
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

TRABEKÜLER KEMİK GEOMETRİSİNE SAHİP GÖZENEKLİ METAL YAPILARIN SEÇİMLİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEBİLİRLİĞİNİN VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Arif BALCI

DOKTORA TEZİ
MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EYLÜL 2020

Arif BALCI tarafından hazırlanan "TRABEKÜLER KEMİK GEOMETRİSİNE SAHİP GÖZENEKLİ METAL YAPILARIN SEÇİMLİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEBİLİRLİĞİNİN VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Makina Mühendisliği Ana Bilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Yusuf USTA
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum. ……..……..

Başkan: Prof. Dr. Teyfik DEMİR
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, TOBB ETÜ Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum. ...……

Üye: Prof. Dr. Oğuzhan YILMAZ
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum. ...……

Üye: Prof. Dr. Zafer EVİS
Mühendislik Bilimleri Ana Bilim Dalı, ODTÜ
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum. .....……

Üye: Doç. Dr. Tolga TOLUNAY
Ortopedi ve Travma Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum. ...……

Tez Savunma Tarihi: 17/09/2020

Jüri tarafından kabul edilen bu çalışmanın Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum

……..…….

Prof. Dr. Cevriye GENCER

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

……..

Arif BALCI

17/09/2020

TRABEKÜLER KEMİK GEOMETRİSİNE SAHİP GÖZENEKLİ METAL YAPILARIN SEÇİMLİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEBİLİRLİĞİNİN VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

(Doktora Tezi)

Arif BALCI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Eylül 2020

ÖZET

Gözenekli metal yapı üretiminde seçimli lazer ergitme (SLE) yöntemi kontrollü üretim avantajına sahip olup düzenli veya karmaşık gözenekli yapıların tasarım veya kopyalama yoluyla oluşturulmasını ve üretimini mümkün kılmaktadır. Bu tezde, seçimli lazer ergitme (SLE) yöntemi kullanılarak, koyun vertebra ve femurundaki trabeküler yapıyı (gözenekli kemik) temsil eden Ti6Al4V ELI (Extra Low Interstitial) ve CoCr alaşımından farklı gözeneklerde ve farklı ölçeklerde numuneler üretilerek gözenek boyut dağılımı incelenmiş ve mekanik testleri yapılmıştır. Öncelikle koyuna ait femur ve vertebra kemiklerinin mikro-CT ile taramaları kullanılarak kemiğe ait gözenek ağ yapısı ve boyut dağılımı belirlenmiştir. Gerçek kemik boyutlarına göre 3-farklı büyütmedeki (1:1, 1:1,25 ve 1:1,50) mikro-CT görüntüleri ile gözenek/boyut dağılım analizi gerçekleştirilmiştir. Bunun neticesinde, deney numunelerinin 1:1,00, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçeklerinde tasarımları, Ti6Al4V ELI alaşımından üretimleri ve mekanik testleri (basma ve basma-kayma testleri) yapılmış ve sonlu elemanlar yöntemiyle sayısal olarak da incelenmiştir. Ayrıca hem Ti6Al4V ELI alaşımı hem de CoCr alaşımından vertebra ve femurun başka bir bölgesinden yeni (ikincil) numuneler tasarlanarak üretimleri yapılmış ve mekanik testleri doğrulama amaçlı olarak gerçekleştirilmiştir. Gözenek ağ modelleri çıkarılan vertebra ve femura ait gözeneklerin ortalama eş değer çaplarının 767±265 μm ve 623±245 μm olduğu tespit edilmiş olup 1:1 ve 1:1,25 ölçek aralığında üretimi yapılan numunelerin kemikteki gözenek boyut dağılımını temsil edebildiği sonucuna varılmıştır. Basma testleri sonucunda femur ve vertebra gözenek geometrisine sahip numunelerin elastisite modüllerinin Ti6Al4V ELI numunelerde 2,84±0,33 GPa ve 2,14±0,15 GPa ve CoCr numunelerde 2,20±0,23 GPa ve 1,95±0,22 GPa olduğu gözlemlenmiştir. Kuru ağırlıklandırma yöntemi ile yapılan gözeneklilik ölçümlerinde, üretilen numunelerdeki gözeneklilikler tasarımdakine göre Ti6Al4V ELI alaşımı için %19,1±6 azalma ve CoCr alaşımı için %0,5±0,4 artış şeklinde olduğu görülmüştür. Mekanik test sonuçları ve gözeneklilik oranlarındaki değişim göz önüne alındığında CoCr alaşımlarından yapılan üretimlerin, gözenek geometrisi ve elastisite modülü bakımından kemiği temsil kabiliyetinin yüksek olduğu sonucuna varılmıştır.

Bilim Kodu	:	91438
Anahtar Kelimeler	:	Eklemeli imalat, trabeküler metal, seçimli lazer ergitme
Sayfa Adedi	:	120
Danışman	:	Prof. Dr. Yusuf USTA

INVESTIGATION OF PRODUCIBILITY AND MECHANICAL PROPERTIES OF POROUS METAL STRUCTURES FROM TRABECULAR BONE GEOMETRY BY SELECTIVE LASER MELTING METHOD

(Ph. D. Thesis)

Arif BALCI

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

September 2020

ABSTRACT

The selective laser melting (SLE) method has the advantage of controlled production and enables the creation and production of regular or complex porous structures by design or copying for production of porous metal structures. In this thesis, samples have different pores and scales were produced from Ti6Al4V ELI (Extra Low Interstitial) and CoCr alloy representing the trabecular (porous bone) sheep vertebra and femur structure by selective laser melting (SLE) method, and the pore size distribution was examined and mechanical tests were performed. First, by using micro-CT scans of sheep's femur and vertebral bones, the pore network structure and pore size distribution of the bone were determined. Pore / size distribution analyses were performed with micro-CT images at 3 different scales (1: 1, 1: 1.25 and 1: 1.50) according to the actual bone sizes. As a result of this, the designs of the test samples in 1: 1.00, 1: 1.10 and 1: 1.20 scales, their production from Ti6Al4V ELI alloy and their mechanical tests (compression and compression-shear tests) were performed and were analyzed numerically by the finite element method. In addition, new (secondary) specimens from both Ti6Al4V ELI alloy and CoCr alloy were designed and produced from another part of vertebra and femur, and their mechanical tests were carried out for verification. It was determined that the mean equivalent diameters of vertebra and femoral pores, from which the pore network models were removed, were 767 ± 265 μm and 623 ± 245 μm, and it was concluded that the samples produced in the scale range of 1: 1 and 1: 1.25 could represent the pore size distribution in the bone. As a result of the compression tests, the elasticity modulus of the samples with femur and vertebral pore geometry was 2.84 ± 0.33 GPa and 2.14 ± 0.15 GPa from Ti6Al4V ELI samples and 2.20 ± 0.23 GPa and 1.95 ± GPa from CoCr samples. From porosity measurements made by dry weighting method, it was seen that the porosity of the produced samples was 19.1 ± 6% decrease at Ti6Al4V ELI alloy and 0.5 ± 0.4% increase at CoCr alloy from compare to the design. Considering the mechanical test results and the change in porosity rates, it was concluded that the productions made from CoCr alloys have a high bone representation ability in terms of pore geometry and modulus of elasticity.

Science Code	:	91438
Key Words	:	Additive manufacturing, trabecular metal, selective laser melting
Number of Pages	:	120
Supervisor	:	Prof. Dr. Yusuf USTA

TEŞEKKÜR

Danışman hocam Prof. Dr. Yusuf USTA'ya, bu çalışmanın her aşamasındaki fikirleri ve önerileri ile beni yönlendirip sağladığı tüm destek ve imkânlar ile mühendislik bilgimin gelişmesine ve akademik olgunluğa erişmeme katkılarından dolayı ve yan yana çalışma fırsatı verip bilgi ve tecrübelerini benimle paylaştığı için teşekkür ederim.

Çalışmamın ortaya çıkması ve ilerlemesinde doğru tespit ve düşüncelerini paylaşıp yönlendirmeleri ve sunduğu imkânları ile çalışmamın her anına destek veren hocam Prof. Dr. Teyfik DEMİR'e teşekkür ederim.

Tez izleme komitelerim boyunca çalışmamı takip ederek, yapıcı eleştirileri ve verdiği tavsiyeleri ile çalışmamı geliştirmeme sağladığı katkılardan dolayı hocam Prof. Dr. Oğuzhan YILMAZ'a teşekkür ederim.

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Fatih AYCAN, Dr. Emre YURTKURAN ve Murat ERBAŞ'a çalışmam sürecinde karşılaştığım zorluklarda yardımları için teşekkür ederim.

Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine 06/2018-11 kodlu projeye verdiği destek ile bize bu fırsatı sundukları için teşekkür ederim. Osman DEMİR ve Murat DURSUN özelinde modelleme ve üretim için tecrübelerini, düşüncelerini ve desteğini esirgemeyen Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi'ne teşekkür ederim. Laboratuvar çalışmalarımda yardımı ve abiliği için Yusuf ŞAHİNKAYA'ya, üretilebilirliğin incelenmesinde Furkan KÜÇÜKALTUN'a ve numune incelemeleri için Doç. Dr. Evren ÇUBUKÇU özelinde HUNİTEK'e teşekkür ederim. Dayanım testlerindeki yardımlarından dolayı başta Yunus USLAN olmak üzere tüm Labiotech'e teşekkür ederim.

Bu günlere gelmemde maddi ve manevi destek verip sevgilerini her an hissettiren kıymetli aileme teşekkür ederim.

Sevgili eşime ve oğullarıma sonsuz sevgileri için tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ix

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

SİMGELER VE KISALTMALAR xviii

1. GİRİŞ 1

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI 5

2.1. Eklemeli İmalat Yöntemleri 5

2.2. Seçimli Lazer Ergitme Metodu 9

2.2.1. Üretim parametreleri ve etkisi 9

2.2.2. Tozdan kaynaklı etkiler 11

2.2.3. Isıl işlem etkisi 12

2.2.4. Kusurlar 13

2.3. Kemiğin Yapısı Ve Özellikleri 15

2.4. Gözenekli Metal Yapılar 20

2.4.1. Gözenekli malzemelerin biyouyumluluğu 28

2.4.2. Gözenekli yapıların analizi 29

2.5. Literatürdeki Benzer Çalışmalar Ve Katkılar 32

3. MATERYAL VE METOT 35

3.1. SLE İle Üretim Sonrası Trabeküler Kemiğin Temsil Edilebilirliğinin Belirlenmesi 35

Sayfa

3.2. Deney Numunelerinin Tasarımı, Üretimi Ve Deney Değişkenlerinin Belirlenmesi 36
3.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Dayanım Analizleri 41
4. BULGULAR VE TARTIŞMA 43
4.1. Üretimlerin İncelenmesi Ve Kemik Yapıyı Temsil Kabiliyetinin Belirlenmesi 43
4.2. Mekanik Dayanımlar 58
4.3. Sonlu Elemanlar Analizi 68
4.3.1. Model değişkenlerinin belirlenmesi ve geliştirilmesi 68
4.3.2. Analiz sonuçları 73
4.3.3. Analiz modelinin doğrulama çalışmaları 78
4.4. Basma Dinamik Dayanımları Ve Analiz Sonuçları 95
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 101
KAYNAKLAR 103
ÖZGEÇMİŞ 119

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Koyun femur trabeküler yapısının farklı eksenlerdeki dayanım ve hacimsel değerleri (E: basma elastisite modülü, BV/TV: kemik/toplam hacim oranı) 19

Çizelge 2.2. Ti6Al4V alaşımından SLE ile üretilen farklı gözenek yapılarının fiziksel boyutları ve mekanik dayanımları 26

Çizelge 2.3. Gözenekli yapıların analiz metotlarının avantaj ve dezavantajları 31

Çizelge 3.1. Ti6Al4V ELI alaşımı tozunun kimyasal bileşimi 39

Çizelge 3.2. Ti6Al4V ELI üretim parametreleri 39

Çizelge 4.1. Gözenek ve bağlantı kol çaplarının dağılımına ilişkin değerler 45

Çizelge 4.2. Koyun vertebra ve femur trabeküler yapısına ve üretilen farklı ölçekli modellere ait PNM'lerde yer alan sınır ve ortalama boyut değerleri 49

Çizelge 4.3. Koyuna ait vertebra ve femur trabeküler yapısı ile bu yapılardan üretilmiş farklı ölçekli üretimlerin gözeneklilik oranlarının karşılaştırılması 50

Çizelge 4.4. Basma deneyleri sonucu elde edilen mekanik dayanımlar 63

Çizelge 4.5. Basma-kayma deneyleri sonucu elde edilen mekanik dayanımlar 63

Çizelge 4.6. Yapılan deneyler ve analizler sonrası elde edilen mekanik dayanımlar 74

Çizelge 4.7. Farklı kayma düzlemi açılarında elde edilen basma-kayma elastik dayanımı için analiz ve deney sonuçlarına ait değerler 80

Çizelge 4.8. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimlerin ve üretim öncesi geometrilerin gözeneklilik oranlarının karşılaştırılması (GO: Gözeneklilik oranı) 84

Çizelge 4.9. Analiz doğrulama için yapılan deneyler ve analizler sonrası elde edilen mekanik dayanımların karşılaştırması; a) basma ve b) basma-kayma deney ve analiz sonuçları 94

Çizelge 4.10. Basma yorulması test sonuçları 97

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 4.11. Ti6Al4V ELI alaşımının yorulma analizi için alternatif gerilme-döngü sayısı değerleri 99

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Eklemeli imalat teknolojilerinin şematik olarak gösterimi 6

Şekil 2.2. Eklemeli imalat yönteminde parça üretim süreci 7

Şekil 2.3. Eklemeli imalat ile üretim öncesi hazırlık aşaması işlemleri 8

Şekil 2.4. Toz yatakta birleştirme işleminde etkin fiziksel olayların ve değişkenlerin özeti 10

Şekil 2.5. SLE ile üretimde çalışma parametrelerinin gösterimi 11

Şekil 2.6. SLE üretimi oluşan a) keskin çatlak ve b) küresel şekle sahip gözenekler ... 14

Şekil 2.7. Kemiğin hiyerarşik yapısı..... 15

Şekil 2.8. a) Trabeküler kemiğin bağıl yoğunluğa bağlı olarak basma modülündeki değişimi ve b) Kortikal kemik ve trabeküler kemiğin gerilme-gerinim davranışlarının değişimi 16

Şekil 2.9. İnsan iskelet yapısındaki femur ve lumbar vertebralarının zorlanmaya karşı trabeküler dayanım çizgileri; a) femur başı üzerindeki zorlanmalar, b) insan iskelet sisteminde femur ve lumbar vertebralarının konumu ve c) lumbar vertebra iç yapısı ve çizgisel trabeküler dayanım gelişimleri 17

Şekil 2.10. a) Lumbar 5 vertebrasına gelen yüklerin şematik gösterimi ve b) gövdenin hareketleri ile omurgaya gelen basma ve kayma kuvvetlerinin değişimi 18

Şekil 2.11. a) Koyun femurunda testi yapılan trabeküler yapının konumu ve b) dayanıma göre eksenlerin konumları (Yüksek, orta, düşük ve ortalama dayanım ekseninin yükleme ekseni ile açıları sırasıyla 12°, 14°, 26° ve 18°'dir.) 19

Şekil 2.12. Farklı voksel boyutları ile yapılan Mikro-CT tarama sonucu elde edilen yapı görünümleri 20

Şekil 2.13. Eklemeli imalat ile üretilen gözenekli yapıların sınıflandırılması 22

Şekil 2.14. Birim hücre geometrisinin farklı eksenler üzerinde döndürülmesiyle kafes yapının değişimi 25

Şekil 2.15. Yüzey optimizasyonu ile deformasyon mekanizması değişimi 27

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.16. Unsur kalınlık oranına göre deformasyon mekanizmasının değişimi 27

Şekil 2.17. Analiz sonuçlarına yüzey kalitesinin etkisi 31

Şekil 2.18. Analiz için kullanılan geometrilerin karşılaştırılması 32

Şekil 3.1. Gözenek ağ modeli (PNM) değişkenleri: a) Gözeneği temsil eden küresel geometrinin denk çapı, b) bağlantı kollarını temsil eden silindirik geometrinin denk çapı ve c) PNM'nin ölçekli görünümü 36

Şekil 3.2. Avizo programında PNM oluşumunun şematik gösterimi: a) boşluk hacminin tanımlanması, b) tanımlanan hacmin ayrılması, c) oluşan PNM'nin ölçekli gösterimi ve d) oluşan PNM'nin 1:1 gösterimi 36

