak tasarımı.

2. Malzeme ve Metodoloji

2.1. Modelleme ve ÜPMY Kafes Yapıların Tasarımı

ÜPMY gyroid yapıları nTopology yazılımı kullanılarak modellenmiştir. Modellemelerde yaprak-tabanlı gyroid yapı, katı-ağ tabanlıya oranla daha yüksek mekanik dayanım sağladığı için tercih

edilmiştir. 6x6x6 mm kübik yapı içerisine 3x3x3 mm birim hücre boyutunda gyroidler sığdırılmış olup (Şekil 5), Gibson-Ashby modelinden yola çıkarak bağıl yoğunluk değişiminin mekanik özelliklere etkisini görmek amacıyla farklı duvar kalınlıklarında tasarımları yapılmıştır (Çizelge 2).

Çizelge 2. Aynı Birim Hücre Boyutunda Farklı Duvar Kalınlıklarında Gyroid Tasarımları

Birim Hücre Boyutu (mm)	Duvar Kalınlığı (mm)
3x3x3	0,3
3x3x3	0,5
3x3x3	0,7
3x3x3	0,9

1.1. Sonlu Elemanlar Tek Eksenli Basma Testi Analizi

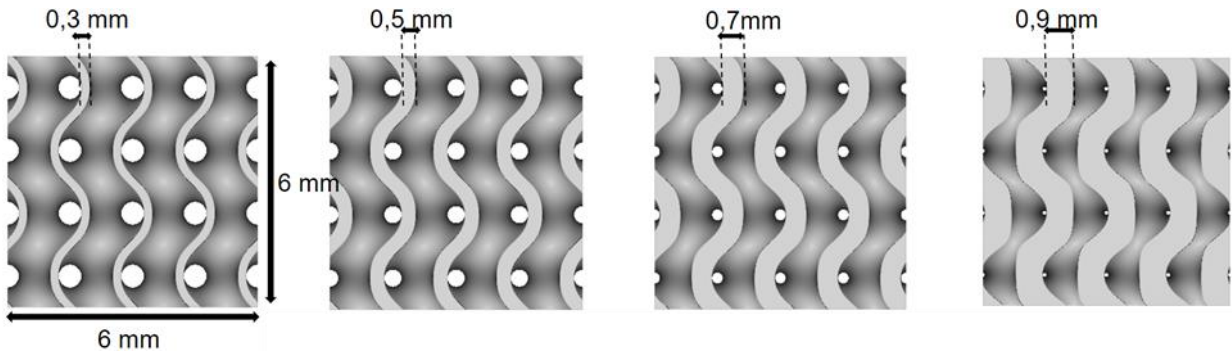
Sonlu elemanlar analizi için tek eksenli basma testi simülasyonu ANSYS programında gerçekleştirilmiştir. nTopology yazılımında tasarlanan modellerin ANSYS'te açılması için uygun formatta dışarı aktarılması gerekmektedir. Bu sebeple tasarlanmış gyroid model, yüzey elemanlarına ayırma işlemi sonrası .obj formatında nTopology'den alınıp, ANSYS SpaceClaim'de yüzey (facets) olarak açılmış ve katı modele çevrilmiştir (**Şekil 6**). Ardından parça onarım ve hazırlık kısımlarında, sağlamlaştırma ve düzeltme yapılmıştır. Bunun yanında basma testinin analizini çözümde göstermek için kübik gyroid yapının alt ve üst bölgelerinde yüksekliği 0,5 mm kalınlıkta katı plakalar ANSYS içerisinde bulunan SpaceClaim yazılımında modellenmiştir (**Şekil 7**). ANSYS Mechanical kısmına alınan iki plaka ve aralarındaki gyroid yapı olmak üzere 3 katı modele, ANSYS Engineering Data eklemeli üretim kütüphanesi içerisinde bulunan Ti6Al4V malzemesi atanmıştır. Bu sebeple malzeme temel özellikleri de, hali hazırda var olan bu kütüphaneden tanımlı olmuştur (**Çizelge**

3). Ardından statik yapısal değerlendirme sürecine geçilmiştir.

