



POLİTEKNİK DERGİSİ

JOURNAL of POLYTECHNIC

ISSN: 1302-0900 (PRINT), ISSN: 2147-9429 (ONLINE)

URL: <http://dergipark.org.tr/politeknik>



Seçimli lazer ergitme ile Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen trabeküler metal yapıların basma ve basma-kayma dayanımlarının incelenmesi

Compression and compression-shear strength of trabecular metal structures produced from Ti6Al4V ELI alloy by selected laser melting

Yazar(lar) (Author(s)): Arif BALCI¹, M. Fatih AYCAN², Yusuf USTA³, Teyfik DEMİR⁴

ORCID¹: 0000-0002-4932-9654

ORCID²: 0000-0001-9434-5955

ORCID³: 0000-0003-2403-155X

ORCID⁴: 0000-0001-6352-8302

Bu makaleye şu şekilde atıfta bulunabilirsiniz (To cite to this article): Balcı A., Aycan M. F., Usta Y. ve Demir T., “Seçimli lazer ergitme ile Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen trabeküler metal yapıların basma ve basma-kayma dayanımlarının incelenmesi”, *Politeknik Dergisi*, 24(3): 903-914, (2021).

Erişim linki (To link to this article): <http://dergipark.org.tr/politeknik/archive>

DOI: 10.2339/politeknik.712759

Seçimli Lazer Ergitme ile Ti6Al4V ELI Alaşımından Üretilen Trabeküler Metal Yapıların Basma Ve Basma-Kayma Dayanımlarının İncelenmesi

Araştırma Makalesi / Research Article

Arif BALCI^{1*}, M. Fatih AYCAN¹, Yusuf USTA¹, Teyfik DEMİR²

¹Gazi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makina Mühendisliği Bölümü, Ankara, Türkiye

²TOBB ETU Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makina Mühendisliği Bölümü, Ankara, Türkiye

(Geliş/Received : 02.04.2020 ; Kabul/Accepted : 16.05.2020; Erken Görünüm/Early View : 21.05.2020)

ÖZ

Üretildiği malzemenin dayanım, biyolojik ve yorulma gibi özelliklerini kullanım alanına uygun olarak şartlandırabilen gözenekli yapılara ortopedi alanında özellikle onarıcı biyomedikal ürün üretimi için gereksinim duyulmaya başlanmıştır. Dolu malzemelerin kemik ile dayanım farkının fazla olması sonucu ortaya çıkan gerilme kalkanı etkisi biyomedikal ürün kaybına sebep olmaktadır. Eklemeli imalat yöntemlerinin sağladığı avantaj sayesinde gözenekli malzemeler koşullara uygun olarak tasarlanabilmekte veya doğal yapıya sahip geometrilerin kopyalanması ile üretim yapılabilir. Literatürün genelinde yer alan tasarlanabilir birim hücre geometrilerinin üretilebilirliği ve dayanımı hakkındaki çalışmaların aksine yapılan çalışmada koyuna ait femur ve vertebra bölgelerinden alınan trabeküler kemiklerin Mikro-CT ile kopyalanması sonucu elde edilen geometriler Ti6Al4V ELI alaşımından seçimli lazer ergitme (SLE) metodu ile üretilmiştir. Yapılan üretimlerin basma ve basma-kayma dayanımları incelenmiştir. Destek yapılar kullanılmadan yapılan üretim sonrası karşılaşılabilecek üretim değişimleri göz önünde bulundurularak trabeküler yapının üretiminde 1:1, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçekli geometriler kullanılmıştır. Yapılan basma testleri sonucunda elastisite modül femur numunelerinde ortalama $3\pm 0,25$ GPa ve vertebra numunelerinde $2\pm 0,15$ GPa olarak elde edilmiş olup analizlerin deney sonuçları ile uyumluluğunun yüksek olduğu görülmüştür. Çalışma kapsamında üretilen trabeküler metal yapının biyomedikal ürünlerde kullanılması durumunda sahip olduğu düşük elastisite modül değerleriyle gerilme kalkanı etkisini azaltacağı ve doğal kemik geometrisi avantajı ile kemiğin içe doğru büyüme davranışını destekleyeceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Seçimli lazer ergitme, trabeküler kemik, eklemeli imalat.

Compression and Compression-Shear Strength of Trabecular Metal Structures Produced from Ti6Al4V ELI Alloy by Selected Laser Melting

ABSTRACT

Porous structures that can provide properties of material and have started to be needed for production of regenerative biomedical products in orthopedics. The stress-shielding effect, which occurs as a result of remarkable strength difference from solid materials to bone, causes loss of biomedical implants. Porous materials can be designed according to conditions with advantages of additive manufacturing and manufacturing can be made by copying natural geometries. In the study, the geometries obtained by copying the trabecular bones taken from femur and vertebra regions of a sheep by Micro-CT compared to studies on reproducibility and strength of designable unit cell geometries in the literature were produced by selective laser melting from Ti6Al4V ELI alloy. Compression and compression-shear strengths of samples were examined. The elasticity module was obtained from the compression tests and found 3 ± 0.25 GPa on the femur samples and 2 ± 0.15 GPa on the vertebra samples. It was found that the compatibility of finite element analysis with the test results was admirable. As the trabecular metal takes its geometry from bone structure, it is concluded that it is an interface material with high fusion capability for biomedical products by supporting bone inward growth behavior and decreasing stress shielding effect.

Keywords: Selective laser melting, trabecular bone, additive manufacturing.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Gözenekli metal yapılar, ortopedi alanında travma ve tümör kaynaklı protez implantasyonlarında geniş bir kullanım alanına ve öneme sahiptir [1], [2]. Hücresel yapıya sahip olmayan metalik biyomalzemeler (ör. CoCr

elastik modülü 210 GPa, Ti6Al4V elastik modülü 110 GPa ve 316L SS elastik modülü 190 GPa) kemik yapıya (trabeküler kemiğin elastisite modülü 0.02 - 2 GPa ve kortikal kemik elastisite modülü 3 - 30 GPa) oranla daha yüksek elastik modül değerine sahip iken [3]–[5] gözenekli metallerde yapıda yer alan gözenekler sebebiyle metalin mekanik dayanımı azalarak kemiğe yaklaşmakta olup kemik-implant ara yüzünde oluşan gerilme kalkanı etkisi azalmaktadır [1], [6]–[8]. Ayrıca

*Sorumlu Yazar (Corresponding Author)
e-posta : arifbalci@gazi.edu.tr

sahip olduğu gözenekler sayesinde besin maddelerinin taşınmasına, kemiğin içe doğru büyümesine ve hücre gelişmesine imkân vermektedir [1], [6]–[8].

Açık veya kapalı olmak üzere sınıflandırılabilen gözenekli yapılar, sahip olduğu gözenek hücrelerinin yapıdaki dizilimi rasgele veya simetrik olabilmektedir. Konvansiyonel yöntemler ile yapılan üretimler sonucu elde edilen gözenek mimarileri rasgele gözenek dağılımına sahip olup yeni kan kılcallarının güzergâhını saptırarak kan kılcalı oluşumuna, oksijen ve besin taşınmasına mani olmaktadır [9], [10]. Yapılan araştırmalarda eklemeli imalatın sahip olduğu avantajlar sayesinde karmaşık gözenekli yapıların üretimine imkân sağladığı görülmüştür. Bu teknoloji ile malzeme özellikleri ve yapı içi geometri kontrol edilebilmektedir. Eklemeli imalatın sağladığı avantajlar sayesinde mikro kafese sahip gözenekli yapılarda hücre yerleşimi, hücrelerin uzaysal konumlandırılması, gözeneklilik ve mekanik özellikler üzerinde vaskülarizasyon kadar iyi kontrol sağlamaktadır [11]–[14]. Yapının kontrollü bir şekilde üretimi ile ortopedik onarıcı tıp alanında kullanılmak üzere hasarın yer aldığı uygulama bölgesinin özelliklerine göre tasarlanabilen izotropik veya fonksiyonel olarak derecelendirilmiş gözenekli yapıya sahip implantların mekanik ve biyolojik olarak doğal kemiği taklit edebilmesine imkân sağlanmaktadır [15], [16]. Gözenekli geometriye sahip malzemelerin üretim kalitesini ve üretim yöntemine uygunluğunu araştırıp kemik yapıyı taklit kabiliyetinin belirlenmesi için birçok yöntem olsa da mikro-CT (Computed Tomography) ile yapılan 3B'li analizlerin doğruluk seviyesinin yüksek olduğu kabul edilmiştir [17].