Şekil 3.3. a) Mikro-CT tarama ile elde edilen vertebra trabeküler görüntüsü ve b) vertebra deney numune modelinin oluşumu 37

Şekil 3.4. a) Mikro-CT tarama ile elde edilen femur trabeküler görüntüsü ve b) femur deney numune modelinin oluşumu 37

Şekil 3.5. Üretim sonrası tesviye ve deneye hazırlık işlemleri: a) Kullanılan hassas kesim cihazı ve b) kesim yüzeyi paralelliği için kurulan tesviye düzeneği 39

Şekil 3.6. Basma-kayma deney düzeneği 40

Şekil 3.7. Analiz için tanımlanan şartlar; a) Basma analizi için kullanılan model b) basma-kayma için oluşturulan model değişkenlerinin gösterimi ve c) oluşturulan basma-kayma modelinin kesit görünümü 42

Şekil 4.1. Kemiklere ait oluşturulan PNM'ler ve kemik içerisinde farklı yönlerden ölçekli görünümleri: a) vertebra ve b) femur 44

Şekil 4.2. Farklı ölçeklerde yapılan üretimlerin PNM'lerinin gösterimi: a) vertebra 1:1, b) vertebra 1:1,2, c) vertebra 1:1,50, d) femur 1:1, e) femur 1:1,25 ve f) femur 1:1,50 44

Şekil 4.3. Gözenek ağ modeli ile elde edilen küresel eşdeğer gözenek çap değerlerinin normal ve kümülatif dağılımları; a) vertebra ve femur kemik yapı için karşılaştırma, b) vertebradan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması ve c) femurdan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması 47

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.4. Gözenek ağ modeli ile elde edilen silindirik bağlantı kolu çap değerlerinin normal ve kümülatif dağılımları; a) vertebra ve femur kemik yapı için karşılaştırma, b) vertebradan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması ve c) femurdan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması 48

Şekil 4.5. Vertebra 1:1 ölçekte yapılan üretim sonucu gözlenen kapalı boşluk kusurunun dağılımı ve geometrisinin taramalı elektron mikroskobu ile görüntülenmesi: a) Trabeküler yapının x8 büyütmede görünümü, b) işaretli bölgenin x22 büyütmede görünümü, c) işaretli bölgenin x50 büyütmede görünümü, d) işaretli bölgenin x50 büyütmede görünümü ve e) işaretli bölgenin x100 büyütmede görünümü 51

Şekil 4.6. Optik mikroskop yardımıyla elde edielen görüntüler: a)yatay trabeküler koldaki kapalı boşluk ve sarkmalar x50 büyütme, b) açılı trabeküler koldaki kapalı boşluk ve sarkmalar x50 büyütme 52

Şekil 4.7. Dağlama *(20 ml HF + 20 gr Oxalic + 98 ml su)* sonrası mikroyapı bileşenleri x200 büyütme ve b) lteratürde yer alan benzer ısıl işlem sonrası mikroyapı 53

Şekil 4.8. PNM yardımıyla üretim geometrisinde modellenen üç boyutlu kapalı boşluk dağılımı: a) vertebra 1:1, b) vertebra 1:1,25, c) femur 1:1, d) femur 1:1,25 ve e) femur 1:1,50 ölçek için (Kırmızı renk kapalı boşlukları temsil etmektedir.) 53

Şekil 4.9. Kapalı gözeneklerin üretilen numunelerdeki eşdeğer çap dağılımı 53

Şekil 4.10. Vertebra 1:1 ölçekte SLE ile yapılan üretimde tespit edilen kapalı gözenekler; a) yapıda gözenek dağılımı ve b) gözeneklerin üç boyutlu görünümleri 54

Şekil 4.11. Küresel ve v şekline sahip gözenek oluşumunun şematik olarak gösterimi 54

Şekil 4.12. Femur ve vertebra trabeküler geometrilerinden deney numunesi tasarım sürecinde yapı gözlenen yapı kusurlarının gösterimi 56

Şekil 4.13. Üretimde karşılaşılan zorluklar; a) Femur 1:1.2 ölçekli numunede kesim yüzeyinden 2 mm içerde katman ergitme hatası, b) femur 1:1.2 ölçekli numunede kesim yüzeyinden 4 mm içerde katman ergitme hatası, c) femur 1:1.1 ölçekli numunede kesim yüzeyinden 2 mm içerde katman ergitme hatasının sonu ve ultrasonik temizleme sonrası durumu, d) vertebra 1:1.1 ölçekli numunede üretim sonrası yüzey tesviye işleminde kırılan trabeküler kollar 57

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.14. Trabeküler yapıya sahip farklı ölçekte üretilen deney numuneleri 57

Şekil 4.15. Basma deneyleri sonrasında numunelerde oluşan hasar görünümleri (kırmızı işaretlemeler hasar oluşan 45° kayma bantlarını temsil etmektedir.) 59

Şekil 4.16. Basma-kayma deneyleri sonrasında numunelerde oluşan hasar görünümleri 59

Şekil 4.17. Trabeküler yapıya uygulanan basma deneyleri sonucu elde edilen gerilme- gerinim değerleri: a) femur1:1, b) femur 1:1,10, c) femur 1:1,20, d) vertebra 1:1, e) vertebra 1:1,10 ve f) vertebra 1:1,20 60

Şekil 4.18. Trabeküler yapıya uygulanan basma-kayma deneyleri sonucu elde edilen kuvvet-yer değişimi değerleri: a)femur1:1, b) femur 1:1,10, c) femur 1:1,20, d) vertebra 1:1, e) vertebra 1:1,10 ve f) vertebra 1:1,20 ölçek için . 61

Şekil 4.19. Farklı ölçek ve trabeküler yapıya sahip numuneleri temsil eden deney sonuçlarının karşılaştırılması: a) basma ve b) basma-kayma için..... 62

Şekil 4.20. Basma deneyi sırasında deformasyon oluşumu; a) Femur 1:1,1 ölçek ve b) vertebra 1:1 ölçeğe sahip numune için deney sırasında elde edilen görünümler 64

Şekil 4.21. Basma ve basma-kayma kuvvetine zorlanan yapıda seçilen birim elaman üzerinde oluşan gerilmelerin Mohr dairesindeki durumunun gösterimi..... 65

Şekil 4.22. Hasara açılarına bağlı olarak Mohr dairesi üzerindeki gerilme analizinin gösterimi; a) Basma deneyi ve b) basma-kayma deneyi için..... 66

Şekil 4.23. Ti6Al4V alaşımına ait kırılma yüzeyi görünümü; a) Sünek ve b) gevrek ... 67

Şekil 4.24. Basma ve basma-kayma deneyleri sonrası Ti6Al4V ELI numunelerin kırılma yüzeylerinin mikro görünümleri; a) basma x50 büyütme, b) basma x3000 büyütme, c) basma-kayma x50 büyütme ve d) basma-kayma x3000 büyütme 67

Şekil 4.25. STL dosya tipi kullanılarak yapılan analizler için yüzey kalitesinin karşılaştırılması: a) Yapı içerisinde çeyrek birim silindirin konumu, b) yapıyı oluşturan birim çeyrek silindirik parçanın farklı yüzey kalitelerindeki görünümleri ve c) Mikro-CT ile yapılandırılmış ve temsil geometrisine ait yüzeylerin karşılaştırılması..... 70

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.26. Sonlu elemanlar ile vertebra 1:1 ölçekli numune kullanılarak basma analizi için model oluşturma ve geliştirme çalışmaları kapsamında yapılan farklı analizlere ve deneye ait dayanım sonuçları 71

Şekil 4.27. Sonlu elemanlar ile vertebra 1:1 ölçekli numune kullanılarak basma-kayma analizi için model oluşturma ve geliştirme çalışmaları kapsamında yapılan farklı analizlere ve deneye ait dayanım sonuçları 72

Şekil 4.28. Vertebra ve femura ait basma ve basma-kayma deney ve analiz sonuçları: a) 1:1 ölçek basma, b) 1:1,1 ölçek basma, c) 1:1,2 ölçek basma, d) 1:1 ölçek basma-kayma, e) 1:1,1 ölçek basma-kayma ve f) 1:1:1,2 ölçek basma-kayma..... 75

Şekil 4.29. Femur numunesinde basma-kayma deneyi ve analiz sonucundaki hasar görünümlerinin karşılaştırılması 76

Şekil 4.30. Basma deneyi ve yapılan analiz sonucu hasar görünümlerinin karşılaştırılması: a) Femur 1:1,2 ve b) vertebra 1:1 geometrileri 77

Şekil 4.31. Basma deneyi için gerilme baskın hasar mekanizmasının Mohr dairesinde gösterimi 77

Şekil 4.32. Femur trabeküler yapısına sahip numunenin farklı açılara sahip basma-kayma dayanımlarının gösterimi..... 79

Şekil 4.33. Farklı kayma düzlemi açılarında elde edilen analiz ve deney sonuçlarına ait kuvvet-yer değişimi grafikleri..... 79

Şekil 4.34. Femur kemiğinin trabeküler yapısından oluşturulan ilk ve ikinci yapı geometrisinin karşılaştırılması; a) Femur trabeküler yapısında femur 1 (pembe) ve femur 2 (yeşil) birim küplerinin konumları, b) kübik karşılaştırma, c) trabeküler küplerin karşılaştırması ve d) oluşan yatay dörtlü küpten oluşan ilk bloğun gözenekli yapısının farklılığının gösterimi..... 80

Şekil 4.35. Vertebra kemiğinin trabeküler yapısından oluşturulan ilk ve ikinci yapı geometrisinin karşılaştırılması: yatay dörtlü ilk küp bloğun a) alttan ve b) üstten görünümü 81

Şekil 4.36. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımının SLE ile üretiminde ve üretim sonrası ısıl işleminde kullanılan parametrelerin karşılaştırılması 82

Şekil 4.37. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimler ve üretim öncesi geometrilerin üst görünümleri (x-y tabla düzlemine bakış)..... 82

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.38. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimler ve üretim öncesi geometrilerin yan görünümleri (x-z ve y-z üretim düzlemlerine bakış) 83

Şekil 4.39. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimlerin optik mikroskop ile x15 büyütmede görünümlerinin karşılaştırması..... 83

Şekil 4.40. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından doğrulama için üretilen numunelerin basma dayanımlarının deneysel sonuçlarının ve üretim öncesi analizlerinin karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI femur 2 b) Ti6Al4V ELI vertrebra 2, c) CoCr femur 1, d) CoCr vertebra 1, e) CoCr femur 2, f) CoCr vertebra 2..... 86

Şekil 4.41. Basma deney sonuçlarının 1:1 ölçekli numuneler için karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma ve b) CoCr alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma..... 85

Şekil 4.42. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından üretilen numunelerin basma deneyi sonrasındaki hasar durumları 87

Şekil 4.43. Üretim öncesi analiz sonuçlarından elde edilen kollardaki gerilme durumları..... 88

Şekil 4.44. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından doğrulama için üretilen numunelerin basma-kayma dayanımlarının deneysel sonuçlarının ve üretim öncesi analizlerinin karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI femur 2 b) Ti6Al4V ELI vertrebra 2, c) CoCr femur 1, d) CoCr vertebra 1, e) CoCr femur 2, f) CoCr vertebra 2..... 89

Şekil 4.45. Basma-kayma deney sonuçlarının 1:1 ölçekli numuneler için karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma ve b) CoCr alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma 90

Şekil 4.46. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından üretilen numunelerin basma-kayma deneyi sonrasındaki hasar durumları..... 90

Şekil 4.47. CoCr alaşımından yapılan üretimlerde gözlenen trabeküler kol kırılma yüzeyinin görünümü; a) basma x50 büyütme, b) basma x3000 büyütme, c) basma-kayma x50 büyütme ve d) basma-kayma x3000 büyütme..... 91

Şekil 4.48. Basma yorulma test düzeneği 96

Şekil 4.49. Basma yorulma testi sonrası numunelerin görünümü 98

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.50. Basma yorulma testi sonucu örnek kırılma yüzeyi 98

Şekil 4.51. Vertebra numunelerinin basma yorulma dayanımlarının analiz sonuçları: a)1:1 ölçek, b)1:1,10 ölçek ve c) 1:1,20 ölçek 100

Şekil 4.52. Femur numunelerinin basma yorulma dayanımlarının analiz sonuçları: a)1:1 ölçek, b)1:1,10 ölçek ve c) 1:1,20 ölçek 100

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	**Açıklamalar**
3B	Üç boyutlu
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
h	Tarama aralığı (µm)
J	Joule
kg	Kilogram
kW	Kilowatt
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
ms	Milisaniye
ns	Nanosaniye
P	Güç (Watt)
s	Saniye
t	Katman kalınlığı (µm)
v	Tarama hızı (mm/s)
W	Watt

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
ASTM	Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu
BR	İnşa oranı
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CNC	Bilgisayar Numerik Kontrol
CT	Bilgisayarlı Tomografi
DED	Doğrudan Enerjili Biriktirme
DMLS	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme

Kısaltmalar	Açıklamalar
EBM	Elektron Işını Ergitme
FDM	Ergiyik Biriktirmeli Modelleme
FOD	Odaklanmış Işın Çapı Düzlemi Uzaklığı
ing.	İngilizcesi
Mikro-CT	Mikro Odaklı Bilgisayarlı Tomografi
MJF	Bağlayıcı Püskürterek Birleştirme
PNM	Gözenek Ağ Modeli
SLE	Seçimli Lazer Ergitme
SLS	Seçimli Lazer Sinterleme
STL	Stereolitografi

1. GİRİŞ

Gözenekli malzemenin sahip olduğu gözeneklerin boyutları, geometrisi ve konumlanması; yapının dayanımı, bağıl yoğunluğunu, biyolojik ve yorulma özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Gözenekli malzemeler sınırsız boşluk ve katı alan kombinasyonu ile dolu malzemeye oranla parçaya fonksiyonellik kazandırabilmektedir. Bu avantajı sebebiyle gözenekli yapıların özellikle biyomedikal ve havacılık uygulamalarında kullanımı için yapılan çalışmalar artmıştır. Ortopedik onarıcı tıp alanında kemikte oluşan hasar sonrasında zarar görmüş bölgenin onarımında kemiğin kendine özgü dayanım ve biyolojik özelliklerine sahip ürün kullanılmasıyla biyomedikal ürün performansı artırılmaktadır. Gözenekli metal malzemelerin biyomedikal ürünlerde kullanımı ile dolu malzemeye oranla azalan dayanım kemik yapıya yaklaşarak gerilme kalkanı etkisi *(ing. stress shielding effect)* azaltılabilmektedir. Ayrıca sahip olduğu gözenekler ile kemiğe biyomedikal ürünün içine büyüme kabiliyeti kazandırılabilmektedir. Gözenekli yapı sayesinde dolu malzemeye göre fonksiyonelliği artan biyomedikal üründe içe doğru büyüyebilen kemik sayesinde kuvvet aktarım ve füzyon kabiliyeti artmaktadır. Bu sayede düşen gerilme kalkanı etkisi ile kullanım ömrü uzamaktadır.

Eklemeli imalat yöntemlerinin çoğalması ve gelişmesi, geleneksel üretim yöntemlerinin yetersiz kaldığı karmaşık ve fonksiyonel yapı üretimini kolaylaştırmaktadır. Ayrıca geleneksel üretim yöntemlerine göre tasarlanabilir veya kopyalanabilir mikro gözenek mimarisinin kontrollü üretimine olanak sağlamaktadır. Biyomedikal ürün üretiminde yapıya eklenen gözenekli yapılar için literatür genelinde birim mikro gözenekli hücre geometrisinin yapı hacminde çoğaltılmasıyla yapay olarak elde edilen periyodik veya geçişli gözenek geometrisine sahip kafes yapılar için yapılan çalışmalara ek olarak karmaşık gözenek geometrisine sahip Voronoi geometrilerinin kullanımı için çalışmalarda mevcuttur. Yapay gözenek gometrisine sahip bu yapıların biyomedikal alanda kullanımındaki temel amaç kemiği taklit ederek ürünün biyouyumluluk performansını artırmak olup doğal kemiğin geometrik özellikleri yapay gözenek geometrileri ile yeteri kadar taklit edilememektedir.