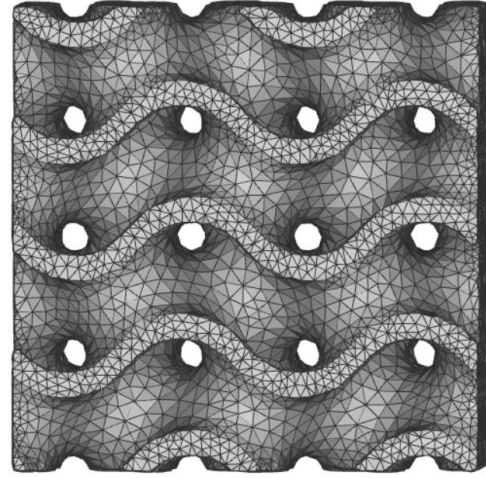
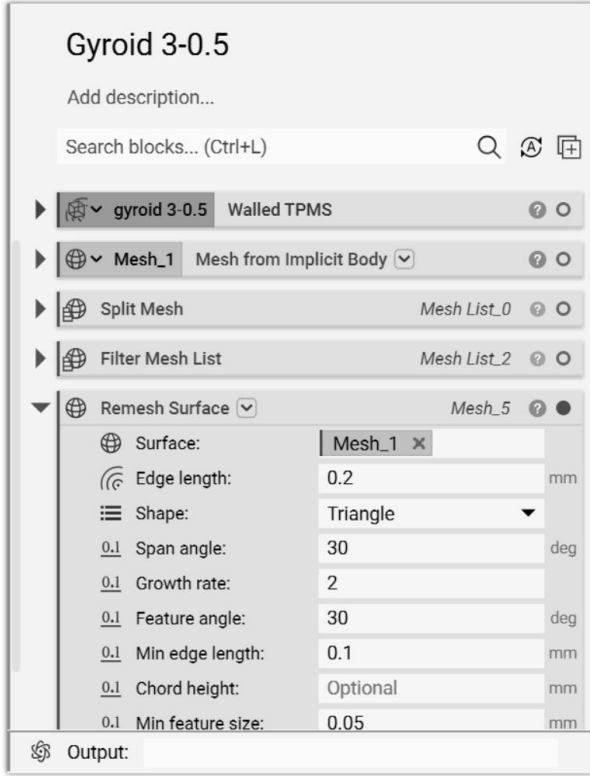
Çizelge 3. ANSYS Engineering Data kütüphanesinden alınan Ti6Al4V malzeme özellikleri

Özellik	Birim	Değer	Değer	Değer
Sıcaklık	°C	20	37	204
Yoğunluk	10 ⁻³ kg/m ³	4405	4406,2	4382,1
Elastik Modül	10 ¹¹ Pa	1,07	1,067	0,914
Poisson Oranı	-	0,323	0,323	0,3342
Akma Dayanımı	10 ⁹ Pa	1,09	-	0,844

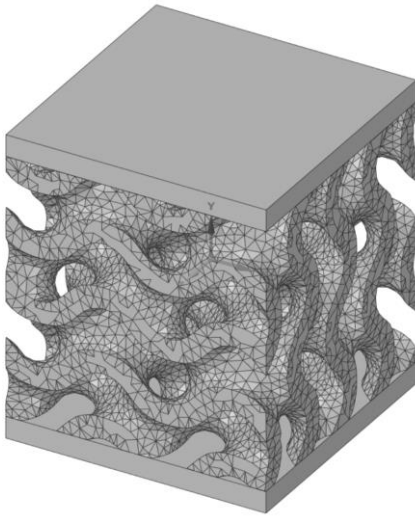
Statik analiz için sınır şartlarına bakıldığında, gyroid yapının yukarısında kalan plakanın üst yüzeyine yer değiştirme aşağı yönde 3 mm olarak verilmiş, alt plakanın taban yüzeyine ise ankastre atanmıştır. Yer değiştirme 6 mm yüksekliğe sahip gyroid yapının yarısı kadar verilerek deformasyon detaylı bir şekilde incelenmiştir. Deformasyon statik yapısal analiz prensibinde ele alındığı için malzeme ve geometri sebepli deformasyon değişimleri yok sayılmış sadece sınır koşulları ve uygulanan yer değiştirme dikkate alınmıştır. Ancak bu prensip ile elastik bölgede doğrusal analizden dolayı doğru sonuçlar alınsa dahi akma dayanımından sonraki plastik deformasyon bölgesinde gerçeğe yakın sonuçlar almak mümkün değildir. Bu nedenle doğrusal olmayan analizler için büyük deformasyon "Yüksek Bozunum (Large Deformation)" seçeneği açık olarak uygulanmaya devam edilmiştir. Farklı kalınlıktaki gyroid yapıların elastik modül değerlerine ulaşmak için tepki kuvvetleri ve toplam şekil değiştirme ile çözüm alınmıştır.



Şekil 5. Soldan Sağa 0,3'ten 0,9'a kadar Farklı Duvar Kalınlıklarında Gyroid Kafes Yapısında 6 mm Kenara Sahip Kübik Yapılar



Şekil 6. nTopology yazılımında elemanlara ayırma işlemi uygulanmış, dışa aktarılmaya hazır tasarlanan gyroid ÜPMY yapı

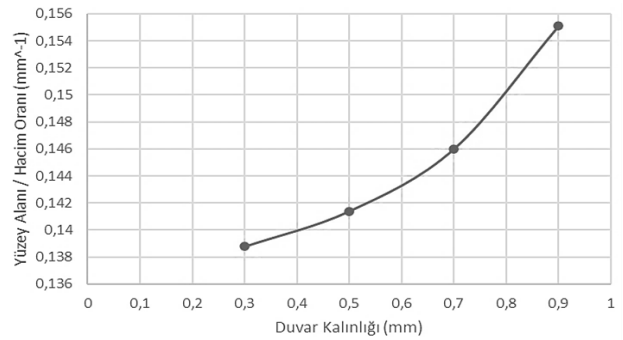


Şekil 7. ANSYS SpaceClaim Modülünde Alt ve Üste Eklenmiş Solid Plakalar

3. Bulgular ve Tartışma

0,3, 0,5, 0,7 ve 0,9 mm duvar kalınlığına sahip gyroid yapıların yüzey alanı/hacim oranları grafikte gösterildiği gibi duvar kalınlığı arttıkça ciddi bir artış göstermiştir (Şekil 8). Çizelge 4'te farklı duvar kalınlıklarındaki gözenek oranları ve yüzey alanı /hacim oranları detaylı bir şekilde verilmiştir. Şekil