Gözenekliliğin üç boyutlu geometrisi ile ilgili yapılan çalışmalarda, yapı içerisinde konumlanan gözeneklerin birbiri ile bağlantısını sağlayabilen açık gözenekli ve düzenli dizilime sahip yapılara odaklanılmıştır. Düzenli destek kollarına sahip yapıların kullanımı ile gerilme dağılımı tutarlı bir şekilde yapıda yer alan tüm unsurlara dağıtılabilmektedir [18], [19]. Kübik yapıların [18], [20]–[22] yanı sıra gözenekli malzemelerin eklemeli imalat yöntemleri ile üretiminde diamond [18], [19], [23], [24] truncated cube [19], truncated cuboctahedron [18], [19], tetrahedron [25], rhombicuboctahedron [19] ve octet truss [25] birim hücrelerinin ortopedik implantlarda kullanımına yönelik yapı özelliklerini belirleme amaçlı çalışmalar yapılmıştır [15]. Birim hücreli yapıların yanı sıra doğal kemikte olduğu gibi düzensiz gözenek oluşumunun taklidine yönelik biomimetrik çalışmalar da literatürde yer almaktadır [1], [26]. Yapılan biomimetrik çalışmalarda Voronoi diyagramları ve değişkenleri kullanılarak farklı gözenek dağılımı ve geometri kombinasyonları ile kemik yapıyı taklit edebilen gözenekli metal yapılar oluşturulabilmektedir.

Sahip olduğu süneklik, korozyona dayanımı ve mekanik dayanım özellikleri ile iyi bir biyomedikal malzeme olan Ti6Al4V alaşımının gözenekli olarak üretiminde kullanılan hassas üretim yöntemlerinden biri seçimli lazer ergitme metodudur [27]–[29]. Farklı kafes yapıların Ti6Al4V malzemenin seçimli lazer ergitme yöntemi ile

üretiminde yapı unsurlarının açısı ve boyutları sebebiyle üretim hataları olduğu gözlemlenmiştir [30]. Gözenekli yapıları oluşturan unsurlar farklı açılarda yerleşim gösterebilmekte olup üretim sırasında açısız yerleşime bağlı olarak bazı unsurlarda destek yapıların kullanılmamasının doğal bir sonucu olarak sarkmalar, dalgalanmalar ve merkez çizgilerinde farklılaşmalar görülmüştür [30]–[33]. X-ışını ile görüntüleme yapılarak üretimle oluşan farklılaşmalar tespit edilerek yapılan analizlerin doğruluğu artırılabilir [34].

Yapılan çalışmada Ti6Al4V Extra Low Interstitials (ELI) alaşımı tozundan seçimli lazer ergitme (SLE) metodu ile biyoyoumluluk özelliğini kemiğin kendinden alan gözenekli malzeme üretimi yapılması amaçlanmıştır. Gözenekli malzeme üretiminde mevcut literatürün çoğunu kapsayan tasarlanabilir geometrilerin aksine kemiğin kendine özgü trabeküler yapısı, Mikro-CT ile taranarak kullanılmıştır. Gözenekli malzeme için kullanılacak geometri Mikro-CT tarama ile insan kemik özelliklerini taşıdığı bilinen [35], [36] koyunun vertebra ve femur bölgesinden alınmıştır. Micro-CT görüntülerinden elde edilen trabeküler yapı kullanılarak üretilen numunelere basma ve basma-kayma testleri yapılarak mekanik dayanımlar elde edilmiştir. Yapılan sonlu eleman analizleri ile Mikro-CT tarama ile oluşturulmuş deney modellerin analizi ve deney sonuçlarının tutarlı olduğu görülerek üretim öncesi geometrinin dayanımı analiz edilmiş ve dayanımdaki değişimin üretim ile ilişkisi araştırılmıştır.

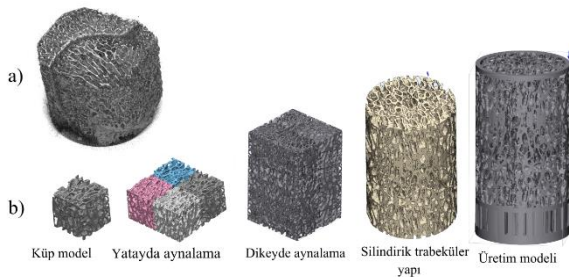
2. MATERYAL VE METOD (MATERIAL and METHOD)

2.1.Trabeküler Kemik Yapıya Sahip Modellerinin Elde Edilmesi (Obtaining Trabecular Bone Structure Models)

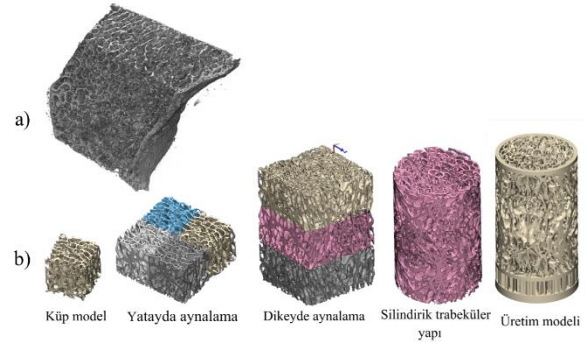
Trabeküler kemik yapıya sahip gözenekli malzeme üretilebilirliği hakkında yapılan bir önceki çalışmada elde edilen ve Mikro-CT tarama ile oluşturulan femur ve vertebra geometrileri [37], mekanik dayanımların belirlenmesi amacını taşıyan bu çalışmada kullanılmıştır. Yapılan çalışmada trabeküler yapısı kopyalanacak kemik numuneler 22 aylık bir koyunun vertebra ve femur bölgelerinden alınarak formaldehit çözeltisinde saklanmıştır. Saklanan numuneler Mikro-CT'ye uygun boyutta kesilerek formaldehit sıvısı içerisinde ıslak olarak taranmıştır. Tarama için Bruker Skyscan 1272 Mikro-CT cihazı kullanılmıştır. Yapılan taramada voksel boyutu 8 mikron, voltaj değeri 90 kV, kaynak akımı 111 mA ve Al 0,5 + Cu 0,038 mm filtre kullanılmıştır. Tarama resimlerinden NRecon yazılımı ile iki boyutlu kesit görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen kesit görüntülerinden Mimics programında trabeküler yapıya ait üç boyutlu modeller oluşturulmuştur.

Deney numune geometrilerinin oluşturulmasında (Şekil 1 ve Şekil 2), her iki kemik örneği için kortikal kemik, epifizyal plak ve kesimden kaynaklı hasar gören alanların dışında kalan bölgeden 5,5 mm kenar uzunluğuna sahip kübik hacim çıkarılmıştır. Çıkarılan kübik hacim

aynalama yöntemi ile 4 sıra yatayda çoğaltılmış ve yatayda çoğaltılan yapı 3 sıra olacak şekilde dikeyde çoğaltılarak ISO 13314 [38] standardına göre oluşturulacak minimum deney numune boyutu için gerekli kısıtta (silindirik numuneler için en az 10mm çap ve 15 mm yükseklik) gözenekli yapı modeli elde edilmiştir. Gözenekli yapı modelinden 10 mm çapa ve 15 mm yüksekliğe sahip silindirik trabeküler yapı geometrisi simetrik ve eş dikey merkezli olarak oluşturulmuştur. Mevcut gözenekli modelin alt yüzeyi kesme işlemi için 2,5 mm uzatılmıştır. Modelin alt yüzeyinin uzatılması sonrası yapılacak kesim ile elde edilecek numunelerin alt yüzeyi dâhil toz çıkışına imkân tanınması ve malzemenin her yüzeyde gözenekli olması amaçlanmıştır. Ayrıca yapı içerisine 1 mm çaplı toz tahliye kanalları yerleştirilerek içeride bulunan üretim sonrası kalıntı tozların çıkarılmasına imkân sağlanmıştır. Destek yapılarının tanımlanabilmesi için 1,5 mm kalınlığa sahip silindirik plaka, uzatılan modelin alt yüzeyine eklenmiştir. Kalınlığı 0,25 mm olan dolu bilezikler trabeküler yapıya sahip silindirin en alt ve en üst yüzeyine yerleştirilerek deney numune tasarımı 1:1 ölçek için tamamlanmıştır. Trabeküler yapıdaki kolların SLE ile üretiminde yapı içinde gözenek oluşumunun engellenmemesi için destek yapılar kullanılmamıştır. Destek yapılar kullanılmadan yapılan üretimlerde öncelikli olarak görülen sarkmalar ve kalınlaşmaların numune üretimi sırasında oluşabileceği öngörülmüştür. Bu sebeple oluşabilecek kusurlar ve farklı ölçeklerde yapı elastisite davranışının araştırılması amacıyla üretim öncesi trabeküler modeller 1:1,10 (11 mm çap ve 16,5 mm yüksekliğe sahip) ve 1:1,20 (12 mm çap ve 18 mm yüksekliğe sahip) ölçekle hacimsel olarak büyütülerek farklı ölçeklerdeki üretim geometrileri oluşturulmuştur. Oluşturulan geometrilerin farklı ölçeklerinde basma ve basma-kayma deneylerinin herbiri için 4'er numune üretilmiştir. Deney grupları (ör.vertebra 1:1 ölçeğe sahip basma deney grubu) için 3'er numune kullanılarak deneyler yapılmıştır. Kalan numune tek numuneler ise tarama ve deney numunelerinde ve deney sırasında oluşacak hatalara karşı yedek numune olarak kullanılmıştır.