Bu temel amaç göz önüne alındığında, literatür genelini kapsayan yapay gözenek geometri çalışmalarına alternatif olarak kemik gelişimine en uygun geometrinin kemik yapının kendinden alınmasıyla oluşturulabileceği öngörülmüştür. Bu sebeple yapılan çalışmada

insan kemiğine benzerliğinin yüksek olması sebebiyle temsil edici olarak kullanılabilen koyun kemiklerine ait vertebra ve femurdaki trabeküler yapılar Mikro-CT ile taranarak gözenekli yapı geometrisi oluşturulması için kullanılmıştır. Bu çalışmanın amacı; gözenek geometrisini kemiğin kendinden alan yüksek trabeküler benzerliğe sahip ve biyomedikal ürünler için mekanik dayanım ihtiyaçlarını sağlayan gözenekli metal malzeme üretilebilirliğini ve dayanımını araştırmaktır. Tez çalışmasının amacı dikkate alınarak oluşturulan hedefler ve bu hedeflere ulaşmadaki yöntemler aşağıda sıralanmıştır:

Çalışmanın yürütülmesinde ilk hedef olarak, koyunun femur ve vertebrasına ek olarak 1:1, 1:1,25 ve 1:1,50 ölçeklerde SLE ile Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan üretimlerin [1] mikro-CT ile elde edilen geometrilerinin sahip olduğu gözeneklerinin boyut dağılımı incelenmiştir. Gözenek boyut dağılımı incelenirken gözenek ağ modelleri kullanılmıştır. Gözenek ağ modellerinden elde edilen sonuçlara dayanarak 1:1 ve 1:1,25 büyütme ölçeğine sahip metal üretimlerinin, geometrisini aldığı trabeküler yapının gözenek boyut dağılımını temsil edebildiği görülmüştür.

Bu ölçekler dikkate alınarak tez çalışmasının ikinci hedefi; 1:1, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçeğine sahip koyun vertebra ve femur trabeküler geometrisinden yapı içerisinde kalıntı toz bulunmayan deney numunelerinin tasarlanarak SLE ile Ti6Al4V ELI alaşımından üretimi olarak belirlenmiştir.

Tez çalışmasının üçüncü hedefi; üretilen numunelerin mekanik dayanımlarının incelenmesi olup mekanik dayanım özelliklerinin belirlenmesinde vertebra lombar bölgesi için önemli olan basma ve basma-kayma kuvvetleri esas alınmıştır.

Üretilen numunelerin mekanik davranışlarının belirlenmesi sonrası tez çalışmasının dördüncü hedefi olan sonlu elemanlar yöntemi ile sayısal analiz modeli oluşturulması ve doğrulanması aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada, üretilen numuneler Mikro-CT ile taranarak sonlu elemanlar yöntemiyle sayısal olarak analiz edilmiştir. Analiz yaklaşımının doğrulanması amacıyla yeni geometrik tasarımlar yapılarak Ti6Al4V ELI alaşımından numuneler üretilmiş ve mekanik dayanım sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca analizin doğrulanmasında Ti6Al4V ELI alaşımının yanı sıra farklı bir metal olarak CoCr alaşımı seçilmiş ve yapılan üretimler incelenmiş olup mekanik dayanım ve sonlu elemanlar analizi sonuçları karşılaştırılmıştır.

Sonlu elemanlar ile sayısal analiz modeli oluşturulması ve doğrulanması sonrası statik testler ve analizler tamamlanmış olup biyomedikal ürünlerin kullanım ömürlerinin belirlenmesinde önemli olan dinamik basma yorulma testlerinin yapılması ve sonuçlarının incelenmesi bu tez çalışmasının beşinci hedefini oluşturmuştur. Bu hedef çalışmaları kapsamında statik testlere ilaveten vertebradan seçilen 1:1, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçekte Ti6Al4V ELI alaşımından üretilmiş olan numunelerin dinamik basma dayanımları incelenmiştir.

Yapılan tez çalışması beş ana bölümden oluşmaktadır. Giriş bölümünde eklemeli imalat yöntemleri ile üretimde kullanılan gözenek geometrileri için bilgilendirmeler yer almakta olup gözenekli metal malzeme üretiminde trabeküler kemik geometrisinin seçimi ve literatür çalışmalarından farkı kısaca tanımlanarak tezin amacı ve bulgularının kapsamı anlatılmıştır. Literatür araştırması kısmında eklemeli imalat yöntemleri, kemiğin yapısı, gözenekli geometrilerin yapısı ve üretimine ek olarak mekanik dayanımları hakkında literatürde yer alan bulgular sunulmuştur. Materyal ve metot kısmında yapılan Mikro-CT tarama ile fiziksel geometrilerin kopyalanması, gözenek ağ modellerinin oluşturulması, trabeküler geometriden numune tasarım aşamaları, üretimde kullanılan değişkenler, mekanik dayanımların belirlenmesinde kullanılan deney değişkenleri ve sonlu elemanlar analizi için seçilen parametreler detaylı olarak anlatılmıştır. Bulgular ve tartışma kısmında gözenek boyutlarının dağılımı ve temsil edilebilirliği, mekanik dayanımlara ait deneysel ve analiz sonuçlarının karşılaştırılması ve basma dinamik dayanımları hakkında edinilen bulgular ve literatür çalışmaları ile tartışması yer almaktadır. Sonuçlar ve öneriler bölümünde ise elde edilen üretilebilirlik ve mekanik dayanım sonuçları ve çalışma sırasında belirlenen öneriler gelecek çalışmalara yön vermesi adına sıralanmıştır.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

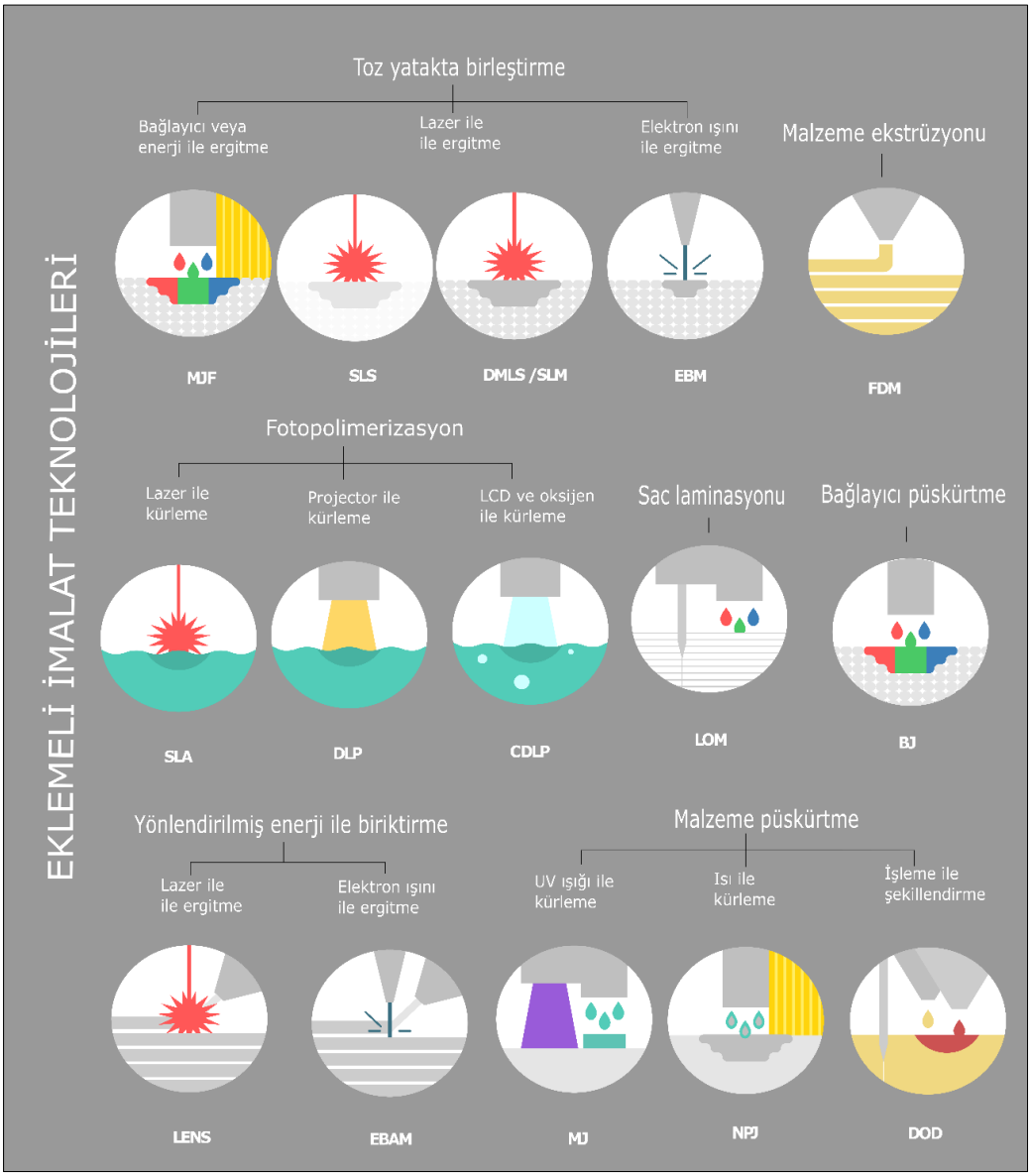
Yapılan çalışma kapsamında literatür araştırmalarına eklemeli imalat yöntemleri içerisinde SLE üretim yönteminin konumu ile başlanmış olup; yönteme ait üretim parametrelerinin etkisi, kullanılan toz özelliklerinin etkisi ve karşılaşılan kusurlar ile ilgili bulgular aşağıda sıralanmıştır. Literatür araştırmasının devamında kemiğin özellikleri, SLE ile üretimi yapılan gözenekli yapılar, bu yapıların mekanik dayanımı ve sonlu elemanlar analizi ile ilgili literatür çalışmalarından elde edilen bulgular açıklanmıştır. Literatür araştırması kısmının son kısmında ise yapılan çalışmanın literatürdeki konumu, benzer çalışmalar ve literatüre katkısı özetlenmiştir.

2.1. Eklemeli İmalat Yöntemleri

Geleneksel üretim, döküm ve ekstrüzyon gibi yöntemler kullanılarak son ürün geometrisini içerisinde barındıran kaba ham ürünün üretilmesiyle başlamaktadır. İstenilen nihai ürün, ham üründen eksiltme *(işlem, boşaltma, delme vb.)* yapılarak toleranslar dâhilinde üretim ile sonlandırılmaktadır. Eklemeli imalat yöntemleri ise eksiltmeli yapılan geleneksel üretim yöntemlerinin aksine tabakaların birbiri üzerine yapıştırılması *(ergitme, yığma, bağlayıcı kullanma vb.)* esasına dayanmaktadır [2]. Metal malzemelerin geleneksel üretim yöntemleri içerisinde en gelişmiş eksiltme metotlardan biri olan bilgisayar numerik kontrol *(ing. CNC: Computer Numerical Control)* yardımıyla talaş kaldırma işlemi ile metal eklemeli imalat metotlarının karşılaştırmasında; metal malzemelerin CNC ile işlemesinde büyük parçaların üretimi, üretim hızı, yüzey kalitesi parça güvenilirliği açısından eklemeli imalattan üstün olduğu görülmektedir [3]. Eklemeli imalat yöntemleri ise karmaşık parçaların üretimi, personel gereksinimi, nitelikli iş gücü ve hazırlık süresi açısından CNC ile işlemeye üstünlük sağlamıştır. Karşılaştırmaya bütün olarak bakıldığında CNC ile işleme seri üretime uygunken, eklemeli imalatın prototip imalatı gibi az sayıda ve geleneksel yöntemler ile üretilemeyecek parçaların üretimde uygun olduğu sonucuna varılmaktadır. Her iki üretim yöntemini içerisinde barındıran birleşik sistemler üzerinde çalışmalar ise devam etmektedir.

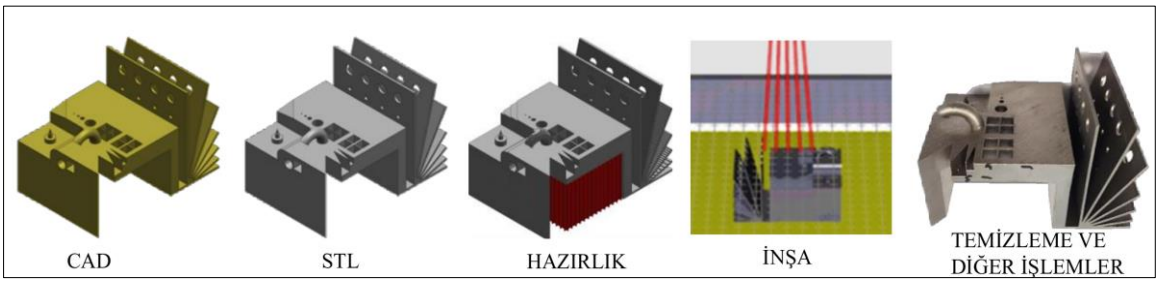
Eklemeli imalat yöntemlerinin gelişmesi 1980'li yılların ortalarında hız kazanmaya başlamıştır. 1986 yılında Deckard tarafından polimer tozlarının lazer ile seçimli sinterlenmesi *(ing. SLS: Selective Laser Sintering)* patentlenmiştir [4]. 1986 yılından

günümüze eklemeli imalat yöntemleri hakkında yapılan çalışmalar sonucunda farklı yöntemler geliştirilmiş ve patentlenmiştir [5]. Son 30 yıllık gelişim sürecinde yöntemler aynı olmasına karşın farklı isimlendirmelerin olduğu yapılan akademik çalışmalar incelendiğinde görülmektedir. Yakın zamanda ise eklemeli imalat metotları ASTM *(American Society for Testing Materials)* [2] tarafından yedi sınıfa ayrılmıştır (Şekil 2.1). Bunlar malzeme ekstrüzyonu *(ing. Material Extrusion)*, toz yatakta birleştirme *(ing. Powder Bed Fusion)*, fotopolimerizasyon *(ing. Vat Photopolymerization)*, malzeme püskürtme *(ing. Material Jetting)*, bağlayıcı püskürtme *(ing. Binder Jetting)*, sac laminasyonu *(ing. Sheet Lamination)* ve yönlendirilmiş enerji ile biriktirme *(ing. Directed Energy Deposition)* yöntemleridir [2].



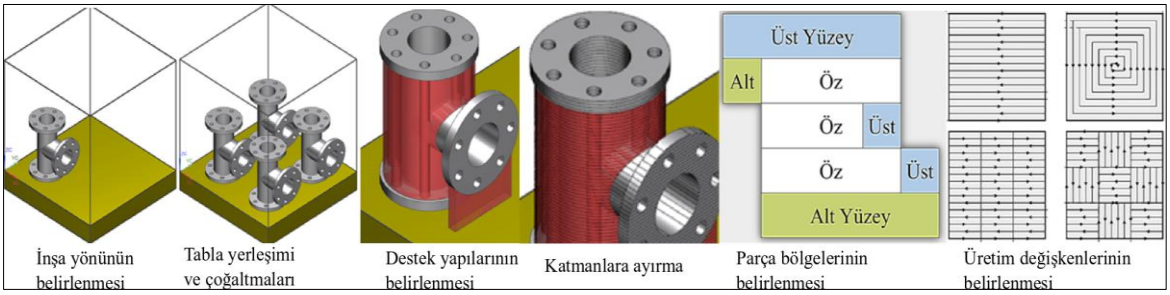
Şekil 2.1. Eklemeli imalat teknolojilerinin şematik olarak gösterimi [6]

Eklemeli imalat yöntemleri ile yapılacak üretim, eksiltme ile yapılan geleneksel yöntemlerine göre parça tasarım ve üretim süreçlerinde farklı bakış açıları gerektirmektedir. Her bir eklemeli imalat yönteminin kendisine özgü zorlukları ve kolaylıkları vardır. Şekil 2.2'de yer alan eklemeli imalat yöntemindeki süreçte, parçaya ait CAD verisi tarama veya tasarım yoluyla elde edilebilmektedir. Oluşturulan CAD verisinin STL *(Stereolithography)* dosya formatına dönüştürülmesi gerekmektedir. STL dosya formatı üç boyutlu CAD verisinin kapalı dış yüzey formu olarak tanımlanabilmektedir. Bu sayede katman kalınlığına bağlı olarak kapalı dış yüzey geometrisine sahip STL dosyası verileri, üretim katmanlarının geometrilerini belirlemek adına dilimleme yapabilmeye imkân sağlamaktadır [7]. STL dosyasının elde edilmesi ile inşa öncesi hazırlık aşamasına geçilmekte olup hazırlık aşaması süreçleri Şekil 2.3'te yer almaktadır.