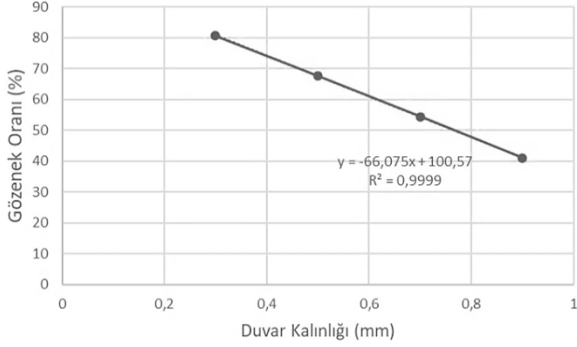
9'da grafikte sergilendiği gibi aynı birim hücre boyutunda (3x3x3 mm) duvar kalınlığı arttıkça gözenek oranı azalmıştır. Her ne kadar hücrelerin yapışmasında gereken yüzey alanı sağlanmış olsa bile gözenek içinde hücre göçü ve hücreler çoğalması için gerekli besin-atık aktarımı azalacağı için 0,9 mm tasarıma nümerik analiz uygulanmamıştır.



Şekil 8. Farklı Duvar Kalınlıklarında Gyroid Yapıların Yüzey Alanı / Hacim Oranları

Çizelge 5'te 20%, 60% ve 100% deformasyon altında 0,3, 0,5 ve 0,7 mm duvar kalınlıklarının görselleri verilmiştir. 0,3 mm tasarımda plakalarda kayma olmuşken, 0,5 ve 0,7'de fiçilaşma gözlemlenmiştir.

Yapısal analiz sonucunda alt ve üst plakalarda aynı çıkan tepki kuvvetleri plaka kesit alanına bölünerek (**Eşitlik 10**) her bir kalınlıkta efektif gerilme değerleri hesaplanmıştır (**Eşitlik 11**) ve grafikte MPa biriminde verilmiştir. Gerinme hesabında ise her adımdaki yer değiştirme ilk yüksekliğe yani 6 mm'ye bölünür (**Eşitlik 12**). Gerilme-Gerinme grafiğinde akma dayanımından sonraki plastik deformasyon bölgesi görülmektedir (**Şekil 10**). Şekilde görüldüğü gibi kalınlık arttıkça gerilme değerleri de artmaktadır.



Şekil 9. Farklı Duvar Kalınlıklarında Gyroid Yapıların Gözenek Oranları

Çizelge 4. Dört Farklı Duvar Kalınlıklarında Gyroid Yapıların Ölçümleri

Birim Hücre Boyutu (mm)	Duvar Kalınlık (mm)	Hacim (mm ³)	Boşluk (%)	Kesit Yüze Alanı (mm ²)	Yüze Alanı/Hacim Oranı (mm ⁻¹)
3x3x3	0,3	41,819	80,639	5,803	0,138
3x3x3	0,5	69,897	67,639	9,883	0,141
3x3x3	0,7	98,401	54,443	14,367	0,146
3x3x3	0,9	127,465	40,988	19,770	0,155

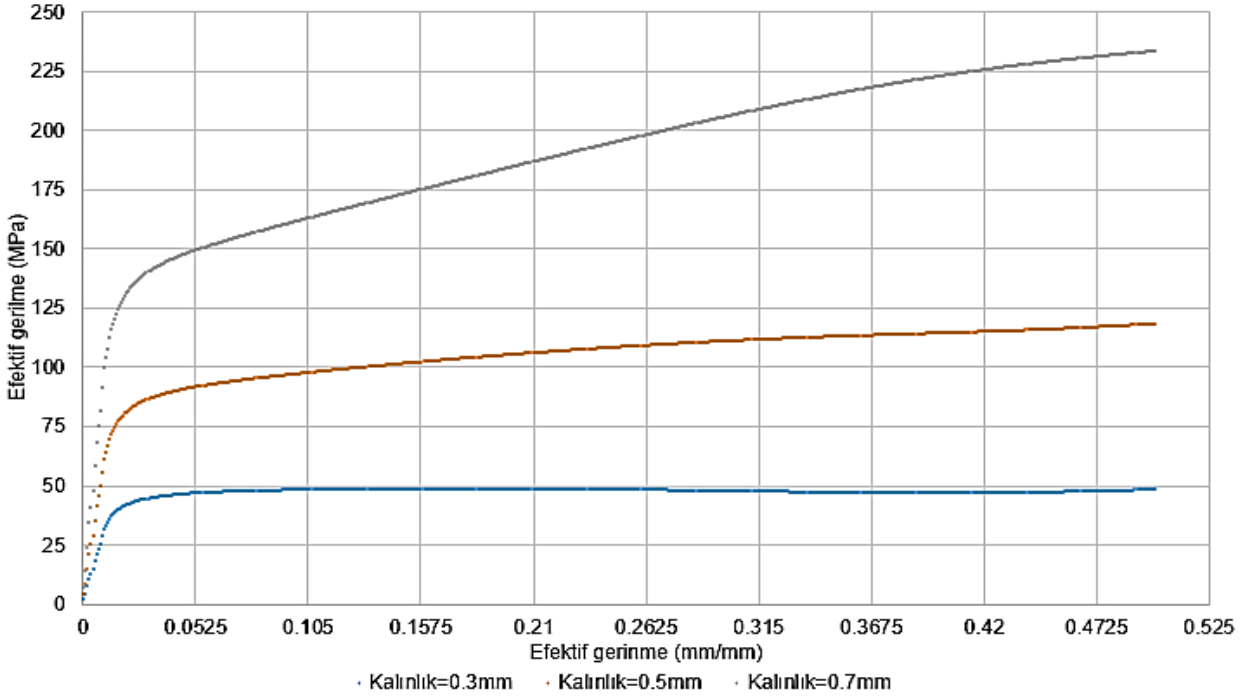
$$Kesit A. = 6x10^{-3}x6x10^{-3} = 36x10^{-6}m^2 \quad (10)$$