Şekil 1. a) Mikro-CT tarama sonucu elde edilen femur kemik görüntüsü ve b) femura ait deney numune geometrisinin oluşumu (a) Femur bone image obtained from micro-CT and b) formation of the experimental sample geometry of the femur)



Şekil 2. a) Mikro-CT tarama sonucu elde edilen vertebra kemik görüntüsü ve b) vertebraya ait deney numune geometrisinin oluşumu (Figure 2. a) Vertebral bone image obtained as a result of micro-CT scanning and b) formation of the test sample geometry of the vertebra)

2.2.SLE İle Üretim Ve Ek İşlemler (SLM Production And Post-Processes)

Üretim için Consept Laser M2 Cusing cihazı kullanılmıştır. Üretim yapılan cihazda parametre giriş modülü açık olmayıp bünyesinde kayıtlı parametreler dışında farklı parametreler ile üretim yapılamamaktadır. Bu sebeple cihazda tanımlanan ve firmanın üretime dair mekanik dayanım ve yoğunluk gibi fiziksel değerleri dolu malzeme için belirlediği parametreler kullanılarak üretim yapılmıştır. Üretim parametreleri Çizelge 1'de yer almaktadır. Hammadde olarak Consept Laser firmasına ait Ti6Al4V ELI Grade 23 (CL41 ELI) alaşım tozu üretimde kullanılmıştır. Kullanılan toz ASTM F136-2a standardına uygun olup toza ait kimyasal bileşim Çizelge 2'de yer almaktadır. Üretimi yapılan numunelerin gözeneklilik için uzatılan yüzeyi hassas kesici disk ile kesilmiştir. Yapılan kesim sonrası yüzey tesviye yapılarak üst yüzey ve kesimi yapılan alt yüzeyin paralellığı sağlanmıştır. Tesviye sonrası yapı içerisinde kalan tozun ısıtma işlemi sırasında yapışmaması ve biyoyumluluk açısından yapıda toz kalıntısı bulundurmaması için basınçlı hava ve ultrasonik temizleyici kullanılarak toz çıkarma işlemi tamamlanmıştır. Üretimi yapılan numunelerde oluşan kalıntı gerilmeleri gidermek için üretim sonrası numunelere ısıtma işlemi uygulanmıştır. Isıtma işlemi prosedürü olarak toz üreticisinin belirlediği parametrelere bağlı kalınmış olup taahhüt ettiği değerler yapının sonlu elemanlar analizinde kullanılmıştır. İçerisinden kalıntı toz çıkarılan trabeküler yapıya uygulanan ısıtma işlemi üretilen numuneler 4 saatte 840 °C'ye kadar ısıtılmış ve bu sıcaklıkta 2 saat bekletilmiştir. Sonrasında 500 °C'ye kadar fırında soğutulmuş ve ardından havada soğumaya bırakılmıştır. Fırın içerisinde yapılan işlemlerde argon gazı kullanılarak koruyucu atmosfer oluşturulmuştur.

Üretimi yapılan numuneler Bruker Skyscan 1272 ile taranarak üretilen numuneye ait üç boyutlu modeller elde edilmiştir. Elde edilen üç boyutlu model aracılığı ile yapı içerisinde toz kalıntısı tespiti, gözeneklilik değeri ölçümü ve sonlu elemanlar analizi yapılmıştır.

Çizelge 1. Seçimli lazer ergitme üretim parametreleri (Parameters of selective laser melting)

Üretim parametreleri	Yüzey	Kontürler	Destek yapılar
Lazer gücü (W)	200	200	100
Tarama hızı (mm/s)	1800	1250	650
Katman kalınlığı (µm)	30	30	30
Odak çapı (µm)	150	150	150

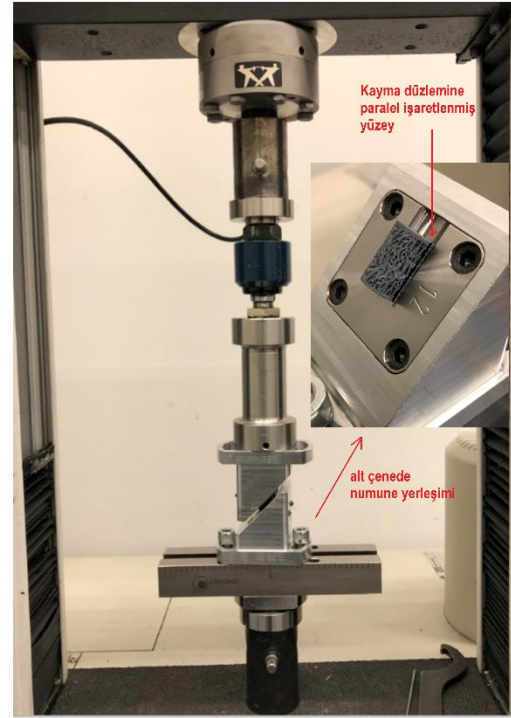
Çizelge 2. Ti6Al4V ELI metal tozu alaşımı kimyasal bileşimi (Chemical composition of Ti6Al4V ELI metal powder alloy)

Eleme	Al	V	O ppm	N ppm	C ppm	H ppm	Fe ppm	Ti ppm
% Ağırlık	5,5-6,75	3,5-4,5	<2000	<500	<800	<150	<3000	Denge

2.3. Basma Ve Basma-Kayma DeneYleri (Compression And Compression-Shear Tests)

Isıl işlem uygulanan numunelere basma ve basma-kayma deneYleri yapılmıştır. Basma-kayma deneY düzeneği Şekil 3'te yer almaktadır. DeneYde Instron 3369 marka cihaz kullanılmıştır. Her iki deneYde de kuvvet uygulanan çene hızı sabit ve 5 mm/dak olarak belirlenmiştir. Tarama ile kopyalanan kemik yapıdan çıkarılan kübik trabeküler yapı yatayda ve dikeyde aynalanarak üretim modeli oluşturulmuştur. Basma-kayma deneY için numune hazırlama işleminde aynalanan kübik trabeküler yapı yer alan kollar kendi içerisinde heterojen dağılıma sahip olup yapılan deneYlerin tutarlılığı açısından kaymanın oluşacağı düzlemin belirlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla femur ve vertebradan üretilen numunelerin kayma düzlemi işaretlenerek farklı ölçekler dâhil olmak üzere basma-kayma deneYlerinin trabeküler yapı tipi için (vertebra veya femur) eş kayma düzlemlerinde yapılması amaçlanmıştır. DeneY numunelerinin kuvvet karşısında elastik yer değişme dayanımı, basma test sonuçları için basma elastik modülü ve basma-kayma test sonuçları için basma-kayma elastik dayanımı (ing. Compression-Shear Stiffness) olarak tanımlanmıştır. ASTM F2077 [39] referans alınarak yapılan hesaplamada kuvvet yer değişimi eğrisindeki ilk doğrusal bölgenin eğimi basma-kayma elastik dayanımı olarak kabul edilmiştir. Ayrıca gözenekli trabeküler yapının basma gerilmeleri akma kuvvetinde görünür akma gerilmesi ve maksimum yükte görünür basma gerilmesi olarak tanımlanmıştır. Görünür

gerilmeler hesaplanırken kuvvetin yüzey normalinde bulunduğu alan dolu kabul edilmiştir.