Şekil 2.2. Eklemeli imalat yönteminde parça üretim süreci [8]

Eklemeli imalat yöntemlerinin hazırlık aşamasında öncelikli olarak parçaların inşa yönleri belirlenmektedir. İnşa yönleri belirlenen parçaların tabla üzerindeki yerleşimi yapılmaktadır. Eklemeli imalat ile esas yapının oluşturulmasında geometri kusurlarının azaltılması ve üretim tablasından parçaya hasar verilmeden ayırma yapabilmek için gerekli olacak destek geometrilerinin tanımı yapılmaktadır. Tanımlanan destek yapıları dâhil olmak üzeri parça geometrisi katman kalınlığına bağlı olarak dilimlenir. Dilimlenen geometriler, eklemeli imalat metotları yardımıyla birbirine yapıştırılacak olan alanların tanımlarını içermektedir. Hazırlık aşamalarında tanımlanan bilgiler aracı program vasıtasıyla makinaya uyumlu hale getirilir ve makine üzerinde yerleşimler yapıldıktan sonra belirlenen bölgelerin üretim parametreleri seçilerek inşa süreci başlatılır. Makinede yapılan üretim bittikten sonra temizlik, destek yapıların ayrılması ve ısıl işlem gibi ikincil işlemler yapılarak ürünün son hali elde edilmiş olur [7, 8].



Şekil 2.3. Eklemeli imalat ile üretim öncesi hazırlık aşaması işlemleri [8]

Metal eklemeli üretim yöntemleri havacılık-uzay, biyomedikal ve robotik başta olmak üzere birçok alanda kullanılmaktadır. Üretilen parça hacminin limitli oluşu, düşük yığma hızı, yüksek hammadde maliyeti ve yüksek makine fiyatları eklemeli imalat teknolojisini günümüz koşullarında sınırlayan önemli etkenlerdir. Bu etkenlere rağmen karmaşık parçaların üretimi ve birden fazla parçanın tek seferde üretilebilme kabiliyeti ile elde edilecek ürünün ekonomik olması hususu eklemeli imalat yöntemlerini rekabetçi hale getirmektedir.

Metal ürünlerin eklemeli imalat ile üretiminde seçimli lazer ergitme *(SLE)*, elektron ışını ile ergitme *(EBM)*, toz beslemeli biriktirme *(powder feed DED)*, tel beslemeli yığma *(wire feed DED)*, bağlayıcı püskürtme ve sac laminasyonu metotları kullanılmaktadır. Kullanılan metotlar incelendiğinde üretim sonrası ürün içinde kalan gözeneklilik toz yataklı sistemler ve yığma sitemlerinde düşük seviyede iken bağlayıcı püskürtme yönteminde yüksek seviyede olduğu görülmektedir [5]. Kalıntı gerilmelerin miktarı açısından bakıldığında elektron ışını ile ergitme ve bağlayıcı püskürtme yöntemlerinin üstün olduğu görülmektedir. Metalin ergimesi ile yapışmanın sağlandığı elektron ışını ile ergitme yönteminin kalıntı gerilme miktarının düşük olması yüksek ısı girdisinin beraberinde getirdiği yüksek sıcaklıkta yapılan üretimden kaynaklanmakta olup yüksek sıcaklıkta yapılan üretim sebebiyle mikroyapıda anlık tavlama oluşmaktadır [5].

Toz yataklı sistemler ve bağlayıcı püskürtmeli sistemler karmaşık parça üretimi için daha kabiliyetlidirler. Yüzey pürüzlülüğü açısından seçimli lazer ergitme ve sac laminasyonunun öne çıktığı görülmekte olsa da eklemeli imalat yöntemleri ile yapılan üretim devamında ilgili bölgelere eksiltmeli üretim metotları kullanılarak işlemeye tabi tutulup toleranslı son parça geometrisinin oluşturulduğu unutulmamalıdır. Toz yataklı sistemlerde ve bağlayıcı püskürtmeli sistemlerde üretim sonrası temizlik işlemi gerekli olup elektron ışını ile üretim

sonrası yüksek sıcaklık sebebiyle yüzeylere sinterlenen tozlar, parça yüzeyinin ortaya çıkarılması için arındırılmalıdır. Birden fazla malzemeye sahip parçalar için sac laminasyonu ve yönlendirilmiş enerji ile yığma yöntemlerinin uygun olduğu kabul edilmektedir [5].

2.2. Seçimli Lazer Ergitme Metodu

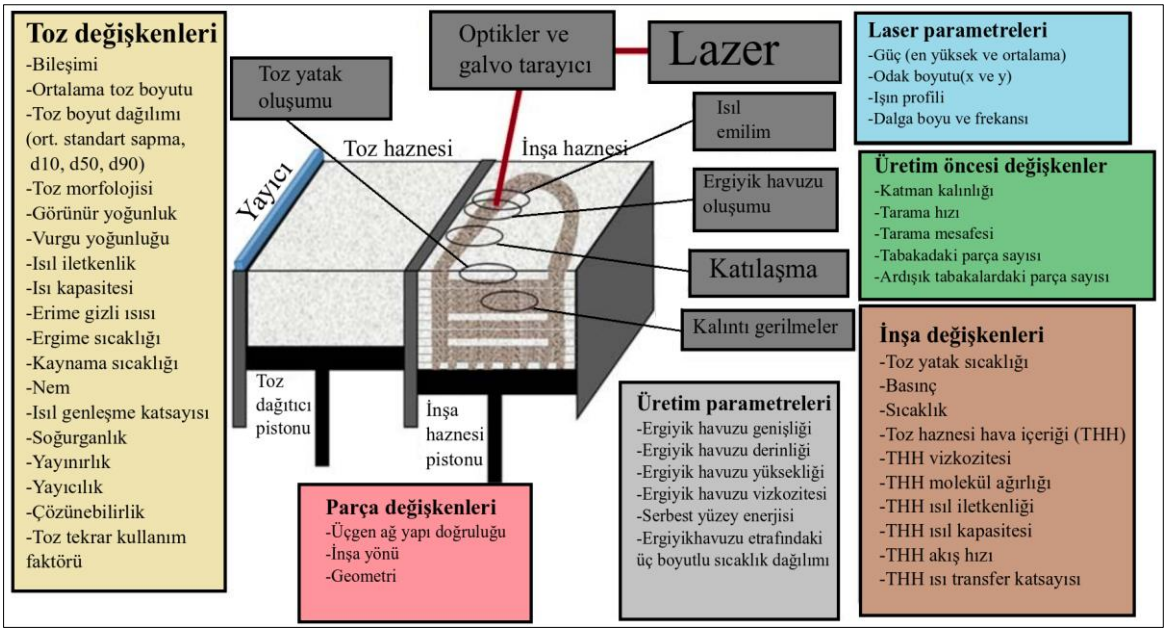
Seçimli lazer ergitme metodu (SLE) toz yatakta birleştirme yapılan bir eklemeli imalat metodudur [9, 10]. Konvansiyonel üretim metotlarının kabiliyetlerinin yetersiz kaldığı geometrik olarak karmaşık parçalar SLE ile üretilebilmekte olup parçaların yoğunluğu tam dolu malzemenin yoğunluğuna neredeyse eşittir [11–13]. Toz yataktaki seçimli bölge lazer ışını etkisiyle ısıtılarak ergiyik havuzu oluşturulur [9]. Lazer ışınının bölgeden uzaklaşmasıyla ergiyik havuzu hızla soğuyarak katılaşır. Parçanın ilgili kesitinin ergitilmesiyle inşa platformu belirlenen katman kalınlığı kadar aşağıya iner ve toz besleme ünitesinden yayıcı aracılığı ile yeni toz yatak katmanı serilir. Ergitme ve yeni toz katmanı oluşturma işlemi parça geometrisi tamamlanana kadar devam eder. Ti alaşımlarının yüksek reaktivite değeri sebebiyle üretim atmosferinin etkileşimsiz olması gerekmekte olup üretim sürecinde ortam atmosferine argon gazı gönderilmektedir [9].

2.2.1. Üretim parametreleri ve etkisi

SLE ile yapılan üretim öncesinde, üretim sırasında ve üretim sonrasında etkin olan 130'dan fazla parametre bulunmaktadır (Şekil 2.4) [9, 14, 15]. SLE yönteminde kullanılan lazer sistemi için çalışma parametreleri; lazer dalga boyu, ortalama lazer gücü, lazer vurum enerjisi ve odaklanmış yoğunluğu, vurum süresi, lazer ışın kalitesi ve odaklanmış spot büyüklüğü olup üretim için kritik öneme sahiptirler [16].

Lazer kullanılan eklemeli imalat yöntemlerinde üretim yapılan farklı malzemelerin lazer ışını ile etkileşimi farklı dalga boylarında gerçekleşmektedir. Lazer ışınının absorbe kabiliyetinin artması üretim kabiliyetinin ve miktarının da artmasını sağlamaktadır [16–20]. Örneğin metal malzemelerin düşük dalga boylarında (10,64μm) lazer ışınını soğurma kabiliyeti yüksek iken plastiklerde (1064μm) durum tersinedir [16]. Lazer yoğunluğu birim alandaki lazer gücü olarak tanımlanmakta olup üretim için gerekli ergime ve sinterleme

enerji eşik değerinin üzerinde olmalıdır [16, 21, 22]. Al ve Cu gibi yüksek yansıtıcılık veya yüksek ısıl iletkenlik değerine sahip malzemelerin sıcaklık değişimlerinin hızlı olabilmesi için kullanılan lazer yoğunluğunun yüksek olması gerekmektedir. Lazer yoğunluğunun artışı ise parça kalitesini düşürmektedir [16].



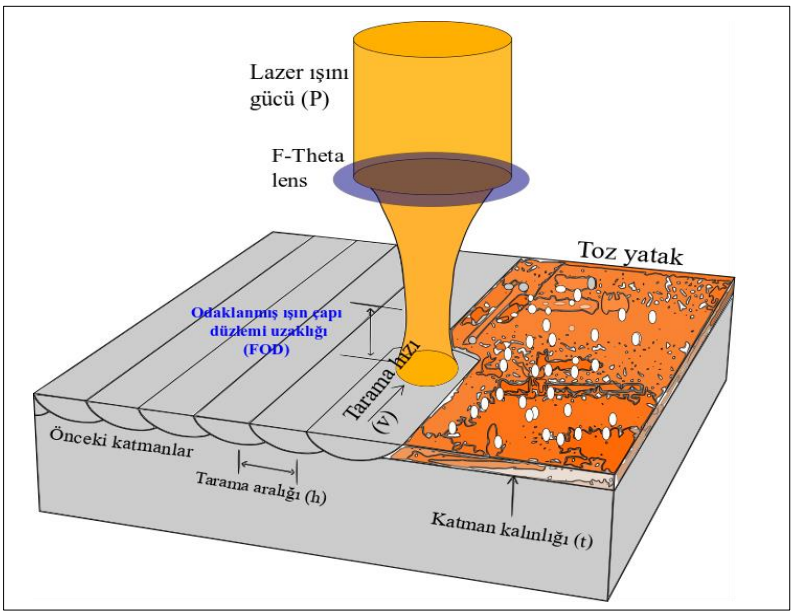
Şekil 2.4. Toz yatakta birleştirme işleminde etkin fiziksel olayların ve değişkenlerin özeti [23]

SLE ile üretim yapılırken tüm alaşımlar için enerji girdisinin ne çok yüksek ve nede çok düşük olması gerekmektedir. Seçimli lazer ergitme metodunda enerji girdisinin ölçülmesinde lazer gücü, tarama hızı, tarama aralığı ve katman kalınlığı yer almaktadır (Şekil 2.5) [9, 17, 24, 25]. Bu parametrelerinin karma etkisi hacimsel enerji yoğunluğu olarak tanımlanmıştır [11]. Aşağıdaki formülasyonu verilmiş hacimsel enerji yoğunluğunda *P (W)* kullanılan lazer gücünü, *v (mm/s)* tarama hızını, *h (µm)* tarama aralığını ve *t (µm)* katman kalınlığını temsil etmektedir.

$$E = \frac{P}{v*h*t} \quad (1)$$

Farklı lazer yoğunluğu parametreleri ergiyik havuzu oluşumunu etkilemektedir. Düşük lazer yoğunluğu ile iletim tipinde üretim yapılmakta olup lazer yoğunluğunun artışı ile U biçimindeki ergiyik havuzu şekli anahtar deliği tipi üretim tipi olarak adlandırılan V

biçimindeki ergiyik havuzu şekline dönüşmektedir. Düşük tarama hızı ile enerji yoğunluğu artarak alt katmanlara nüfuziyet artmaktadır [26].



Şekil 2.5. SLE ile üretimde çalışma parametrelerinin gösterimi [9]

Seçimli alanda lazerin ergitme yaparken izleyeceği yol farklı tarama stratejileri ile mümkün olabilmektedir. Seçimli bölgede lazer güzergâhı oluşturulurken tarama aralığı *(ing. hatch spacing)* artırılsa parça sıcaklığının azaldığı görülmektedir [27]. Ayrıca tarama aralığının çok fazla olduğu durumda yetersiz enerji yoğunluğu oluşup iki tarama çizgisi arasındaki malzemenin erimesinde istenmeyen kusurlar ortaya çıkabilmektedir [28]. Komşu lazer yollarının bir biri üzerine çakışması tarama aralığı ile belirlenmekte olup parça yoğunluğunun en üst değeri için tarama aralığı değerinin lazer ışın çapının yarısı kadar olması gerektiği kabul edilmektedir [29].

2.2.2. Tozdan kaynaklı etkiler

Seçimli lazer ergitme yöntemi termomekanik bir işlem olup lazer kaynağı ve toz yatak arasında karmaşık bir ısı tranfer mekanizmasına sahiptir. Tozun ısıl özellikleri arasında en önemli ve etkin olanlar absorbe ve iletim kabiliyetleridir [30]. Toz yatağın çoklu saçılmaya olanak sağlaması sebebiyle soğurma (absorbe) kabiliyeti katı malzemeden daha yüksektir [31]. Toz yataktaki tozların boyut dağılımının düşük değerlere sahip olması yüzey alanını

ve lazer absorbe kabiliyetini artırırken özellikle reaktif metallerde oksidasyon ve kusur oluşum mekanizmasını hızlandırmaktadır [24, 32, 33].

Toz yatakta kullanılan yüksek oranda küresel ve temiz metal tozlar plazma dönen elektrot, plazma atomizasyon ve plazma küreselleştirme metotları ile üretilmektedir [34]. Bu yöntemler küresellik ve boyut dağılımındaki istikrar ile gaz atomizasyondan üstündür. Parçacık şeklinin analizinde en çok kullanılan metot en/boy oranı olup oran 1 ise eliptik geometride tam küre veya dikdörtgen geometride tam kare şekli tasvir edilmektedir. SLE yönteminde parçacık şekli olarak yüksek toz paketleme yoğunluğu ve reolojik randıman sebebiyle küresel ve temiz (uydusuz, oksitsiz vb.) tozlar istenmekte olup gaz ve su atomizasyonu ile üretilen tozlarda görülen ve topaklanmaya sebep olan uydulaşmalar plazma kullanılarak yapılan toz üretimine nazaran çok daha fazladır [24, 35].

SLE ile üretimde tozun kendinden gelen parametrelerin haricinde serilmesiyle oluşturulan toz yatağın özelliklerinin de üretime etkisi oldukça fazladır. Toz yatak oluşurken toz besleme ünitesi yukarı ve inşa tablası aşağı inerek katman kalınlığı oluşmaktadır. Besleme ünitesinde yer alan toz inşa tablasına yayıcı vasıtasıyla serilmektedir. Yayıcının tipi ve tozu serme hızı toz yatağın yüzey yapısını ve doldurma yoğunluğunu etkiler [36, 37]. Toz yatak oluşumunda mikro boyutta parçacıklar arasında sürtünme, çarpışma ve yapışma gözlemlenmektedir. Elastik, sürtünme, yer çekimi ve Van der Waals kuvvetleri toz yatak özelliklerini etkilemektedir [23, 38, 39]. Yayıcı aynı miktarda malzemeyi tabakaya serse de toz yatağın oluşmasında kusurlar ve toz paketlenmesinde farklılıklar görülmektedir [23, 40].

2.2.3. Isıl işlem etkisi

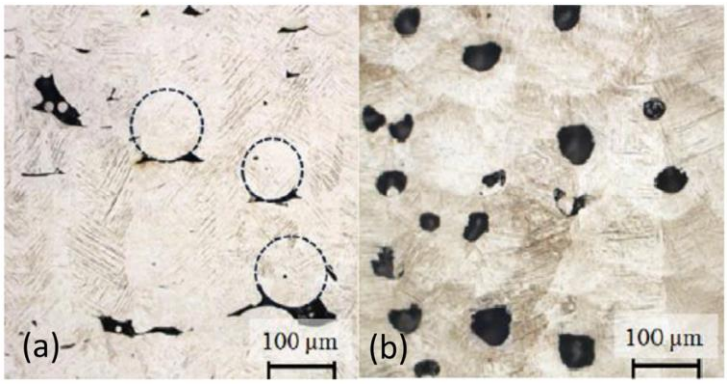
Ti alaşımlar, termomekanik işlemlere tabi tutulması sonucu eş eksenli, lamelli ve iki modlu mikroyapı karakteristiğine sahip olup bu sebeple değişken mekanik özelliklere sahiptir. Üretim parametreleri ve üretim sonrası uygulanan ek işlemler ile SLE metodu ile üretilmiş Ti alaşımlarının mikroyapıları düzenlenebilmektedir. Havacılık ve uzay parçaları için yüksek dayanım istenen üretimlerde martenzitik mikroyapı oluşturulurken yorulma ömrünün fazla olması gereken biyomedikal implant üretimlerinde martenzitik yapıya nazaran dengeli ve daha sünek mikroyapılar elde edilebilmektedir [9].