$$Efektif Gerilme = \sigma = F tepki / A \quad (11)$$

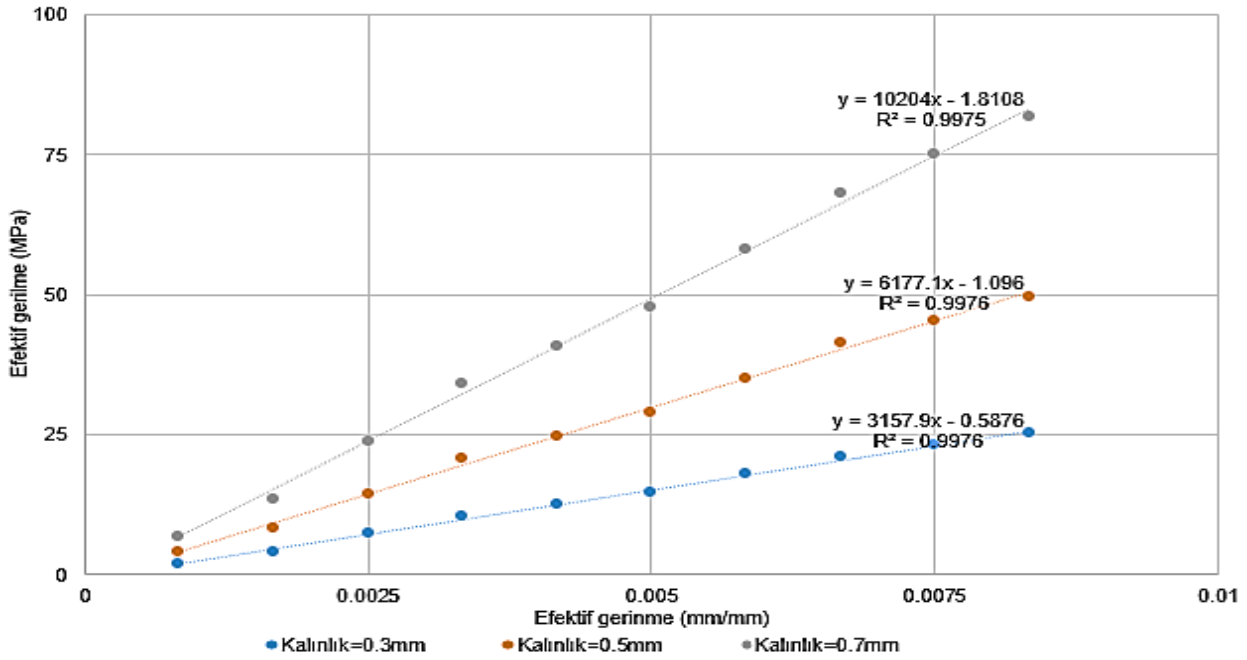
$$Efektif Gerinme = \varepsilon = \Delta H / H_0 \quad (12)$$

Çizelge 5. Farklı Duvar Kalınlıklarında Gyroid Yapıların 20%, 60% ve 100% Deformasyon Altında Görüntüleri

Deformasyon/ Yer Değiştirme oranı	0.3mm Kalınlık	0.5mm Kalınlık	0.7mm Kalınlık
20%			
60%			
100%			



Şekil 10. Farklı Duvar Kalınlıkları için Gyroid Tasarımların Gerilme-Gerinme Grafiği



Şekil 11. Farklı Duvar Kalınlıkları için Gyroid Tasarımların Gerilme-Gerinim Grafiğindeki Regresyon denklemleri ve Yakınsama Değerleri

Akma karakteri hücre duvar kalınlıklarına göre değişmektedir. Elastik modülü hesabı için doğrusal özellik gösteren elastik bölgede regresyon analizi yapıldığı ayrı bir grafik oluşturulmuştur (Şekil 11). Her bir kalınlık için yakınsama değerleri 0,99 değerinde olup birinci dereceden eğri denklemlerinde x'in katsayıları her bir tasarım için elastik modülü değerini MPa değerinden vermiştir.