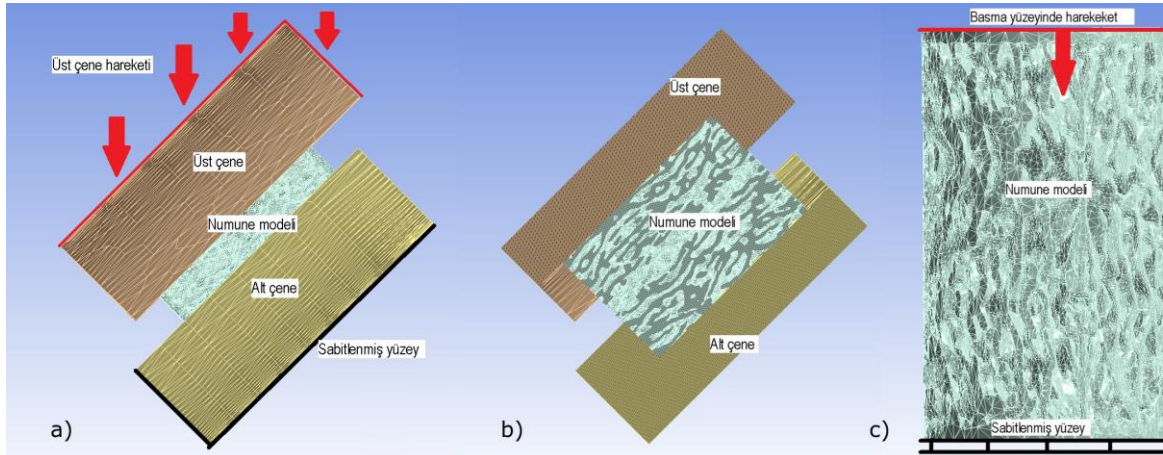
Şekil 3. Basma-kayma deneY düzeneği (Compression-shear test setup)

2.4. Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis)

Sonlu elemanlar analizleri için ANSYS yazılımı kullanılmıştır. Kurulan sonlu elemanlar analiz modeli deneY sonuçları ile karşılaştırılarak temsil kabiliyeti belirlenmiştir. Üretimden kaynaklı mekanik dayanımın değişimini belirlemek için deneY sonuçları ile kurulan modelin analiz sonuçları karşılaştırılarak tutarlılığı belirlenmiştir. Tutarlılığı belirlenen model ile üretim öncesi geometrinin analizi yapılmıştır. Sonlu elemanlar için kurulan modelin gösterimi Şekil 4'te yer almaktadır. Basma-kayma analizinde numuneler için belirlenen kayma düzlemi esas alınarak çözüm yapılmıştır.

3. BULGULAR VE TARTIŞMA (RESULTS AND DISCUSSION)

Vertebra ve femur trabeküler yapısından üretilen farklı ölçeklere sahip numunelerin (Şekil 5) basma ve basma-kayma deneY sonuçlarının karşılaştırması Şekil 6'da yer almaktadır. Basma ve basma-kayma sonuçları incelendiğinde ölçek artışı ile yapı basma elastisite modülü femur numunelerde azalırken vertebra numunelerde önemli bir değişiklik gözlenmemiştir. Ölçek artışı ile basma-kayma elastik dayanımında femur numunelerde azalma gözlenirken vertebra 1:1,1 ve 1:1,20 ölçekli üretimler için önemli bir değişiklik olmadığı tespit edilmiştir. Vertebra 1:1 ölçek 'te yapılan üretimin basma-kayma dayanımında ciddi bir diğer 1:1,1 ve 1:1,2 ölçeğe kıyasla düşük basma-kayma elastik dayanımına sahip olduğu gözlenmiştir. Artan ölçekle birlikte



Şekil 4. a) Basma-kayma için oluşturulan model değişkenlerinin gösterimi, b) Oluşturulan basma-kayma modelinin kesit görünümü c) basma analizi için kullanılan model (Figure 4. a) representation of model variables generated for compression-shear, b) Cross-sectional view of the compression-shear model c) model used for compression)

yapıların maksimum kuvvet dayanımlarının artış sözü konusu olup artan kuvvet dayanımı ile birlikte görünür basma gerilme değerlerinin de arttığı tespit edilmiştir (Çizelge 3 ve Çizelge 4). Femurdan elde edilen numunelerin basma elastik modül değerlerine bakıldığında 3,18 ile 2,76 GPa arasında değiştiği görülürken vertebradan elde edilen numunelerin basma modül değerleri $2,03 \pm 0,02$ GPa olarak gözlenmiştir. Basma-kayma elastik dayanımlarına bakıldığında femur numunelerinin 10466 ile 11831 N/mm arasında değişen değerlere sahip olmasına karşın vertebra numunelerinin 3374 ile 6560 N/mm arasında değişen elastik dayanıma sahip olduğu hesaplanmıştır.

Üretilen deney numunelerinin Mikro-CT tarama ile oluşturulan modelleri üzerinde yapılan gözeneklilik ölçümünde 1:1, 1:1,1 ve 1:1,2 ölçekler için femur numunelerinin sırasıyla %40,6, %40,9 ve %41,1 ve vertebra numunelerinin sırasıyla %54,7, %55,8 ve %57,6 değerlerine sahip olduğu hesaplanmıştır. Vertebra numunelerinin ölçeğe bağlı olarak %14 ile %16,5 daha fazla gözenekli olması, femur numuneye oranla daha az basma ve basma-kayma dayanımına neden olmuştur. Vertebra ve femur deney numuneleri arasında oluşan dayanım farkında yapı gözenekliliğinin ana etkenlerden biri olduğu sonucuna varılmıştır.

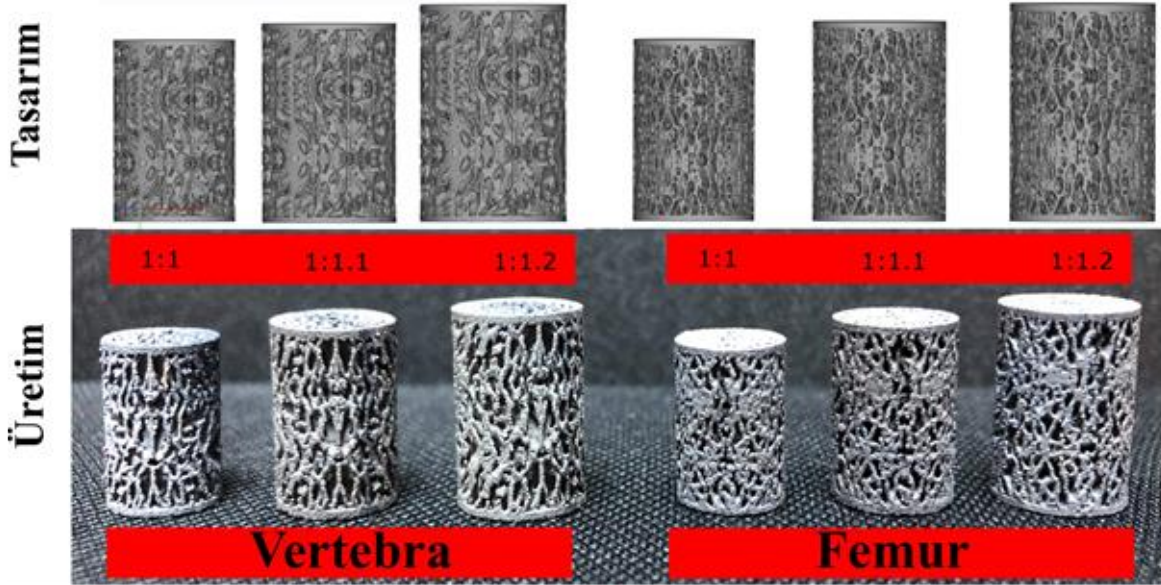
Elde edilen değerlere bakıldığından dolu numunenin elastisite modülüne oranla femur ve vertebradan elde edilen gözenekli yapının basma elastisite modülünün azalarak kemiğe (trabeküler kemik için 0,02 – 2 GPa) yaklaştığı ve çalışma amaçlarından biri olan gerilme kalkını etkisinin azaltılması hedefine ulaşıldığı görülmüştür.