Ti6Al4V tozundan SLE metoduyla yapılan üretimde oluşan mikroyapıda yer alan α'ların α+β'ya dönüştürülmesi için beta değişim sıcaklığının 70°C altında ısıl işleme tabi tutulduğunda kırılma tokluğu ve süneklik açısından en uygun yapının elde edildiği görülmüştür [41]. 600°C'nin altında yapılan ısıl işlemlerde mikroyapıda önemli bir değişim gözlemlenmezken 750°C ve 990°C arasında yapılan ısıl işlemlerde iğnesel martenzit yapıların bozulmaya başladığı ve sıcaklığın artışı ile α oranının düştüğü gözlemlenmiştir [42]. 1000 °C üzerinde yapıdaki öncül β taneleri genişleyip eş eksenli hale gelmektedir. Isıl işlem sıcaklığındaki artış α' martenzitik yapıların çözünüp tane boyutlarının artarak α+β yapıya dönüşüm sonucunda akma dayanımı düşmektedir. Yapılan çalışmalara bakıldığında en verimli üretim sonrası ek işlem tavlama olup, sıcaklığı ve süresi 800-900°C de 2 saat ve sonrasında fırın içerisinde soğuma olarak belirlenmiştir [9].

2.2.4. Kusurlar

Lazer enerji yoğunluğu, SLE ile yapılan üretim sonucu oluşan yapının yoğunluğunun tahmini için kullanılabilen bir parametre olsa da tek başına dikkate alındığında oluşacak son durumun tahmini için yetersiz kalmaktadır [43–49]. Yapılan çalışmalarda aynı enerji yoğunluğu ile farklı bağıl yoğunluklar elde edildiği görülmüş olup enerjinin etkin olarak kullanılabilirliği hususunda toz yayımındaki başarı ve tarama tipi gibi parametrelerin etkisinin göz önüne alınması gerektiği sonucuna varılmıştır [9, 45, 50–53].

SLE metodu tamamen ergime mekanizmasına sahip olup işleme parametrelerinin başarısız seçimi sonucu mikroyapıda kusurlar ve istenmeyen yapı içi gözeneklilikler meydana gelebilmektedir [54–57]. Yapı içerisinde oluşan gözenekler küresel veya keskin çatlak şeklindedir. Keskin çatlak şekline sahip gözenekler yetersiz enerji yoğunluğu etkisi veya toplaşma sebebiyle oluşurken küresel gözenekler gaz veya metal buharı sıkışması, ergiyik havuzu çevresinde görülen denüdasyon veya anahtar deliği tipi üretim etkisi ile oluşmaktadır (Şekil 2.6) [26, 43, 45, 46, 58–62]. Yetersiz birleşim sonucu oluşan çatlak şeklindeki gözeneklilikler yüksek gerilme yığılmaları sebebiyle çatlak başlatma ve hasar oluşumu yönünden istenmeyen önemli bir kusurdur [9].



Şekil 2.6. SLE üretimi oluşan a) keskin çatlak ve b) küresel şekle sahip gözenekler [9, 45]

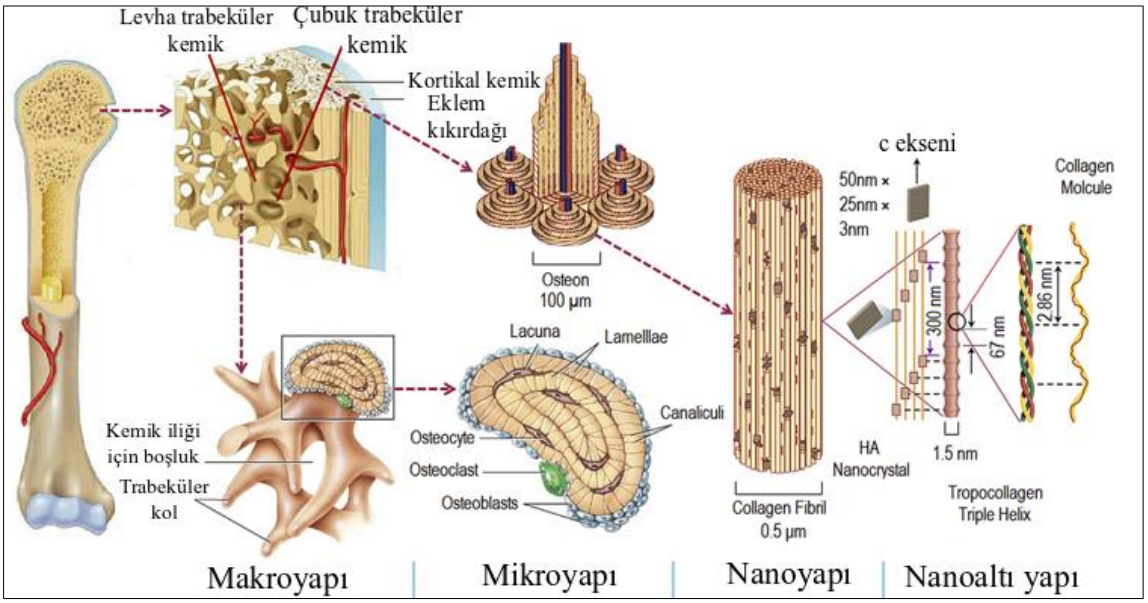
SLE metodu ile yapılan üretim sonucu karşılaşılan kusurlardan biri olan kalıntı gerilmeler, lazer ısıtma fazı ve soğuma fazı olarak iki ayrı süreçte oluşur [24, 63]. Isıl farklılıklardan kaynaklanan kalıntı gerilmeler destek yapılar ve çevreleyen tozlar ile rahatlamaktadır. Parça geometrisine bağlı olarak kalıntı gerilmeler buruşmaya, köşe toleransı kaybı, şekilsel temsilde azalma ve parça kırılmasına sebep olmaktadır [64–66]. SLE ile üretim sonucu gözlemlenen kalıntı gerilmeler inşa yönü, tarama stratejisi ve inşa platformunun ısıtılmasından etkilenmektedir. Kalıntı gerilmelerin etkilerinin azaltılması için tarama stratejisinin ve inşa yönünün uygun olarak seçilmesi, toz yatağın ısıtılması ve destek yapılarının parçadan ayırmadan ısıl işlem yapılması gibi yöntemler kullanılmaktadır [67–71]. Ayrıca son katmanda ve tabla ile parça bağlantı bölgelerinde artık gerilmeler fazla olduğu için parça köşeleri yuvarlaklaştırılmakta [23] ve destek yapılar kalıntı gerilmelerin hasara sebep olmaması için uygun hale getirilmektedir.

SLE ile üretimde oluşan kusurlar sebebiyle boyut ve üretim açısının belirlenmesi için üretilebilirlik çalışmaları yapılmakta olup elde edilen sonuçlara göre mikro kafeslerin tasarımı geliştirilerek üretim başarısı artırılmaya çalışılmaktadır. Mazur ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada SLE yöntemi ile Ti6Al4V malzemeden farklı açı ve çaplarda silindirlerin destek yapı olmadan üretilebilirliği incelemiştir. Açıya bağlı üretimde 20° altındaki açılarda başarı oranının düşük olduğu gözlemlenmiştir [72]. Yatay üretimde ise düşük uzunluklarda unsurların yapısal bütünlüğünü koruduğu gözlemlenmiştir [72]. Yatay ve açılı olmak üzere her iki üretimde de 0,1 mm altındaki çaplarda üretimler başarısız olmuştur [72]. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde açılı üretimde 100 mikron çap değerinde ve 0° üretim açısı değerlerinde yapılan üretimlerin başarısız olduğu tespit edilmiştir [72]. Yatayda desteksiz

olarak yapılan üretimlerde kalınlığın artışı ile birlikte üretim başarısının düştüğü ve 7,5 mm üzeri çap değerlerinde üretimlerin başarısız olduğu tespit edilmiştir [72].

2.3. Kemiğin Yapısı Ve Özellikleri

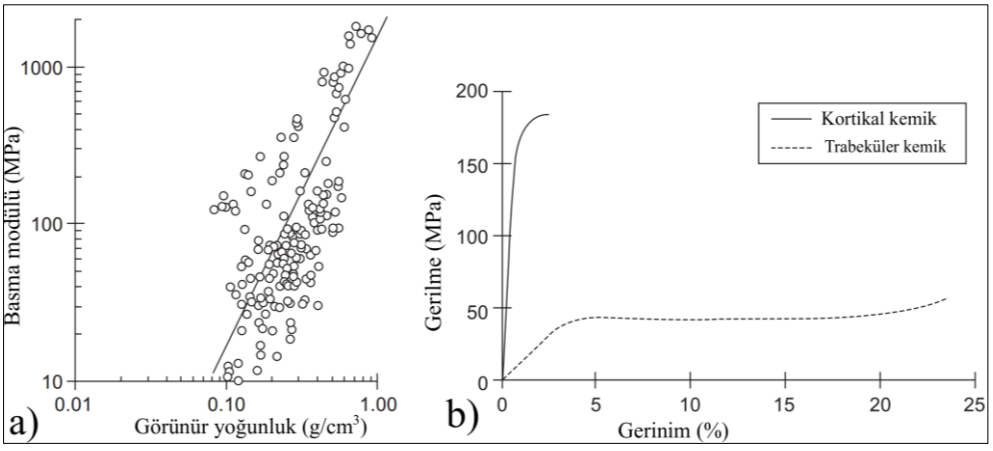
Kemik yapı doğal bir kompozit olup organik bileşenler *(esasen tip-1 kollajen fakat ek olarak tip 3 ve tip 4 kolajenin yanı sıra fibrilin)* ve inorganik kristalin mineralinden *(HA:hydroxiepatit)* oluşmaktadır (Şekil 2.7). HA ve kolajen molekülleri metal çubuk ve seramik gibi davranmakta bir taraf elastikliğe imkân verirken diğer taraf dayanım ve tokluk vermektedir. Tip 1 kolajen yaklaşık 1,5 nm çapında ve 300 nm uzunluğunda olup HA tabaka şeklinde 50×25 nm boyutunda ve 1,5-4 nm kalınlığındadır [73, 74]. HA kristalleri periyodik olarak kolajen fibrillerin üzerinde c ekseni paralel dizilmiş olup bu yapı kuru kemiğin %95'ini oluşturmaktadır.



Şekil 2.7. Kemiğin hiyerarşik yapısı ([74–76] numaralı kaynaklardan faydalanılarak hazırlanmıştır.) [77]

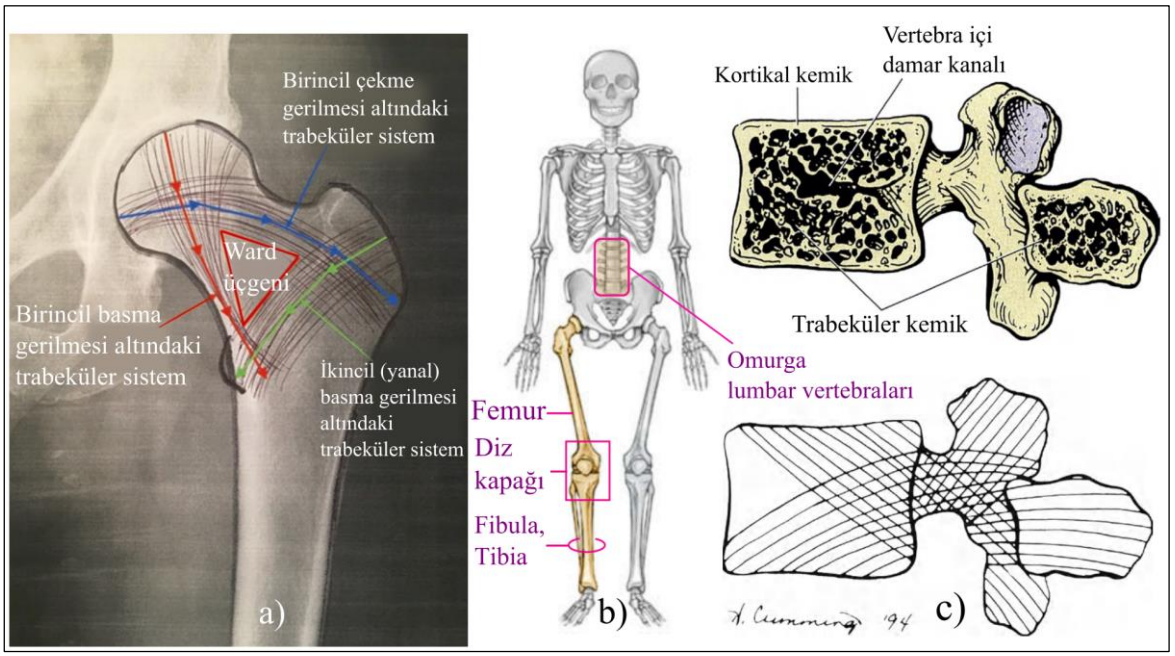
Kemiğin sahip olduğu biyolojik yapısının yanı sıra fiziksel olarak hiyerarşik bir düzeni bünyesinde barındırmakta olup her bir bölgesi farklı mekanik, biyolojik ve kimyasal fonksiyonlara sahiptir. Kemiğe makro ölçekte bakıldığında kortikal *(kompakt veya kabuksal)* kemik ve trabeküler *(süngerimsi)* kemik olarak iki sınıfa ayrılabilmektedir. Kompakt kemik %95 katı olup yoğunluğu 1,85 g/cm^3 iken trabeküler kemik değişken gözenekliliğe sahip

olup yoğunluğu 0,30 g/cm^3 olarak hesaplansa da yoğunluğunun standart sapma değeri yüksektir (Şekil 2.8 a)) [73, 78–80]. Kortikal kemik, içerisinde yer alan damar kanallarını çevreleyen lamelli kemik yapıya sahiptir. Kortikal kemiğin bu dizilimi osteon veya Haversian sistem olarak adlandırılmaktadır. Bu merkezi kanallar *(osteon)* sinirleri, hücreleri ve damarları içerisinde barındırmaktadır [78]. Kortikal kemiğin esas rolü kemiğe gelen mekanik yüklemeleri büyük oranda karşılayıp kemiğin mekanik rolüne destek olmaktadır. Kortikal kemiğin elastisite modül değeri 30 GPa'a kadar çıksa da genel olarak ortalaması 15 GPa olarak kabul edilmiş olup görünür akma gerilmesinin 80 – 120 MPa aralığında değişim göstermekte olduğu tespit edilmiş ve bu değerler kortikal kemiğin yapısına göre değişiklik göstermiştir [78, 81–84]. Trabeküler kemik ise birbirine bağlı küçük levha veya çubuk şeklindeki unsurların kortikal kemiğe gelen yükleri destekleyecek yönelim ile konumlanmasıyla oluşmaktadır [78]. Trabeküler kemiğin rolü dış yüklemelerde yükün dağılmasını ve enerji emilimi sağlayarak dayanım değeri kendisinden fazla olan kortikal kemiğe (Şekil 2.8 b)) destek olmaktadır [78]. Trabeküler kemiğin elastisite modül değeri 2 GPa'a kadar çıkmakta olsa da bu değer trabeküler kemiğin yapısına göre değişiklik göstermektedir (Şekil 2.8 a)) [78, 81–83]. Trabeküler yapının dayanımı, içeriğindeki plak ve çubuk geometrisindeki unsurların kalınlığına ve yoğunluğuna göre değişmektedir. Trabeküler kemik, uzun kemiklerin epifiz kısmında da yer almakta olup kemik büyümesinde rol oynamaktadır. Kemik büyümesi tamamlanana kadar kıkırdak bir plak şeklinde olup bu dönemde epifiz plağı olarak adlandırılmaktadır. Kemik yapıdaki büyüme tamamlandığında epifiz plağı kemikleşerek trabeküler yapı içerisinde epifiz çizgisini oluşturmaktadır [85].