Çizelge 6'da bu değerler GPa üzerinden gösterilmiştir.

Çizelge 6. Gyroid Tasarımların Regresyon Denklemlerinden Çıkan Elastik Modül Değerleri

Gyroid Tasarım	Elastik Modül (GPa)
0,7	10,204
0,5	6,177
0,3	3,157

Gözenek boyutu kafes yapının geçirgenliği hakkında fikir verdiği için Yüzey Alanı/Hacim oranı (S/V) üzerinden geçirgenlik değerlendirilmiştir. Daha yüksek yüzey alanı daha küçük gözenek boyutu anlamına gelir yani geçirgenlik yüzey alanı arttıkça azalır (Blanquer *et al.* 2017). Daha yüksek yüzey alanı mekanik dayanımın daha fazla olmasını sağlamaktadır diğer bir deyişle daha küçük gözenek boyutuna sahip olmak mekanik dayanımı artırmaktadır (Al-Ketan and Al-Rub 2019). **Şekil 10'** da gösterilen gerilme-gerinim grafiği de bu yaklaşım ile uyumlu sonuçlar vermiştir. Hem yüzey alanı hem de geçirgenlik biyolojik açıdan önem arz etmektedir ancak ikisinin optimum değerlerde buluşması mekanik ve biyolojik faktörler açısından tercih edilir.

Kafes yapılara yük uygulanması durumunda, katı-ağ veya yaprak tabanlı ÜPMY'lerin eğilme, bükülme veya uzama kombinasyonları yapıyı deforme eder. Sonuç olarak ÜPMY kafes yapıları deformasyon durumlarına göre uzama-baskın veya eğilme-baskın kafes yapılar olarak kategorize edilir (Deshpande *et al.* 2001). Uzama-baskın kafes yapılar çoğunlukla akma sonrası yumuşamayı takiben plato gerilmesi sergilerken eğilme-baskın kafes yapılar akma sonrası doğrudan plato gerilmesi gösterir (Alketan and Al-Rub 2019). Plato bölgesinde eğilme baskın yapılar uzamaya göre daha stabil davranır bu da eğilme baskın yapıları enerji soğuran uygulamalara daha uygun hale getirir (Rashed *et al.* 2016). Uzama baskında deformasyon katman-katman devam eder diğer yandan eğilme-baskın yapılarda deformasyon bütün katmanlarda aynı anda gerçekleşmektedir bu sebeple enerji soğurma daha başarılıdır. **Çizelge 5'**te deformasyon gyroid yapının bütün katmanlarında gözlenmektedir. Bu sebeple gyroid yapının eğilme-baskın davranışa uygun hareket ettiği doğrulanmaktadır.

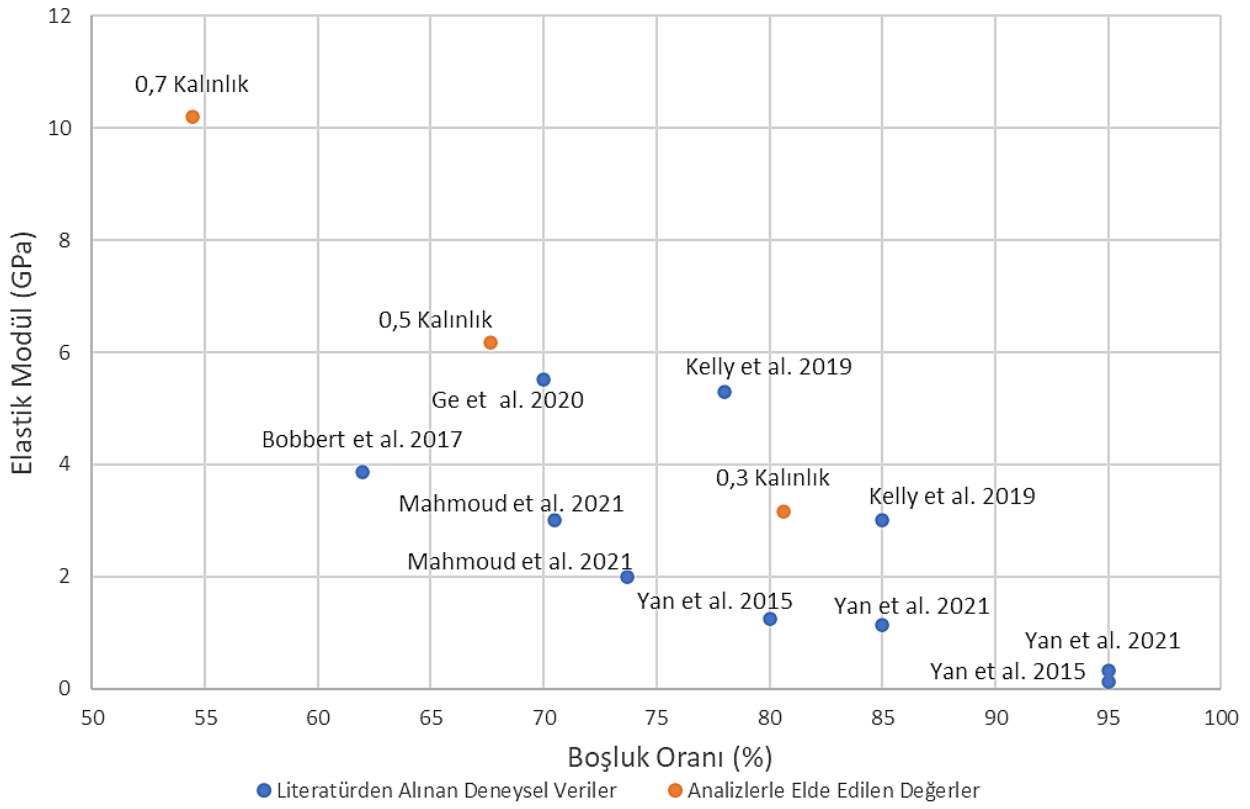
Yoğunlaşma bölgesinde ise gerilme ani yükselir çünkü kafes yapı katı gibi davranmaya başlar ve tepki kuvveti oluşturur (Alketan and Al-Rub 2019, Sharma and Hiremath 2021). Ancak bu çalışmada