SLE ile yapılan üretimlerde üretilebilir boyut alt sınırını belirleyen parametrelerden biri lazer odak çapıdır. Lazer odak çapından boyut olarak küçük olan trabeküler kolların üretiminde değişim miktarı odak çapından büyük boyuttakilere göre daha fazla olup 1:1 ölçek içerisinde lazer odak çapından (150 μ m) düşük genişliğe sahip trabeküler kolların varlığı tespit edilmiştir. Üretim ölçeğindeki artış ile yapı trabeküler kolları kalınlaşmış ve

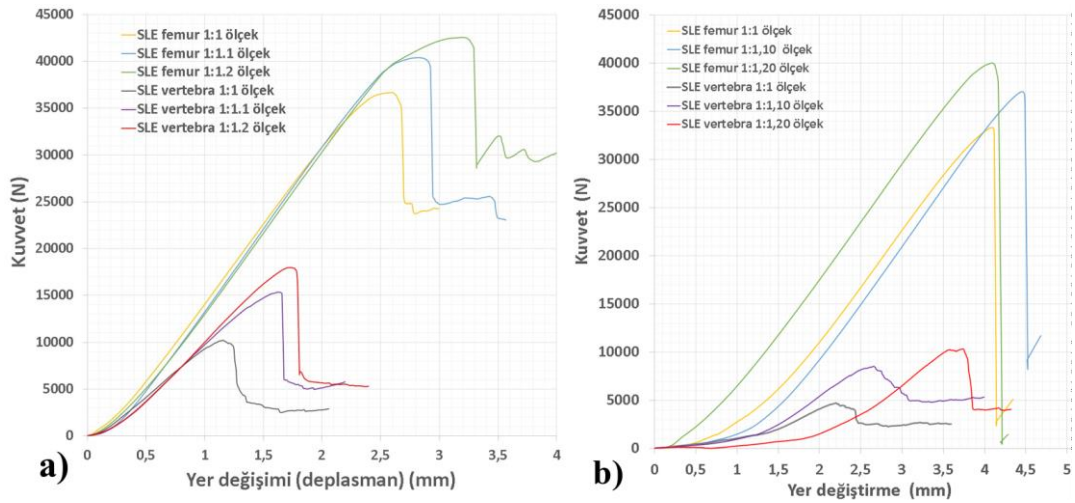
lazer odak çapı değeri altındaki unsurlar azalma göstermiştir. Düşük ölçekli numunelerin yapısında lazer odak çapı boyutunun altında genişliğe sahip kolların fazla olması sebebiyle üretimde görülen değişim (kalınlaşma) miktarı artmış olup femur ve vertebra numunelerinde en yüksek basma elastik modülü ve basma-kayma elastik dayanımına 1:1 ölçekli numunelerin sahip olduğu tespit edilmiştir.

Trabeküler kemiğin üretilebilirliği ile ilgili yapılan önceki çalışmada üretim açısına bağlı olarak yapıda oluşan sarkma miktarı ve istenmeyen üretim içi gözenek kusurlarının varlığı bulgular arasında yer almıştır (Şekil 7) [37]. Üretim açısının (üretim tablası ile unsur geometrisi arasındaki açı) azalmasıyla sarkmaların destek yapılarının kullanılmaması sebebiyle arttığı gözlenmiştir. Sarkmaların yanı sıra trabeküler kolların üretiminde tablaya dik üretimler dâhil yapıda her durumda kalınlaşma görülmüş olup özellikle lazer odak çapından daha düşük kalınlıklarda üretim öncesine göre değişim miktarı daha fazla olmuştur [37]. Ayrıca üretimi yapılan trabeküler kollar içerisinde istenmeyen boşlukların yapı içerisinde ergime olan alanlara yayıldığı tespit edilmiştir.

Sonlu elemanlar metoduyla tarama yapılan femur ve vertebra numunelerine ait geometrilerin basma ve basma-kayma dayanımı analizine ilişkin kuvvet-deplasman eğrileri Şekil 8'de yer almaktadır. Elde edilen kuvvet-deplasman eğrilerine ilişkin veriler kullanılarak hesaplanan basma elastik modülleri ve basma-kayma elastik dayanımları incelendiğinde, trabeküler bölgelere ait üretim ölçeklerinin her birinin kendi içerisinde belirlenen analiz sonuçlarının deney sonuçlarına ait ortalama ve birincil standart sapma değerleri içerisinde yer aldığı ve tutarlı olduğu görülmüştür (Çizelge 5). Analiz ve deney hasar görünümünün karşılaştırılması Şekil 9 ve Şekil 10'da yer almaktadır. Geometri deformasyonlarının birbiriyle tutarlı olduğu görülmüştür. Sonlu elemanlar analizi ve deney sonuçlarının uyumlu olması nedeniyle kullanılan model doğrulanmıştır.



Şekil 5. Trabeküler yapıya sahip deney numuneleri (Test specimens with trabecular structure)



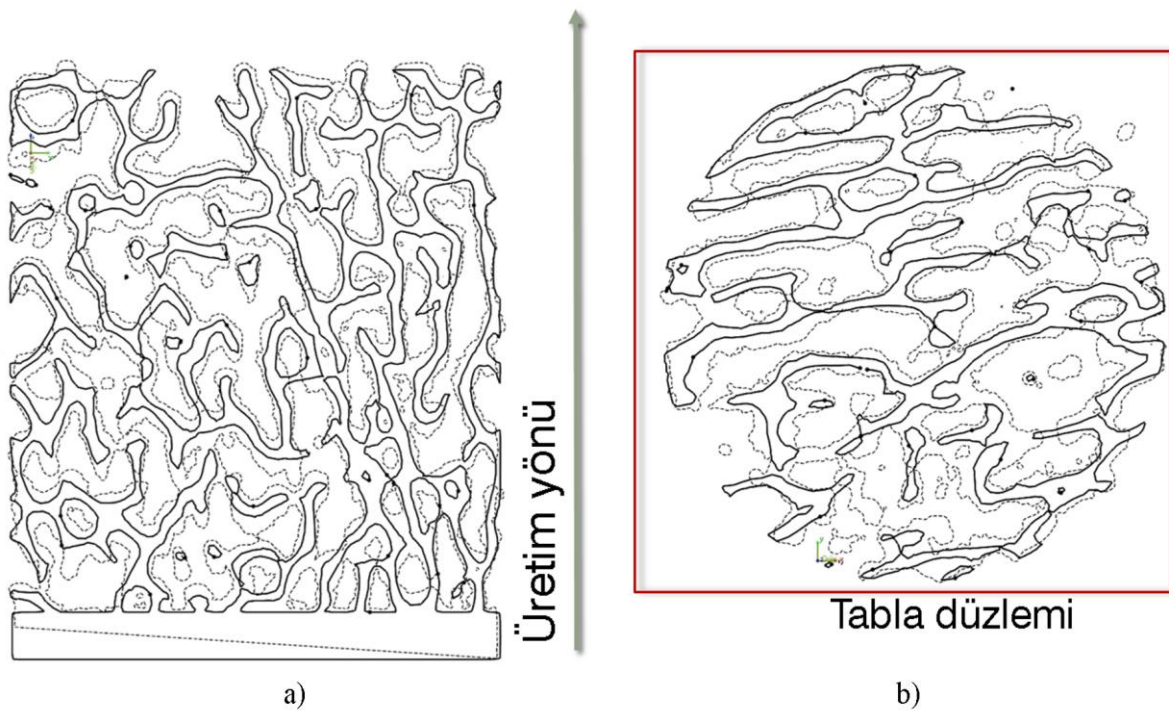
Şekil 6. Vertebra ve femur deney numunelerine ait a) basma deney sonuçları ve b) basma-kayma deney sonuçları (Results of vertebra and femur tests a) Compression test and b) Compression-shear test)

Çizelge 3. Femur ve vertebra basma test sonuçları (Results of femur and vertebral compression tests)

Trabeküler yapı	Basma dayanım sonuçları					
	Femur			Vertebra		
Ölçek	1:1	1:1,10	1:1,20	1:1	1:1,10	1:1,20
Akma kuvveti (N)	25000±378	2822 ±432	29509 ±579	7200 ± 400	9507±1287	11656±2980
Görünür akma gerilmesi (MPa)	319±5	297±5	261±5	92±6	100±14	103±26
Maksimum kuvvet (N)	35000±871	40255±121	42600±232	10198±251	15674±294	19113±1059
Görünür basma gerilmesi (MPa)	455±11	513±2	543±3	130±3	200±4	243±13
Basma elastisite modülü (GPa)	3,18 ± 0,11	2,96 ± 0,07	2,76 ± 0,04	2,03 ± 0,10	2,05 ± 0,11	2,03 ± 0,17