Şekil 2.8. a) Trabeküler kemiğin bağıl yoğunluğa bağlı olarak basma modülündeki değişimi ve b) Kortikal kemik ve trabeküler kemiğin gerilme-gerinim davranışlarının değişimi [78]

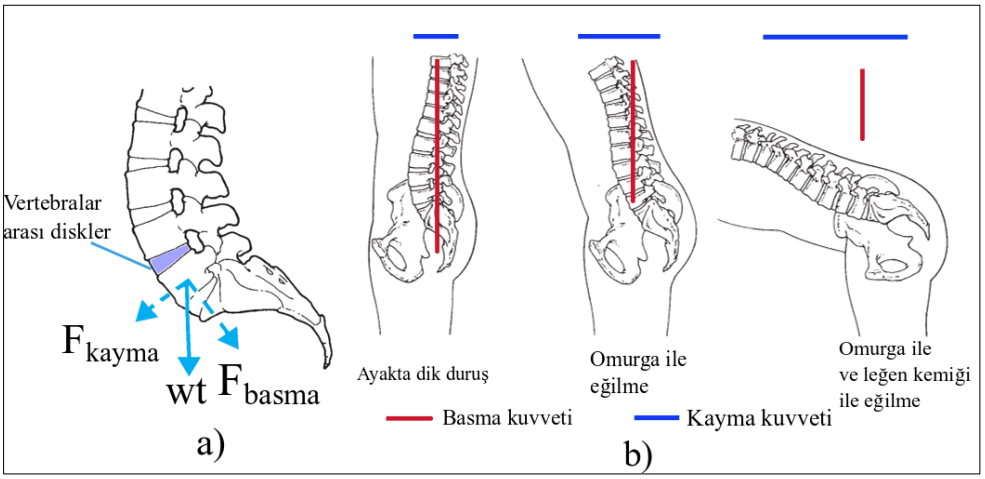
Kemiğin makro yapısı topuk kemiğinde [86], proximal kalça kemiğinde (femur) [87] ve omur gövdesinde [88, 89] olduğu gibi yükleme ekseni boyunca oluşan asal gerilemelere karşı koymak üzere oluşum gösterir ve bu durum Wolf kuralı olarak bilinmektedir. İnsan femur kemiğini kalça kemiğine bağlayan femur başı bölgesi incelendiğinde üç adet yönlenmiş trabeküler sistem olduğu görülmüştür (Şekil 2.9 a)). Bu eksenler boyunca trabeküler yapı çekme ve basma zorlanmalarına karşı koymaktadır. Omurga ise genel olarak boylamasına yüklemelere maruz kalmaktadır [90]. Omurlar (vertebralar) kortikal kabuk ve içerisinde trabeküler kemik içermekte olup maruz kalınan yüklemelerde omurgayı desteklemektedir [91]. Lumbar bölgesine ait trabeküler yapı insan vücudunun farklı hareketleri sebebiyle değişken yönlerdeki yüklemelere karşı koymakta olup yükleme eksenine ile aynı olmayan bir yapıya sahiptir (Şekil 2.9 c)) [92].



Şekil 2.9. İnsan iskelet yapısındaki femur ve lumbar vertebralarının zorlanmaya karşı trabeküler dayanım çizgileri; a) femur başı üzerindeki zorlanmalar, b) insan iskelet sisteminde femur ve lumbar vertebralarının konumu ve c) lumbar vertebra içyapısı ve çizgisel trabeküler dayanım gelişimleri [85, 93, 94]

Günlük yaşam aktivitelerinde femur üzerine gelen yüklere bakıldığında vücut ağırlığının yavaş koşuda 3,6, merdiven inerken 3,1, yürürken 2,8, koşu bandında yürüşte 2,75 ve merdiven çıkarken 2,8 katı yük taşımaktadır [95]. Femur yapıda hasar oluşan yüklerin ise vücut ağırlığının 2,6 ile 5,5 katı aralığındaki yüklerde değişim gösterdiği görülmektedir [95].

Vücudun dik duruşunda omurlara gelen yük belirgin olarak basma kuvveti olup şematik gösterimi Şekil 2.10 a)'da yer almaktadır [96]. Eğilme arttıkça ve oturma pozisyonunda pelvisin (leğen kemiği) dönüşünden kaynaklı kayma kuvveti artmaktadır (Şekil 2.10 b)) [96]. Kayma kuvvetleri omurlar arası diskler vasıtasıyla omurgaya iletilmektedir. Omurlar arası disklere gelen kayma kuvvetlerinin artışı fıtık oluşumuna sebebiyet vermektedir. Eğilerek yaklaşık 10 kg yük kaldırmak isteyen 60 kg ağırlığında bir kişinin omur bölgesine gelen kas gerilim kuvveti 1652 N olarak hesaplanmıştır [96].

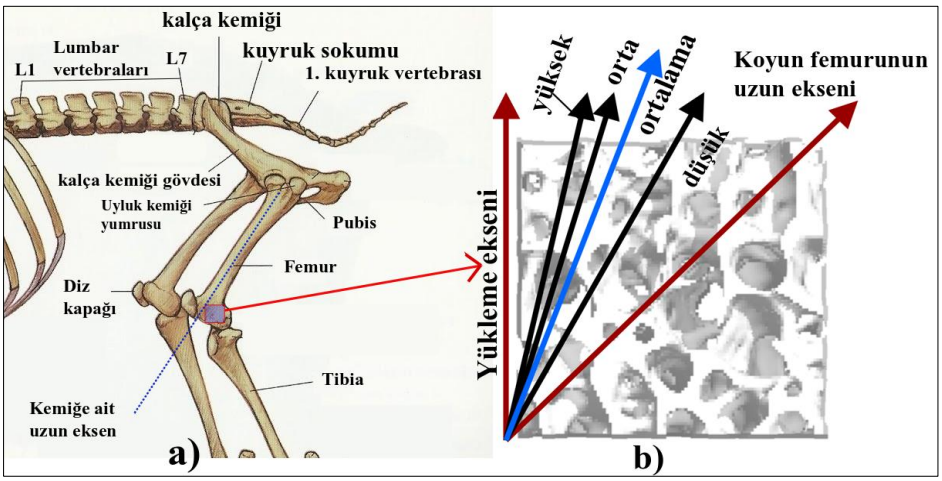


Şekil 2.10. a) Lumbar 5 vertebrasına gelen yüklerin şematik gösterimi ve b) gövdenin hareketleri ile omurgaya gelen basma ve kayma kuvvetlerinin değişimi [96]

İnsan ve hayvan kemiklerinin benzerliğine bakıldığında koyun kemiğinin makro yapısının insan kemiğine benzerliğinin yüksek olduğu görülmektedir [97]. Yetişkin koyunların ağırlığı ve kemik boyutları açısından insan implant ve protezleri için uygun görülmüştür [98]. Yetişkin koyunların trabeküler kemik yoğunluğu incelendiğinde bölgesel farklılıklar söz konusu olsa da insanlara göre daha yoğun olduğu tespit edilmiş olup kemik dayanımının doğal olarak daha fazla olduğu görülmüştür [99, 100]. Ayrıca femur başı karşılaştırılmasına bağlı olarak kemiğin içe büyüme davranışı açısından koyun kemiğinin insan kemiğinden daha iyi olduğu gözlenmiştir [101, 102].

Koyun femur dayanımının belirlenmesi için Mittra ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada yetişkin koyunlara (8-9 yaş) ait trabeküler yapılarda yüklemeye bağlı olarak düşük, orta ve yüksek dayanımlı eksenler (Şekil 2.11) ve bu eksenlere ait dayanım sonuçları elde edilmiştir [103]. Elde edilen elastisite modülü sonuçları incelendiğinde koyun

femurunun 0,2 GPa ile 0,6 GPa arası basma elastisite modül değerine ve ortalama 17±7 MPa görünür akma gerilmesi değerine sahip olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 2.1) [103]



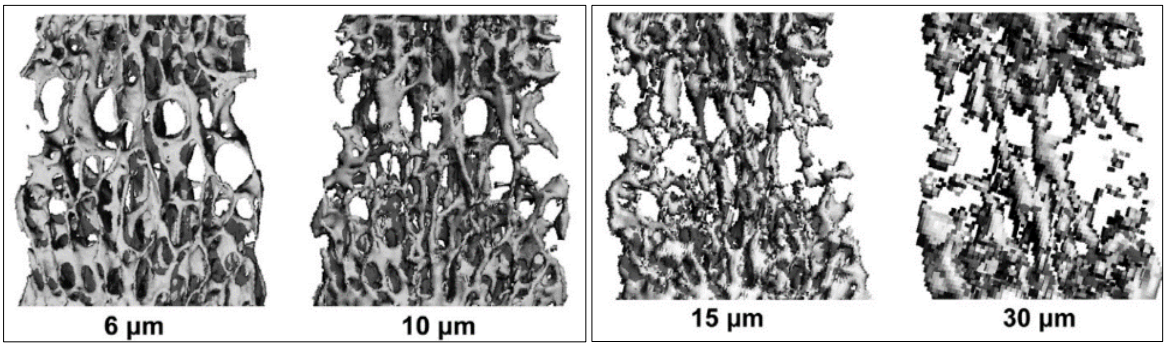
Şekil 2.11. a) Koyun femurunda testi yapılan trabeküler yapının konumu ve b) dayanıma göre eksenlerin konumları (Yüksek, orta, düşük ve ortalama dayanım ekseninin yükleme ekseni ile açıları sırasıyla 12°, 14°,26° ve 18°'dir.) [103, 104]

Çizelge 2.1. Koyun femur trabeküler yapısının farklı eksenlerdeki dayanım ve hacimsel değerleri (E: basma elastisite modülü, BV/TV: kemik/toplam hacim oranı) [103]

Dayanım	Toplam	Düşük Dayanım	Orta Dayanım	Yüksek Dayanım
E (Mpa)	452±91	359±59	455±40	541±57
Akma σ (MPa)	17±7	10±2	16±2	24±6
Maks. σ (MPa)	19±7	12±2	18±2	26±5
Kemik hacim/ Toplam hacim	0,28±0,07	0,22±0,02	0,27±0,03	0,36±0,05

Gözenekli malzeme üretiminde kopyalama ile geometri oluşturmada yaygın ve başarılı yöntemlerden biri Mikro-CT (*Microfocus Computed Tomography*) ile tarama olup koyun kemiğinin kopyalanması için kullanılabilmektedir. Farklı mikro-CT sistemlerinde yapılan taramaların üç boyutlu yapı resminin oluşturulması üzerindeki etkisi üzerine yapılan çalışmada [105] 14 µm voksel boyutu ile yapılan Mikro-CT tarama ile elde edilen yapının kemik morfometresini çoğu oranda karşıladığı tespit edilmiştir. Bununla birlikte kemik yapının yüzey ve kalınlıklarının doğrulanmasına dair daha doğru sonuçlara ulaşmak için 6 µm ve 1,4 µm voksel boyutuna sahip tarama yapılmış olup 6 µm ve 1,4 µm ile yapılan taramalarda yapı farkı görülmemiştir [105]. 1,4µm ile yapılan taramanın kemik yapı yüzeylerine ait daha kapsamlı bilgi verdiği belirtilmektedir. 14 µm ve 6 µm voksel

boyutlarında yapılan taramalarda ise 6 µm ile yapılan taramanın yapıyı daha doğru temsil ettiği görülmüştür [106]. Peyrin ve arkadaşları tarafından elde edilen bulguların Christiansen tarafından yapılan çalışma ile desteklendiği görülmektedir (Şekil 2.12) [107].



Şekil 2.12. Farklı voksel boyutları ile yapılan Mikro-CT tarama sonucu elde edilen yapı görünümleri [107]

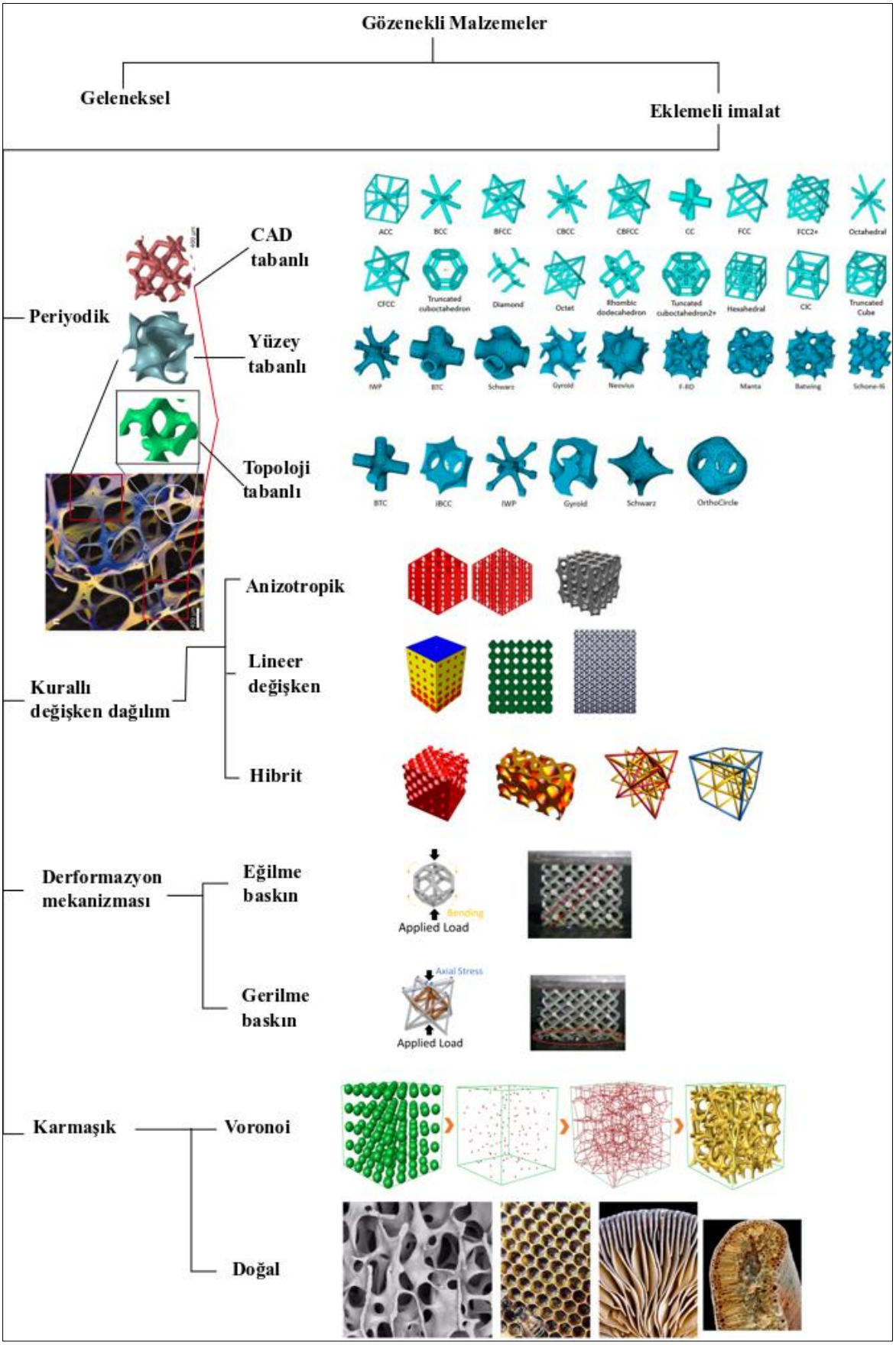
2.4. Gözenekli Metal Yapılar

Gözenekli yapılar katı dolu malzemelere göre ısıl yalıtım [108, 109], enerji ve ses emilimi [110], ve ağırlık/rijitlik oranı değerlerinde [111] değişken fonksiyonel ve mekanik özellik çözümleri sunmaktadır [112]. Bu özelliğiyle birçok çalışma disiplininde ilgi odağı olup özellikle biyomedikal implant ve doku mühendisliği için yapı geliştirmede kullanılmaya ve araştırılmaya başlanmıştır [77]. Kemik, dinamik olarak yenilenen ve karmaşık bir yapıya sahiptir. Osteoclastlar kemik dokunun kaybına sebep olurken osteoblastlar kemik yapının dengeli bir şekilde yeniden oluşmasını sağlamaktadırlar [73]. Kemiğin kendine has bu yapısı, hasar sonrası kendini yenileyebilme yeteneği sağlamaktadır. Fakat kemik yapıdaki hasar kendi kendini onaramayacağı kadar fazla ise hasar bölgesine dışardan köprü görevi gören tamamlayıcılar eklenmektedir [113]. Kemik yapının tamirinde en uygun seçim otograft *(hastanın kendi dokusundan yamama)* olup [114] alternatif olarak allogreft *(başka biri insandan veya ölüden yamama)* görülmektedir. Otograft kullanımı cerrahi bölgede ikincil hastalıkların oluşumuna sebebiyet verebilmekte ve allogreft kullanımı ise temini zor olup hastalık iletmeye yatkın olduğundan tercih edilmemektedir [113]. Bu belirsizliklerden dolayı uygun biyomalzemeler geliştirilmeye çalışılmaktadır. Fakat geliştirilen biyomalzemelerin dayanıklılığı kemikten fazla olduğu için gerilme kalkanı etkisi ve sonucunda kemik erimesi ve implant kaybı görülmektedir [77, 115]. Hücresel yapıya sahip olmayan metalik biyomalzemeler *(ör. CoCrMo elastisite modülü 210 GPa, Ti6Al4V*

elastisite modülü 110 GPa ve 316L SS elastisite modülü 190 GPa) kemik yapıya *(trabeküler kemiğin elastisite modülü 0.02 - 2 GPa ve kortikal kemik elastisite modülü 3 - 30 GPa)* oranla daha yüksek elastisite modül değerine sahip iken [81–83] gözenekli metallerde yapıda yer alan gözenekler sebebiyle metalin mekanik dayanımı azalarak kemiğe yaklaşmakta olup kemik-implant arayüzünde oluşan gerilme kalkanı etkisi azalmaktadır [116–119]. Ayrıca sahip olduğu gözenekler sayesinde besin maddelerinin taşınmasına, kemiğin içe doğru büyümesine ve hücre gelişmesine imkân vermektedir [116–119].