yer değiştirme parça yüksekliğinin yarısı yani 3 mm kadar uygulandığı için parça yoğunlaşmaya uğrayacak kadar deforme olmamıştır bu sebeple grafikte yoğunlaşma bölgesi sergilenmemektedir (**Şekil 10**).

Şekil 10'da gerilme-gerinim grafiği ayrıca deformasyon davranışının sadece birim hücreye bağlı olduğunu ve basma dayanımının bağlı yoğunluk arttıkça arttığını göstermektedir. Bu da farklı kalınlıklarda akma dayanımının değiştiğine işaret eder. Tüm bunlara ek olarak ÜPMY yapıların mekanik özelliklerine etki eden parametreler; bağlı yoğunluk, birim hücre boyutu, duvar kalınlığı, gözenek boyutu, birim hücre oryantasyonu (konumlandırması), ve birim kafes tipi-topolojisi olarak sıralanabilir. Birim hücre topolojisi mekanik özellikleri 10 kat etkilerken malzeme tipi 2 kat etkiler (Keshavarzan *et al.* 2020).

Şekil 12'de sunulan grafikte elastik modülün doluluk oranına göre değişimi için literatürden alınan deneysel veriler ile analizlerle elde edilen değerler karşılaştırılmaktadır. Grafikten de görüleceği üzere benimsenen son yöntemde deneysel veriler ile analizler arasında uyumlu sonuçlara ulaşılmıştır. En yakın değer karşılaştırıldığında, analizlerle elde edilen verinin deneye kıyasla 11% seviyesinde yüksek olduğu görülmektedir. Fakat analizlerde kullanılan kalınlığın da literatürdekinden 11% fazla olduğu dikkate alındığında analiz sonuçlarının deneylerle iyi bir uyum sağladığı sonucuna ulaşılabilir.

Çalışmada deneysel verilere sahip olmamak makalenin ana kısıtını oluşturmaktadır. Kısacası deney sonucunda elde edilmiş Ti6Al4V malzeme özellikleri veri seti sonlu eleman analizine girilmemiştir. Bunun yerine ANSYS kütüphanesinden alınmış malzeme özellikleri ile analiz gerçekleştirilmiştir. Ayrıca karşılaştırılan verilen önceki araştırmacıların yayınlarından alınması çalışmasının bir başka kısıtıdır.



Şekil 12. Sonlu Eleman Analizi ile Elde Edilen Verilerin Literatürden Alınan Deneysel Değerlerle Karşılaştırılması

4.Sonuçlar

ÜPMY gyroid modelleri, ortopedik implantlar için uygun mekanik dayanım ve osteointegrasyon gereklilikleri kapsamında farklı duvar kalınlıklarında tasarlanmıştır. Buna göre modellerin birbirinden farklı gözenek oranlarında basma altındaki mekanik davranışları ANSYS içerisinde sonlu elemanlar analizi altında incelendi ve mevcut literatür deneysel verileriyle karşılaştırılmıştır. Gyroid kafes Ti6Al4V yapıların lazer toz yatağında füzyon teknolojisi yoluyla üretilebilirliği de göz önüne alınarak tasarımları yapılmıştır. Çalışmanın çıktılarına bakıldığında literatürde verilen bu eklemeli üretim teknolojisi ile imal edilmiş Ti6Al4V gyroid yapıların deneysel verileri ile uyumlu sonuçlara ulaşıldığı, hem birbirine yakın gözeneklilik oranlarında benzer elastik modül değerleri elde edilmesi ile hem de bütün katmanlarda meydana gelen deformasyon davranışının gözlemlenmesiyle de doğrulanmıştır. Bu çalışma, hayata geçirilecek yenilikçi Ti6Al4V ortopedik metal implant tasarımlarının mekanik, biyolojik özelliklerinin ve üretilebilirlik sınırlarının belirlenmesinde yol gösterici niteliktedir.