Çizelge 4. Femur ve vertebra basma-kayma test sonuçları (Femur and vertebral compression-shear test results)

	Trabeküler yapı					
	Femur			Vertebra		
Üretim ölçeği	1:1	1:1,10	1:1,20	1:1	1:1,10	1:1,20
Akma kuvveti (N)	21123±3511	30616±364	29083±1898	3749 ± 308	7375±1644	8658±524
Basma kuvveti (N)	31849±1870	37863±1723	37961±1928	4199±488	9129±1070	9964±319
Basma-Kayma elastik dayanımı (N/mm)	10466±992	11560±556	11831±445	3374±808	6560±403	6367±521

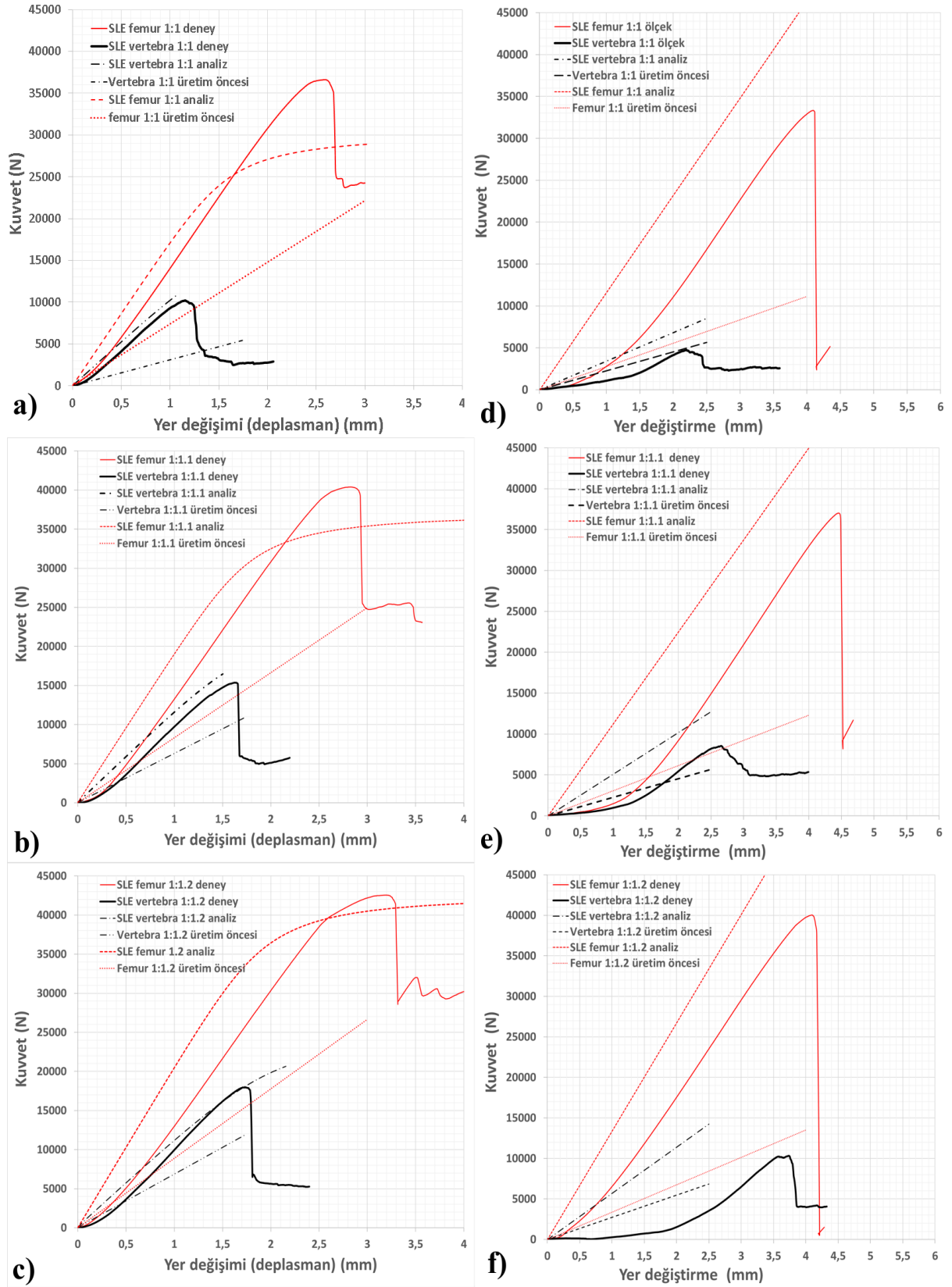


Şekil 7. Tasarım geometrisinin üretimle değişiminin alınan karşılaştırma kesitlerindeki görünümü a) üretim yönüne paralel ve b) tabla düzlemine paralel (----- üretim geometrisi, ——— üretim öncesi geometri) (The comparison of change in design geometry and final production on a cross-sectional area a) parallel to the building direction and b) parallel to the table plane (----- defines the production geometry, ——— defines the design geometry)

Üretim öncesi geometrinin gerilme ve deformasyon davranışı aynı değişkenlere sahip model kullanılarak hesaplanmıştır. Üretim öncesi ile üretim sonrası modelin analiz sonuçlarının deneysel sonuçları ile karşılaştırmaları Çizelge 5'te yer almaktadır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde, üretim öncesi basma analizleri sonucunda femur numunelerinin $1,30 \pm 0,115$ GPa ve vertebra numunelerinin ise $0,83 \pm 0,212$ GPa basma elastisite modül değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Elde edilen basma elastisite modül değerleri yapıyı oluşturan trabeküler kemik değerleri (*trabeküler kemik için $0,02 - 2$ GPa*) ile uyum göstermektedir. Ölçek artışı ile üretim öncesi basma elastisite değerleri femurda $1,41$ GPa'dan (*1:1 ölçek için*) $1,18$ GPa'a (*1:1.2 ölçek*

için) düşmüştür. Deney değerleri ile üretim öncesi analiz sonuçlarının değişim oranı ortalama $2,29 \pm 0,05$ olarak hesaplanmış ve değişim oranı standart sapmasının düşük olduğu gözlenmiştir. Vertebra numunelerde ise ortalama değişim oranı $2,58 \pm 0,75$ olarak hesaplanmış olup femur numunelere göre standart sapma miktarının ($\pm 0,05$) daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Üretim öncesi geometrilerin basma-kayma analizinde yapı ölçeğinin artışı ile birlikte her iki trabeküler yapının elastik dayanımında artış görülmüştür.

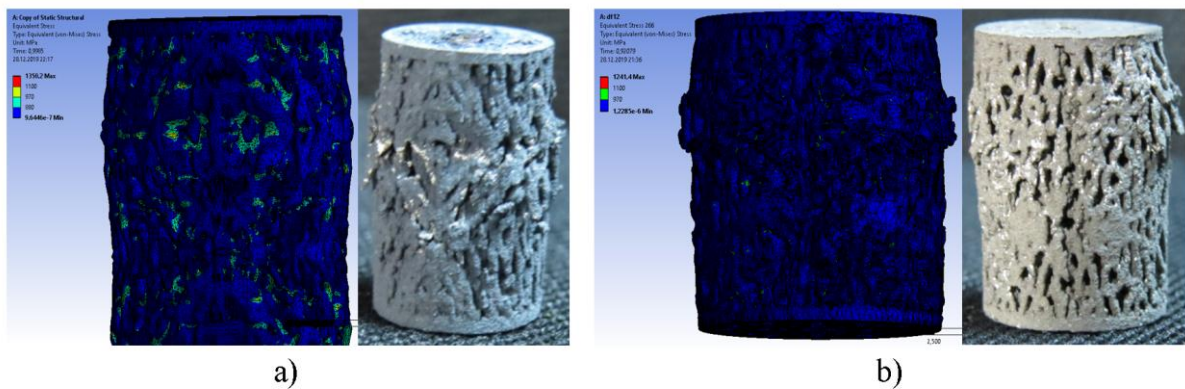


Şekil 8. Deneyler ve analizlerle elde edilen dayanımların karşılaştırılması: a) 1:1 ölçek için basma, b) 1:1,10 ölçek için basma, c) 1:1,20 ölçek için basma, d) 1:1 ölçek için basma-kayma, e) 1:1,10 ölçek için basma-kayma ve f) 1:1,20 ölçek için basma-kayma (Comparison of experimental and analyzed strengths: a) compressive for 1: 1 scale, b) compressive for 1: 1.10 scale, c) compressive for 1: 1.20 scale, d) compression-shear for 1: 1 scale, e) compression-shear for 1: 1.10 scale; and f) compression-shear for 1: 1.20 scale)