Açık veya kapalı olmak üzere sınıflandırılabilen gözenekli yapılar, sahip olduğu gözenek hücrelerinin yapıdaki dizilimi karmaşık 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 [120, 121]. 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 [122–125]. 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 [126, 127]. Gözenekli geometriye sahip malzemelerin üretim kalitesini ve üretim yöntemine uygunluğunu araştırıp kemik yapıyı taklit kabiliyetinin belirlenmesi için birçok yöntem olsa da mikro-CT ile yapılan 3B'li analizlerin doğruluk seviyesinin yüksek olduğu kabul edilmiştir [128].

Eklemeli imalat yöntemleri ile üretilen gözenekli metal malzemelerin sahip olduğu gözenek dağılımları periyodik, kurallı değişken veya karmaşık gözenekli olabilmektedir (Şekil 2.13) [129–135]. Oluşturulan sınıflandırma incelendiğinde kemiğin farklı bölgelerindeki yapının taklit edilmeye çalışıldığı tespit edilmiştir. Yapılan literatür taraması sonucu periyodik dağılıma sahip kafes yapılar ile ilgili çalışmaların literatür genelini kapsadığı görülmüştür.



Şekil 2.13. Eklemeli imalat ile üretilen gözenekli yapıların sınıflandırılması ([129–135] nolu kaynaklardan faydalanılarak düzenlenmiştir).

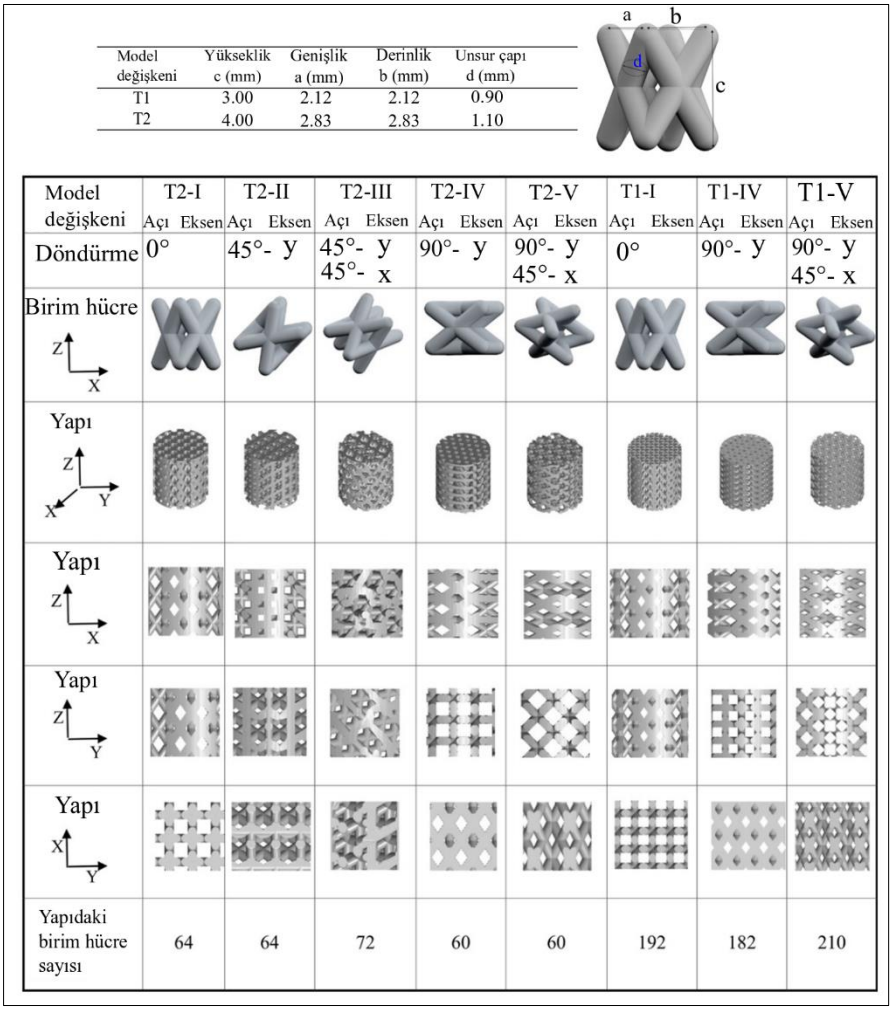
Periyodik dağılıma sahip gözenekli yapılar oluşturulma şekline göre CAD tabanlı kafes yapılar, yüzey tabanlı ve topoloji tabanlı olmak üzere üç grupta sınıflandırılmaktadır [136]. Kurallı değişken dağılıma sahip gözenekli yapılar ise anizotropik, lineer değişken ve hibrit olmak üzere üç alt gruba sahiptir [135]. Kurallı değişken dağılıma sahip gözenekli yapılar içerisinde hibrit dağılımlı geçişli gözenekli yapıların üretilebilirliği ve mekanik dayanımı ile ilgili çalışmalar son dönemde hızlanmıştır [137]. Kurallı değişken gözenekli yapıların geometrileri incelendiğinde, trabeküler kemiğin sahip olduğu gözenek boyut değişiminden yola çıkarılarak oluşturulduğu sonucuna varılmıştır. Trabeküler kemiğin sahip olduğu doğal oluşumlu gözenek yapısını taklit etmeye yönelik yapılan çalışmalargeometriler Voronoi polyhedronları [133] ile oluşturulabilmekte olup karmaşık gözenekli olarak elde edilen yapı trabeküler yapıyı birebir taklit edememektedir. Deformasyon mekanizmaları açısından bakıldığında ise gözenekli yapılar eğilme ve gerilme baskın olarak oluşabilmektedir. Eğilme baskın yapıların deformasyonunda genel olarak 45° kayma bandı oluştuğu ve gerilme baskın yapıların deformasyonlarında ise genel olarak 0° deformasyon düzlemi oluştuğu literatür araştırmaları sonucu tespit edilmiştir [131].

Gözenekli yapıya sahip malzemelerin mekanik performansları hücre topolojisine *(yapı unsur çapı, hücresel kafes boyutu vb.),* hammadde *(toz tipi)* ve üretim değişkenlerine *(üretim açısı, üretim parametreleri vb.)* bağlı olarak değişim göstermektedir [138, 139]. SLE ile üretimde karşılaşılan minimum üretilebilir unsur boyutu ve üretim açısı kafes yapı üretiminde dikkate alınması gereken başlıca değişken olarak karşımıza çıkmaktadır [140]. Mikro kafese sahip hücresel yapıların üretimi incelenirken kafese ait kolların üretime bağlı açısı dikkate alınarak kafes yapının sahip olduğu kolların yatay, dikey ve açılı olarak üretim sonuçlarına bakılmaktadır. Yapılan üretimler incelendiğinde açıya bağlı olarak kafes yapıda destek kollarında dalgalanma, kalınlık değişimine bağlı olarak yüksek veya düşük kalınlıkta kalınlaşma gibi üretim hataları tespit edilmiştir [141]. Ayrıca unsurun merkez çizgisi, üretim sonucu kalınlık değişimlerinden *(sarkma vs.)* dolayı dalgalanma gösterebilmektedir [141]. Oluşan dalgalanmalarda yapının üretim şekli tasarım geometrisinden farklı oluşmaktadır. Üretim sonucu elde edilen parça CT tomografi ile taranıp yeniden oluşturulduğunda etkin merkez çizgisinin dalgalanması sebebiyle yerel burkulmalar oluştuğu ve diğer kusurlar ile birlikte elastisite modül değeri %50 ve basma dayanımı %60 oranında düşebildiği gözlenmiştir [141]. Ayrıca oktet hücre kollarında kalınlıklarda yatay kolların açılı kolların kalınlığına oranı 1,8 kadar kalın iken rhombicuboctahedron hücre dikey kollarının açılı kolların kalınlığına oranı 1,2 bulunmuştur [141].

SLE için üretim kabiliyetleri açısından uygun ve üretim hata oranının düşük olduğu mikro kafes mimarisinin araştırılmasına yönelik Yan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise schoen gyroid geometrisine sahip mikro kafes kullanılmıştır [142]. Bu kafes tipinde, bir daire etrafında köşelere yer vermeden geometrik değişiminde düşük uzunluk farklarına sahip olup üretim süresince alt katmanın üst katmanı desteklemesini amaçlamaktadır. Bu sebeple belli sınırlar dâhilinde destek yapılara gerek olmadan üretim yapabilmeye olanak sağlayacağı düşünülmüştür. Yapılan çalışmada 8mm hücre boyuna kadar yapıda geometrik kusurların oluşmadığı fakat 9mm ve üstü birim hücre boyutlarında artan çap ile birlikte kendi kendini destekleme kabiliyeti düşmesi sonucu üretim kusurlarının oluştuğu görülmüştür [142].

Weißmann ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ise mikro kafes oluşturmada birim hücrenin yönü ve unsur boyut değişiminin etkisine bakılmıştır (Şekil 2.14). T1-1 kodlu numune en yüksek basma dayanımına sahip olup kafes döndürme açısının artışı ile birlikte elastisite modül ve basma dayanımı azalırken basma uzaması arttığı görülmüştür [143]. Birim hücrelerin aynı oryantasyonda olması durumunda yapı içerisinde birim hücre sayısı fazla geometrilerin dayanımlarının yüksek olduğu gözlenmiştir. Ayrıca birim hücreyi oluşturan kollar göz önüne alınırsa kuvvet yönüne yakın unsur sayısının artışının yapı dayanımını artırdığı gözlenmiştir.

Kafes yapıya sahip gözenekli malzemelerin birim hücre geometrisinin açısının değişimi ile yapı dayanımlarının değiştiğinin tespiti edilmiş olup Ti6Al4V alaşımından SLE ile üretilen farklı gözenek yapılarının fiziksel boyutları ve mekanik dayanımları Çizelge 2.2'te yer almaktadır. Yapılan çalışmalar incelendiğinde gözeneklilik oranının artışı ile yapıların basma akma gerilmeleri ve elastisite modüllerinin azaldığı tespit edilmiştir [133, 143–150]. Üretim geometrilerinin ve üretim parametrelerinin etkisi ile kalınlaşmalardan kaynaklı gözenek boyutlarında azalmalar tespit edilmiştir [133, 143–150]. Basma yorulma dayanımlarına bakıldığında farlı birim hücre geometrisine sahip kafes yapıların akma gerilmesinin 15-60% aralığında 10^6 döngü dayanımına sahip olduğu görülmüştür [144, 145, 147, 148, 150].



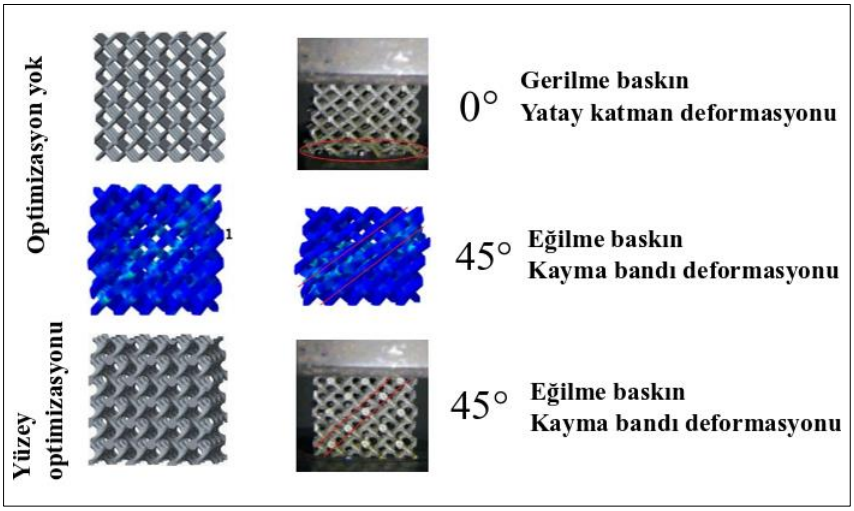
Şekil 2.14. Birim hücre geometrisinin farklı eksenler üzerinde döndürülmesiyle kafes yapının değişimi [143]

Hasar oluşumunun araştırılması için literatür çalışmalarına bakıldığında, Kadkhodapour ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada sonlu elemanlar kübik birim hücreye sahip gözenekli kafes yapının 0° deformasyon düzlemine sahip olduğu ve elmas yapıdaki deformasyon düzleminin 45° deformasyon düzlemine sahip olduğu görülmüştür [145]. Oluşan deformasyonlar incelendiğinde 0° deformasyon düzlemine sahip kübik yapının gerilme baskın ve 45° deformasyon düzlemine sahip elmas yapının eğilme baskın olduğu sonucuna varılmıştır [145]. Fei Liu ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ise Kadkhodapour ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada sonlu elemanlar analizi ile deformasyon davranışı tespit edilen elmas yapının deneysel deformasyonunun 0° hasar düzlemine sahip olduğu görülmüş olup unsur birleşim noktalarında yapılan yüzey optimizasyonu sonucu deneysel deformasyonun 45° hasar düzlemine sahip olduğu ve analiz ile eşleştiği tespit edilmiştir (Şekil 2.15) [131]. Lu Liu ve arkadaşları tarafından yapılan

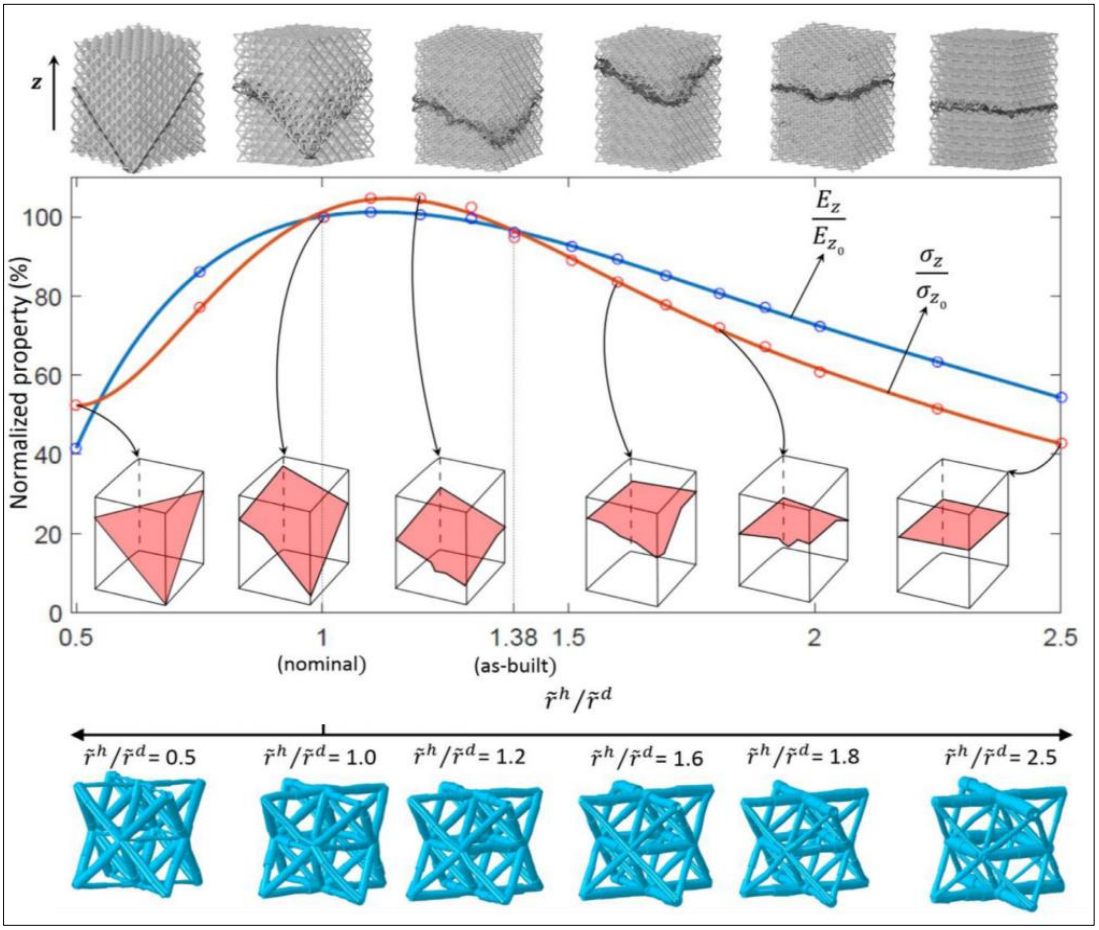
çalışmada ise octet ve rhombicuboctahedron birim hücreye sahip kafes yapıların kol kalınlıklarının oransal değişiminin deformasyon üzerindeki etkisi incelenmiştir [141]. Yatay ve açılı kol kalınlıkları oranının artışı ile octet yapıdaki 45° deformasyon düzleminin 0° deformasyon düzlemine yaklaştığı görülmüştür (Şekil 2.16) [141].