Teşekkür

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK- Proje No: 120N943) ve Güney Kore Ulusal Araştırma Fonu (NRF-Proje No: 2020K2A9A1A06108513) tarafından desteklenen PorouSLM “Development of a Selective Laser Melting (SLM) Technology Platform for the Production and Characterization of Calcium Phosphate/PLGA Composite Coated Porous Titanium Mini Plates for Maxillofacial, Hand and Ear-Nose-Throat (ENT) Surgery” projesi kapsamında gerçekleştirilmiştir. Prof. Dr. Feza Korkusuz Türkiye Bilimler Akademisi (TÜBA) üyesidir.

5.Kaynaklar

Ataee A., Li Y., Brandt M., Wen C., 2018. Ultrahigh-strength titanium gyroid scaffolds manufactured by selective laser melting (SLM) for bone implant applications. *Acta Materialia*, **158**, 354-368.

Al-Ketan, O., & Abu Al-Rub, R. K., 2019. Multifunctional mechanical metamaterials based

on triply periodic minimal surface lattices. *Advanced Engineering Materials*, **21**(10), 1900524.

Balaban, N., Çimenoğlu, H., 2007. Bioactivity Examination Of Titanium And Its Alloys, Thesis (M.Sc.), İstanbul Technical University, Institute of Science and Technology, <http://hdl.handle.net/11527/9296>

Blanquer, S. B., Werner, M., Hannula, M., Sharifi, S., Lajoinie, G. P., Eglin, D., ... & Grijpma, D. W., 2017. Surface curvature in triply-periodic minimal surface architectures as a distinct design parameter in preparing advanced tissue engineering scaffolds. *Biofabrication*, **9**(2), 025001.

Bobbert, F. S. L., Lietaert, K., Eftekhari, A. A., Pouran, B., Ahmadi, S. M., Weinans, H., & Zadpoor, A. A., 2017. Additively manufactured metallic porous biomaterials based on minimal surfaces: A unique combination of topological, mechanical, and mass transport properties. *Acta biomaterialia*, **53**, 572-584.

Burton, H. E., Eisenstein, N. M., Lawless, B. M., Jamshidi, P., Segarra, M. A., Addison, O., ... & Cox, S. C., 2019. The design of additively manufactured lattices to increase the functionality of medical implants. *Materials Science and Engineering: C*, **94**, 901-908.

Challis, V. J., Xu, X., Zhang, L. C., Roberts, A. P., Grotowski, J. F., & Sercombe, T. B., 2014. High specific strength and stiffness structures produced using selective laser melting. *Materials & Design*, **63**, 783-788.

Chatterjee, A., Sapru, B. L., & Awasthi, P. N., 1999. Efficacy of Indigenously manufactured titanium bone plates and screws in maxillofacial surgery. *Medical journal, Armed Forces India*, **55**(4), 287-290. doi:10.1016/S0377-1237(17)30349-0.

Depboylu, F. N., Yasa, E., Poyraz, Ö., Minguella-Canela, J., Korkusuz, F., & De los Santos López, M. A. 2022. Titanium based bone implants production using laser powder bed fusion technology. *Journal of Materials Research and Technology*, **17**,1408-1426.