Çizelge 5. Yapılan deneyler ve analizler sonucunda elde edilen elastik dayanım değerlerinin karşılaştırılması (Comparison of the elastic strength values obtained as a result of experiments and analysis)

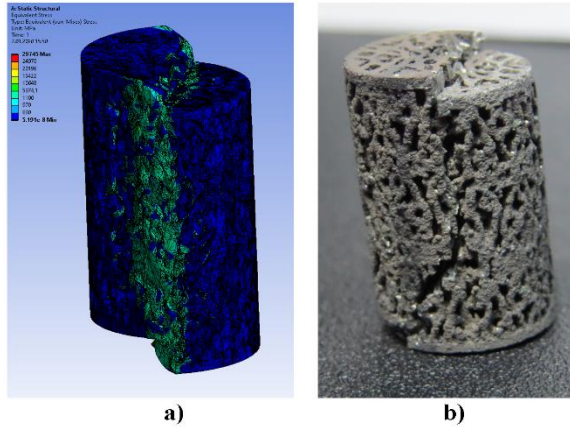
Trabeküler yapı	Basma deney ve analiz sonuçları ile belirlenen elastisite modülleri					
	Femur			Vertebra		
Ölçek	1:1	1:1,10	1:1,20	1:1	1:1,10	1:1,20
Üretim öncesi analiz (GPa)	1,41	1,31	1,18	0,59	0,99	0,91
Üretim analiz (GPa)	3,25	3,28	3,25	1,77	2,01	1,98
Deney sonucu (GPa)	3,18 ± 0,11	2,96 ± 0,07	2,76 ± 0,04	2,03 ± 0,10	2,05 ± 0,11	2,03 ± 0,17
Deney / Üretim öncesi analiz oranı	2,26	2,26	2,34	3,44	2,07	2,23
Değişim oranı ortalama	2,29 ± 0,05			2,58 ± 0,75		

Trabeküler yapı	Basma-kayma deney ve analiz sonuçları ile belirlenen elastik dayanımlar					
	Femur			Vertebra		
Ölçek	1:1	1:1,10	1:1,20	1:1	1:1,10	1:1,20
Üretim öncesi analiz (N/mm)	2786	3080	3375	2264	2473	2732
Üretim analiz (N/mm)	11598	11244	13364	3410	5084	5696
Deney sonucu (N/mm)	10466 ± 992	11560 ± 556	11831 ± 445	3374 ± 808	6560 ± 403	6367 ± 521
Deney/ Üretim öncesi analiz oranı	3,76	3,75	3,5	1,49	2,65	2,33
Değişim oranı ortalama	3,67 ± 0,15			2,15 ± 0,60		

**Şekil 9.** Basma deneyi ve yapılan analiz sonucu hasar görünüşlerinin karşılaştırılması a) vertebra ve b) femur (Comparison of damage appearance obtained by compression test and analysis a) vertebra and b) femur)

Basma-kayma analiz sonuçları ile deney sonuçları arasındaki değişim oranları deney sonuçlarından elde edilen dayanım değerlerinin analiz sonuçlarına bölünmesiyle elde edilmiştir. Tüm ölçekler için elde edilen basma-kayma elastik dayanımlarının ortalaması femur numuneler için $3,67 \pm 0,16$ ve vertebra numuneler için $2,15 \pm 0,60$ olarak hesaplanmış olup vertebra numunelere ait değişim oranları standart sapmasının

($\pm 0,60$) femur numunelerden ($\pm 0,16$) fazla olduğu görülmüştür (Çizelge 5). Vertebra 1:1 ölçekli numune geometrisindeki trabeküler kol boyutlarının üretilebilir sınır değerlerinin çok altında olması sonucu yapıda üretim sırasında boyut değişimi (kalınlaşma, sarkma vb.) diğer ölçeklere göre daha fazla gerçekleştirecek analiz sonuçlarındaki sapmanın artışında ana etkenlerden biri olduğu kanısına varılmıştır.



Şekil 10. Femur numunesinde basma-kayma deneyi ve analiz sonucundaki hasar görünümünün karşılaştırılması (Comparison of the compression-shear test and analyzed results on and the appearance of damage for the femur sample)

4. SONUÇ (CONCLUSION)

Yapılan çalışma gözenekli metal malzeme üretimi için doğal kemiğe ait trabeküler yapı kullanılmıştır. Femur ve vertebradan alınan kemik numuneler Mikro-CT ile taranmıştır. Mekanik dayanımların tespiti için elde edilen tomografi verilerinden deney numuneleri tasarlanarak SLE ile Ti6Al4V ELI tozundan üretimleri yapılmıştır. Üretilen numunelere basma ve basma-kayma testleri yapılmıştır. Mekanik dayanım testleri öncesi numuneler Mikro-CT ile taranarak üretime ait modeller oluşturularak sonlu elemanlar metoduyla analizler yapılmıştır. Kurulan modelin deney sonuçları ile tutarlı sonuçlar vermekte olduğu görülmüş ve üretim öncesi geometrinin kurulan model ile sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Elde edilen üretim öncesi geometriye ait analiz sonuçları kullanılarak üretimin beraberinde getirdiği kalınlaşma, sarkma ve yapı içi kapalı boşluk hatalarının mekanik dayanımların değişimine oransal etkileri belirlenmiştir.

Yapılan deneyler sonucunda basma elastik dayanımının kemik elastik modülüne yakın olduğu görülmüştür. Yapı üretiminde farklı ölçeklendirmeler kullanılmış olup ölçek değişiminin elastik dayanım üzerindeki etkisinin üretilebilirlikten kaynaklandığı tespit edilmiştir. Yapı ölçeğindeki artış ile gözenek boyutları, trabeküler kollardaki kalınlığın ve dolayısıyla mekanik dayanımının arttığı gözlenmiştir. Dolu malzemeye oranla azalan ve kemiğin elastik dayanımına yaklaşan trabeküler metal yapının başarılı bir kemik-implant arayüz malzemesi olarak kullanılabilceği sonucuna varılmıştır.

Üretim sonrası için kurulan sonlu eleman analizinin tutarlı sonuçlar verdiği tespit edilerek üretim öncesi geometrilere aynı model ile analiz edilmiştir. Elde edilen analiz sonuçlarında yapıdaki kalınlaşmalar sebebiyle üretim sonrası yapının mekanik dayanımlarının arttığı gözlenmiştir. Seçilen üretim parametrelerinin üretilebilirlik sınırı altında unsur boyutlarının oluşturulduğu tasarımlarda üretim sırasındaki değişimin

daha fazla olması sebebiyle üretim öncesi analizlerin deney sonuçlarını karşılayabilmesi için değişim oranının artırılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGEMENT)

•Bu çalışma Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri birimi tarafından 06/2018-11 kodlu proje ile desteklenmiştir.

•Modelleme ve üretim çalışmalarına desteklerinden dolayı Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi'ne teşekkür ederiz.

•Destekleri için Gazi Üniversitesi Eklemeli İmalat Teknolojileri Uygulama ve Araştırma Merkezine (EKTAM) teşekkür ederiz.

ETİK STANDARTLARIN BEYANI (DECLARATION OF ETHICAL STANDARDS)

T.C. Gazi Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu Başkanlığı'nın 01/03/2018-E.36192 tarih ve sayı numaralı yazısı ile çalışmada yer alan kemikten numune alma yönteminin etik kurul iznine tabi olmadığına dair görüş alınmıştır.

YAZARLARIN KATKILARI (AUTHORS' CONTRIBUTIONS)

Arif BALCI: Deneyleri yapmış ve sonuçlarını analiz etmiştir.

Mehmet Fatih Aycan: Deneyleri yapmış ve sonuçlarını analiz etmiştir.

Yusuf USTA: Makalenin yazım işlemini gerçekleştirmiştir.

Teyfik DEMİR: Makalenin yazım işlemini gerçekleştirmiştir.

ÇIKAR ÇATIŞMASI (CONFLICT OF INTEREST)

Bu çalışmada herhangi bir çıkar çatışması yoktur.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- [1] H. Liang, Y. Yang, D. Xie, L. Lid, N. Mao, C. Wange, Z. Tiana, Q. Jiang, L. Shen, "Trabecular-like Ti-6Al-4V scaffolds for orthopedic: fabrication by selective laser melting and in vitro biocompatibility", *Journal of Materials Science & Technology*, 35(7): 1284–1297, (2019).
- [2] M. Schieker and W. Mutschler, "Bridging posttraumatic bony defects. Established and new methods", *Der Unfallchirurg*, 109(9): 715–732, (2006)
- [3] L. E. Murr, "Open-cellular metal implant design and fabrication for biomechanical compatibility with bone using electron beam melting", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 76: 164–177, (2017).
- [4] X. Li et al., "Fully degradable PLA-based composite reinforced with 2D-braided Mg wires for orthopedic implants", *Composites Science and Technology*, 142: 180–188, (2017).

- [5] A. A. Al-Tamimi, C. Peach, P. R. Fernandes, A. Cseke, and P. J. D. S. Bartolo, "Topology Optimization to Reduce the Stress Shielding Effect for Orthopedic Applications", *Procedia CIRP*, 65: 202–206, (2017).
- [6] H. M. Frost, "A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians", *Angle Orthodontist*, 74(1): 3–15, (2004).
- [7] S. J. Hollister, "Scaffold design and manufacturing: From concept to clinic", *Advanced Materials*, 21(32): 3330–3342, (2009).
- [8] M. J. Olszta, X. Cheng, S. S. Jee, R. Kumar, Y.-Y. Kim, M. J. Kaufman, E. P. Douglas ve L. B. Gower, "Bone structure and formation: A new perspective", *Materials Science and Engineering R: Reports*, 58(5): 77–116, (2007).
- [9] J. Rouwkema, N. C. Rivron ve C. A. van Blitterswijk, "Vascularization in tissue engineering", *Trends in Biotechnology*, 26(8): 434–441, (2008).
- [10] A. Kumar, K. C. Nune, L. E. Murr, ve R. D. K. Misra, "Biocompatibility and mechanical behaviour of three-dimensional scaffolds for biomedical devices: Process-structure-property paradigm", *International Materials Reviews*, 61(1): 20–45, (2016).
- [11] S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering", *Nature Materials*, 4(7): 518–524, (2005)
- [12] D. W. Hutmacher, M. Sittinger, ve M. V. Risbud, "Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems", *Trends in Biotechnology*, 22(7): 354–362, (2004).
- [13] E. C. Novosel, C. Kleinhaus, ve P. J. Kluger, "Vascularization is the key challenge in tissue engineering", *Advanced Drug Delivery Reviews*, 63(4): 300–311, (2011).
- [14] W. F. Liu ve C. S. Chen, "Engineering biomaterials to control cell function", *Materials Today*, 8(12): 28–35, (2005).
- [15] H. A. Zaharin et al., "Effect of unit cell type and pore size on porosity and mechanical behavior of additively manufactured Ti6Al4V scaffolds", *Materials*, 11(12): 1–15, (2018).
- [16] Y. Wang, S. Arabnejad, M. Tanzer ve D. Pasini, "Hip Implant Design With Three-Dimensional Porous Architecture of Optimized Graded Density", *Journal of Mechanical Design*, 140(11): 1-13 (111406), (2018)
- [17] T. B. Kim, S. Yue, Z. Zhang, E. Jones, J. R. Jones, ve P. D. Lee, "Additive manufactured porous titanium structures: Through-process quantification of pore and strut networks", *Journal of Materials Processing Technology*, 214(11): 2706–2715, (2014).
- [18] T. Eli, "Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted", *Journal of Materials Processing Technology*, 43: 91–100, (2015).
- [19] S. M. Ahmadi et al., "Additively Manufactured Open-Cell Porous Biomaterials Made from Six Different Space-Filling Unit Cells: The Mechanical and Morphological Properties", *Materials*, 8: 1871–1896, (2015).
- [20] J. Wieding, A. Wolf ve R. Bader, "Numerical optimization of open-porous bone scaffold structures to match the elastic properties of human cortical bone", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37: 56–68, (2014).
- [21] J. Parthasarathy, B. Starly, S. Raman, and A. Christensen, "Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM)", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 3(3): 249–259, (2010).
- [22] R. Wauthle et al., "Additively manufactured porous tantalum implants", *Acta Biomaterialia*, 14: 217–225, (2015).
- [23] J. Kadkhodapour et al., "Failure mechanisms of additively manufactured porous biomaterials: Effects of porosity and type of unit cell", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 50: 180–191, (2015).
- [24] R. Wauthle et al., "Effects of build orientation and heat treatment on the microstructure and mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V lattice structures", *Additive Manufacturing*, 5: 77–84, (2015).
- [25] S. Arabnejad, R. Burnett Johnston, J. A. Pura, B. Singh, M. Tanzer ve D. Pasini, "High-strength porous biomaterials for bone replacement: A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints", *Acta Biomaterialia*, 30: 345–356, (2016).
- [26] M. Fantini, M. Curto ve F. De Crescenzo, "A method to design biomimetic scaffolds for bone tissue engineering based on Voronoi lattices", *Virtual and Physical Prototyping*, 11(2): 77–90, (2016).
- [27] X. P. Tan, Y. J. Tan, C. S. L. Chow, S. B. Tor ve W. Y. Yeong, "Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility", *Materials Science and Engineering C*, 76: 1328–1343, (2017).
- [28] M. Niinomi ve C. J. Boehlert, "Titanium Alloys for Biomedical Applications", *Advances in Metallic Biomaterials Tissues, Materials and Biological Reactions*, Springer, Berlin Heidelberg, (2015).
- [29] M. Dallago, B. Winiarski, F. Zanini, S. Carmignato ve M. Benedetti, "On the effect of geometrical imperfections and defects on the fatigue strength of cellular lattice structures additively manufactured via Selective Laser Melting", *International Journal of Fatigue*, 124: 348–360, (2019).
- [30] L. Liu, P. Kamm, F. García-Moreno, J. Banhart ve D. Pasini, "Elastic and failure response of imperfect three-dimensional metallic lattices: the role of geometric defects induced by Selective Laser Melting", *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 107: 160–184, (2017).
- [31] Z. S. Bagheri, D. Melancon, L. Liu, R. B. Johnston ve D. Pasini, "Compensation strategy to reduce geometry and mechanics mismatches in porous biomaterials built with Selective Laser Melting", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 70: 17–27, (2017).
- [32] S. Van Bael, G. Kerckhofs, M. Moesen, G. Pyka, J. Schrooten ve J. P. Kruth, "Micro-CT-based improvement of geometrical and mechanical controllability of selective laser melted Ti6Al4V porous structures", *Materials Science & Engineering A*, 528(24): 7423–7431, (2011).
- [33] M. Mazur, M. Leary, M. McMillan, S. Sun, D. Shidid ve M. Brandt, "Mechanical properties of Ti6Al4V and AlSi12Mg lattice structures manufactured by Selective Laser Melting (SLM)", *Laser Additive Manufacturing Materials, Design, Technologies, and Applications*

- Woodhead Publishing Series in Electronic and Optical Materials , *Woodhead Publishing* , Singapore, (2017).
- [34] G. Dong, Y. Tang, and Y. F. Zhao, “A survey of modeling of lattice structures fabricated by additive manufacturing”, *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*, 139(10): 1–13, (2017).
- [35] H. J. Wilke, A. Kettler, K. H. Wenger, and L. E. Claes, “Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine”, *Anatomical Record*, 247(4): 542–555, (1997).
- [36] H.-J. Wilke, A. Kettler, and L. E. Claes, “Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines?”, *Spine*, 22(20): 2365–2374, (1997).
- [37] F. Küçükaltun, A. Balcı, M. F. Aycan, Y. Usta, ve T. Demir, “Production Of Replicated Trabecular Bone Structure By Selective Laser Melting Method Using Ti6AL4V Powder And Investigation Of Geometric Accuracy”, *The Internatinoal Conference on Materials Science Mechanical and Automotive Engineerings and Technology 2019, CAPPADOCIA/TURKEY*, 533–538, (2019).
- [38] ISO 13314, “Mechanical testing of metals—ductility testing—compression test for porous and cellular metals”, (2011).
- [39] ASTM F2077-03, “Test Methods For Intervertebral Body Fusion Devices”, (2003).