- Deshpande, V. S., Ashby, M. F., & Fleck, N. A., 2001. Foam topology: bending versus stretching dominated architectures. *Acta materialia*, **49**(6), 1035-1040.
- Feng, J., Fu, J., Yao, X., & He, Y., 2022. Triply periodic minimal surface (TPMS) porous structures: from multi-scale design, precise additive manufacturing to multidisciplinary applications. *International Journal of Extreme Manufacturing*, **4**(2), 022001.
- Ge, J., Huang, J., Lei, Y., O'Reilly, P., Ahmed, M., Zhang, C., ... & Yin, S., 2020. Microstructural features and compressive properties of SLM Ti6Al4V lattice structures. *Surface and Coatings Technology*, **403**, 126419.
- Kelly, C. N., Francovich, J., Julmi, S., Safranski, D., Guldborg, R. E., Maier, H. J., & Gall, K., 2019. Fatigue behavior of As-built selective laser melted titanium scaffolds with sheet-based gyroid microarchitecture for bone tissue engineering. *Acta Biomaterialia*, **94**, 610-626.
- Keshavarzan, M., Kadkhodaei, M., Badrossamay, M., & Ravari, M. K., 2020. Investigation on the failure mechanism of triply periodic minimal surface cellular structures fabricated by Vat photopolymerization additive manufacturing under compressive loadings. *Mechanics of Materials*, **140**, 103150.
- Lehder, E. F., Ashcroft, I. A., Wildman, R. D., Ruiz-Cantu, L. A., & Maskery, I., 2021. A multiscale optimisation method for bone growth scaffolds based on triply periodic minimal surfaces. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, **20**(6), 2085-2096.
- Mahmoud, D., Al-Rubaie, K. S., & Elbestawi, M. A., 2021. The influence of selective laser melting defects on the fatigue properties of Ti6Al4V porosity graded gyroids for bone implants. *International Journal of Mechanical Sciences*, **193**, 106180.
- Mittal, G., Dubbudu, R. R., & Cariappa, K. M., 2012. Three dimensional titanium mini plates in oral & maxillofacial surgery: a prospective clinical trial. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, **11**(2), 152–159. doi:10.1007/s12663-011-0267-0.
- Navi, N. U., Tenenbaum, J., Sabatani, E., Kimmel, G., David, R. B., Rosen, B. A., ... & Eliaz, N. 2020. Hydrogen effects on electrochemically charged additive manufactured by electron beam melting (EBM) and wrought Ti–6Al–4V alloys. *International Journal of Hydrogen Energy*, **45**(46), 25523-25540.
- Okazaki, Y., Gotoh, E. & Mori, J., 2019. Strength–Durability Correlation of Osteosynthesis Devices Made by 3D Layer Manufacturing. *Materials*, doi:10.3390/ma12030436
- Peterson J., Wang Q., Dechow PC., 2006. Material properties of the dentate maxilla. *Anatomical Record Part A Discoveries Molecular Cellular and Evolutionary Biology*, **288**, 962-972.
- Piao, C., Wu, D., Luo, M., & Ma, H. 2014. Stress shielding effects of two prosthetic groups after total hip joint simulation replacement. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, **9**(1), 1-8.
- Pham, A., Kelly, C., & Gall, K., 2020. Free boundary effects and representative volume elements in 3D printed Ti–6Al–4V gyroid structures. *Journal of Materials Research*, **35**(19), 2547-2555.
- Raju, R., Duraiselvam, M., Petley, V., Verma, S., & Rajendran, R. 2015. Microstructural and mechanical characterization of Ti6Al4V refurbished parts obtained by laser metal deposition. *Materials Science and Engineering: A*, **643**, 64-71.
- Rashed, M. G., Ashraf, M., Mines, R. A. W., & Hazell, P. J., 2016. Metallic microlattice materials: A current state of the art on manufacturing, mechanical properties and applications. *Materials & Design*, **95**, 518-533.
- Ridzwan Mi. Z., Shuib, S., Hassan, A. Y., Shorki, A. A., & Ibrahim, M. M. 2007. Problem of stress shielding and improvement to the hip Implat designs: a review. *J. Med. Sci*, **7**(3), 460-467.
- Rumpler, M., Woesz, A., Dunlop, J. W., Van Dongen, J. T., & Fratzl, P., 2008. The effect of geometry on three-dimensional tissue growth. *Journal of the Royal Society Interface*, **5**(27), 1173-1180.

- Sharma, D., & Hiremath, S. S., 2021. Additively manufactured mechanical metamaterials based on triply periodic minimal surfaces: Performance, challenges, and application. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, 1-31.
- Singh D, Rana A, Jhahria SK, Garg B, Pandey PM, Kalyanasundaram D., 2019. Experimental assessment of biomechanical properties in human male elbow bone subjected to bending and compression loads. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, **17** Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30229701/>
- Shi, J., Zhu, L., Li, L., 2018. A TPMS-based method for modeling porous scaffolds for bionic bone tissue engineering. *Scientific Reports* **8**, 7395, <https://doi.org/10.1038/s41598-018-25750-9>.
- Tao, W., & Leu, M. C., 2016. Design of lattice structure for additive manufacturing. In 2016 International Symposium on Flexible Automation (ISFA) (pp. 325-332). IEEE.
- Torquato, S., & Donev, A., 2004. Minimal surfaces and multifunctionality. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, **460**(2047), 1849-1856.
- Vijayavenkataraman, S., Zhang, L., Zhang, S., Hsi Fuh, J. Y., & Lu, W. F., 2018. Triply periodic minimal surfaces sheet scaffolds for tissue engineering applications: An optimization approach toward biomimetic scaffold design. *ACS Applied Bio Materials*, **1**(2), 259-269.
- Yan, C., Hao, L., Hussein, A., & Young, P. 2015. Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, **51**, 61-73.
- Yan, C., Hao, L., Yang, L., Hussein, A., Young, P., Li, Z., & Li, Y. 2021. Triply Periodic Minimal Surface Lattices Additively Manufactured by Selective Laser Melting. Academic Press, 183-217
- Yang, E., Leary, M., Lozanovski, B., Downing, D., Mazur, M., Sarker, A., ... & Brandt, M. 2019. Effect of geometry on the mechanical properties of Ti-6Al-4V Gyroid structures fabricated via SLM: A numerical study. *Materials & Design*, **184**, 108165.
- Yoo D.J. 2011, Porous scaffold design using the distance field and triply periodic minimal surface models, *Biomaterials*, **32**, 7741-7754.
- Wright ZM, Arnold AM, Holt BD, Eckhart KE, Sydlik SA., 2019. Functional Graphenic Materials, Graphene Oxide, and Graphene as Scaffolds for Bone Regeneration. *Regenerative Engineering and Translational Medicine.*, **5**, 1