Çizelge 2.2. Ti6Al4V alaşımından SLE ile üretilen farklı gözenek yapılarının fiziksel boyutları ve mekanik dayanımları [133, 143–150]

Gözenek yapısı	Gözenek boyutu (µm)		Kol çapı (µm)		Gözeneklilik (%)		Elastisite modülü (GPa)	Akma gerilmesi (MPa)	10^6 döngü yorulma dayanımı	Kaynak
	Tasarım	Ölçülen	Tasarım	Ölçülen	Tasarım	Ölçülen				
Kübik	1452-1080	1020-1413	348-720	451-823	65-90	63-87	1,76-4,62	29-110	0,2 σ_y	[144, 145]
	550-800	-	300-400	-	70,3-70,7	70,2-68,7	5,10-6,70	155-164	-	[146]
Elmas	277-600	240-564	600-923	958-641	89-63	89-64	0,39-3,30	7-70	-	[144]
	807-1040	826-1142	234-693	350-564	67-80	64-83		6,8-70,6	0,32 σ_y	[147]
Truncated cube	1720-1370	1426-1625	180-530	331-620	94-76	91-80	0,99-3,19	10-40	-	[144]
Truncated cuboctahedron	876-807	862-1049	324-564	862-1049	82-64	81-64	2,37-4,62	25-100	-	[144]
	807-1024	862-1142	324-693	350-564	64-82	64-81		30-150	-	[144]
	1080-1452	1020-1413	348-720	451-823	66-99	63-87		41,4-110,1	0,35 σ_y	[147]
Rhombic dodecahedron	1250-950	1058-1299	250-550	246-506	90-66	89-68	0,22-2,97	7-88	-	[144]
Rhombicuboctahedron	820-670	794-877	380-530	348-438	84-64	89-68	2,23-4,40	39-93	-	[144]
Dodecahedron	500-450	560-608	120-230	140-251	-	68,4-84,2		19,4-117,2	0,12 σ_y	[148]
	950-1250	920-1305	250-550	246-506	66-90	68-89		10-120	-	[144]
	450-500	486-560	120-170	140-216	-	68-84	0,55-3,49	15,8-91,8	-	[143]
Tetrahedron	500	-	0,2-0,39	-	50-75	-	4,3-1,9	57-156	-	[149]
Octet truss	770	-	0,2-0,4	-	50-75	-	4,6-1,2	34-172	-	[149]
Twist struts	-	-	0,90,1,10	-	55-60	55-61	3,4-26,3	103-402	-	[143]
Gyriod	-	406-464	169-261	258-330	51-69	48-62			0,6 σ_y	[150]
Voronoi	-	-	361	611	70,92	61,49	3,22	105,8	-	[133]
	-	-	352	487	70,01	62,65	3,52	121	-	
	-	-	368	464	69,5	63,95	3,92	158	-	
	-	-	730	797	54,73	48,83	1,93	44,9	-	
	-	-	550	630	67,67	63,51	3,4	125	-	
	-	-	380	468	79,6	74,28	5,24	237,5	-	



Şekil 2.15. Yüzey optimizasyonu ile deformasyon mekanizması değişimi [131]



Şekil 2.16. Unsur kalınlık oranına göre deformasyon mekanizmasının değişimi [141]

2.4.1. Gözenekli malzemelerin biyouyumluluğu

Gözenekli yapıların sahip olduğu fonksiyonellik kabiliyeti ile biyomedikal ürünlere biyouyumluluk şartlarının sağlanması için kabiliyet kazandırabilmektedirler [77]. Bu özellikleri ile gözenekli metal yapılar, ortopedi alanında travma ve tümör kaynaklı protez implantasyonlarında geniş bir kullanım alanına ve öneme sahiptir [116, 151]. İdeal biyomedikal ürünün biyouyumluluk şartları içerisinde [77, 152–155];

- Hücre tutunması, başkalaşım ve çoğalma için uygun yüzeye sahip olması
- İçerisinde yer alan gözeneklerin bağlantılı bir ağ yapıya sahip olup gözenek boyutunun besin ve metabolik artıkların atılmasına uygun boyutta olması
- Mekanik özellikleri etrafındaki doku ile uyumlu olup anatomik yüklemeler sonucu gerilme kalkanı etkisini azaltmalı veya ortadan kaldırması yer almaktadır.

Metal yapının sahip olduğu gözenek boyutu füzyon kabiliyetini ve dokunun içe büyüme davranışını etkilemektedir. Gözenekli metalin, kemiğin içe doğru büyümesine olanak verme avantajı değerlendirilirken sahip olması istenen bu avantaj için gözeneklilik oranları ve gözenek boyutlarının kemik gelişimine uygun olması gerekmektedir. Gözeneklilik oranlarına bakıldığında trabeküler kemiğin 50 – 90% arası değişen gözeneklilik oranına sahip olduğu görülmektedir [79, 156–158]. Itala AI ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 50 µm'den küçük gözeneklerde kanlanma olmadığını görmüşlerdir [159]. Kuboki ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 90-120 µm boyuta sahip gözeneklerde kıkırdaksal kemik doku ve 350 µm üzeri boyutlarda ise direk kemik oluşumu gözlemlemişlerdir [160]. 300-400 µm arası boyuta sahip gözeneklerin doğrudan haversian tip *(içerisinde kılcal damarlar ve ilik bulunmakta)* kemik oluşumu için en uygun değer olduğu görülmüştür [160, 161]. 400-600 µm gibi büyük boşluk değerlerinde yağ ve ilik birikmesi sebebiyle mekanik özelliklerde düşüş gözlemlenmiştir [160, 162, 163]. Yapılan diğer bir çalışmada karmaşık ve rasgele gözeneklere sahip yapılarda 150-500 µm arası değişen gözenek boyutlarının kemik büyümesine en uygun olduğu görülmüş olsa da 1220 µm boyuta kadar gözeneklerin kemik büyümesinde iyi sonuçlar verdiği görülmüştür [164, 165]. Taniguchi ve arkadaşları yaptığı çalışmada eklemeli imalat ile üretilen Ti gözenekli yapılarda 600 µm ve 900 µm gözenek boyutuna sahip yapıların 300 µm gözenek boyutuna oranla daha yüksek kemik içe büyümesine sahip olduğu görülmüştür [84]. Eklemeli imalat yöntemleri ile üretilen birim hücreye sahip gözenekli kafes yapıların canlı dışı *(in-vitro)* [166] ve canlı içi *(in-vivo)* [167]

biyolojik davranışlarının belirlendiği çalışmalar literatürde yer almaktadır [84]. Yapılan in-vitro çalışmada 1000 µm gözenek boyutuna sahip yapının 500 µm gözenek boyutuna sahip yapıdan çok daha fazla hücre yoğunluğu ve metaboli aktiviteye sahip olduğu tespit edilmiştir [84, 166]. İn-vitro çalışmalar in-vivo çalışmalardan çok daha farklı çevresel koşullara sahip olup ortama beslenme ve oksijen akışı sabittir [84]. Yapılan bir in-vivo çalışmasında 68 – 88% gözenek oranına ve sabit 490 µm gözenek sahip yapıların kemik oluşumunun iyi olduğu fakat değişen gözeneklilik oranlarında kemik oluşumunda önemli farklılıklar olmadığı görülmüştür [167]. Bir diğer çalışmada yazarlar, farklı mikro kafes mimarisine sahip gözenekli yapıların kemik oluşumundaki performansını 290 - 700 µm boyut aralığına sahip bağlantı kanalları ve 800 – 1300 µm gözenek boyut aralığına sahip gözenekli yapılar için araştırmışlardır [163]. Yapılan araştırmada bağlantı kolu büyüklüğünde 290 µm'nin vaskülarizasyon için yeterli olduğu ve belirlen boyut aralıklarının kemik oluşumunda iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Mikro kafes seçiminde bu yüzden mekanik dayanımın daha önemli rol oynadığı sonucuna varılmıştır [163].

2.4.2. Gözenekli yapıların analizi

Gözenekli yapıların tasarımdan üretimine geçiş sürecinde belirlenen ihtiyaçlara göre yapılan geometrik tasarımların simülasyon ve deney sonuçlarında başarılı olması ile devam eden süreç, üretimin beraberinde getirdiği olumsuzlukların döngüsel olarak aşılmasıyla devam etmektedir [168]. Parça fonksiyonelliğinin mekanik ve ısıl olarak sağlanma durumunun kontrol aşaması ise üretim veriminin yükselmesinde en büyük etkenlerden biridir.

Mekanik performansın, ısıl ve akışkan özelliklerinin belirlenmesinde farklı yaklaşımlar yer almaktadır. Bu yaklaşımlar içerisinde deneysel yöntemler, homojenizasyon metodu ve sonlu elemanlar ile analiz metotlarını barındırmaktadır [168]. Sıralanan yaklaşımlara bakıldığında her bir yaklaşımın avantajlara ve dezavantajlara sahip olduğu görülmektedir (Çizelge 2.3). Deneysel metotların gerçek fiziki özellikleri belirlediği ve simülasyonları doğrulama için kullanılabilir olması avantajına karşılık maliyet artışına sebep olması dezavantajını bünyesinde barındırmaktadır. Homojenizasyon metotları, düşük analiz maliyetlerine karşılık yeni ve karmaşık geometriler için matematiksel olarak uygulama zorluğunu beraberinde gelmektedir. Çubuk elemanlar ile sonlu eleman analiz metotları, düzensiz şekillere düşük maliyetle uygulanabilirken analiz sonuçlarındaki doğruluk payının düşük olması dezavantajına sahiptir. Üç boyutlu geometrilerin sonlu elemanlar analizinde kullanılması ise

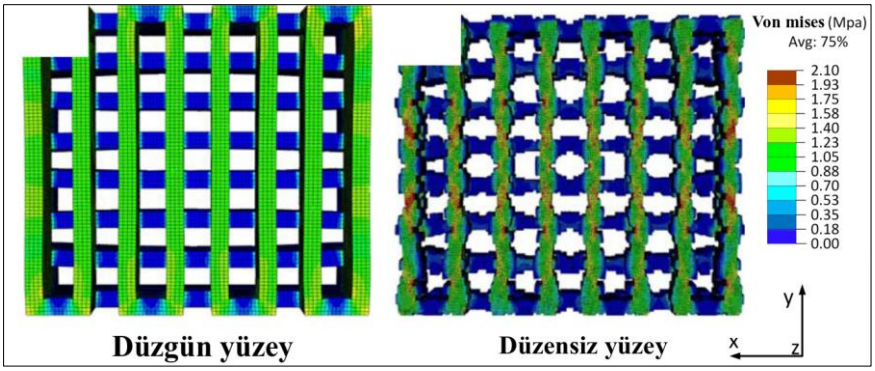
tomografi gibi tarama yöntemlerinin kullanılması ile mümkün olup model açısından üretime uyumu yüksek fakat analiz maliyeti, ince kollara ağ yapı atanması zorluğu ve ağ yapı kalitesinin düşük olması gibi dezavantajları da bünyesinde barındırmaktadır.

Avantajları ve dezavantajları ile analiz metotları incelendiğinde birim hücre geometrisi tasarım ile oluşturulmamış heterojen ve düzensiz gözenekli yapıların analizi için homojenizasyon metodunun uygun olmadığı görülmektedir. Çubuk eleman veya üç boyutlu geometriler ile yapılan sonlu eleman analizlerinde ise iyileştirmeler yapılması gerekmektedir. Özellikle yüzey kalitesinin gerilme dağılımına etkisi incelendiğinde (Şekil 2.17) pürüzsüz yüzeylerde gerilme yığılmalarının oluşmadığı fakat pürüzlü yüzeylerde ise oluşan gerilme yığılmalarının gerilme dağılım büyüklüklerini yükselttiği görülmüştür [168, 169].

Tarama geometrisi ile oluşturulan analiz modellerinde unsur yüzey hatalarının azaltılması ve sonlu elemanlar analizine uygun hale getirilmesi için eklemeli imalat temsil geometrisi kullanılmasıyla analiz doğruluk payının yükseldiği gözlenmiştir (Şekil 2.18) [170]. Üretim ile oluşacak yeni geometri özelliklerinin analiz metotlarının doğruluk payında etkisi göz önüne alınarak analiz yöntemlerinde üretim etkileri değerlendirilmeye çalışılmıştır. Kurulan modelin iyileştirilmesi için çubuk elemanlar ile yapılan sonlu eleman analizlerinde kafes yapı unsurlarına birbiri arasında değişken mekanik özellikler atanmıştır [171]. Ayrıca çubuk elemanlar ile sonlu elemanlar analizinde yüzey düzensizliği modellenmeye çalışılmış ve çubuk eleman birleşim noktalarındaki dayanım kabulü malzeme topaklanma benzetimi için artırılmıştır [168, 171, 172]. Üç boyutlu katı model ile yapılan analizlerde ise unsur açılarının kalınlaşmaya etkileri modele yansıtılmaya ve üretim hataları tarama bazlı model ile birleştirilmeye çalışılmıştır [173, 174]. X-ray tomografi kullanılarak kafes unsurları için etkin hacim oranı kullanılmaya ve katmanlar arası merdiven etkisinin ve kapalı boşlukların etkisi modele yansıtılmaya çalışılmıştır [175, 176]. Ayrıca CAD tasarımındaki ölçümler üretim üzerinde yapılan ortalama ölçüm değerlerine güncellenmeye çalışılmıştır [169].

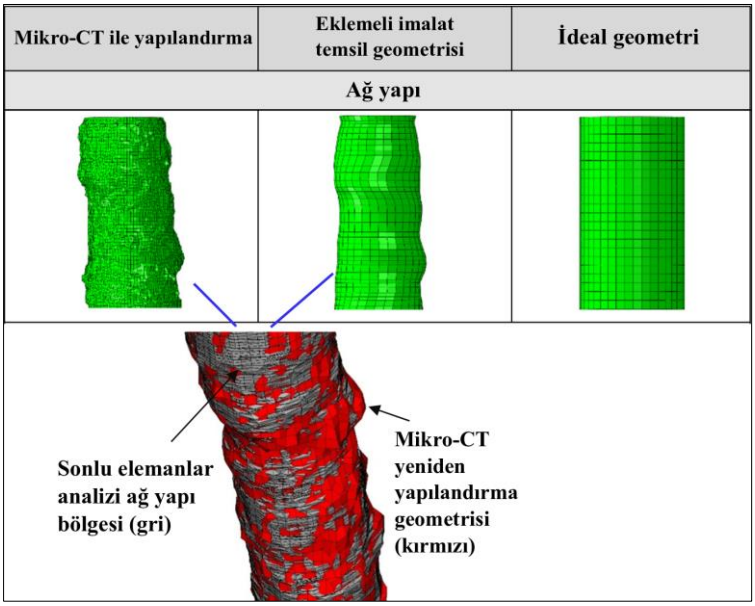
Çizelge 2.3. Gözenekli yapıların analiz metotlarının avantaj ve dezavantajları [168]

Yöntem	Avantajlar	Dezavantajlar
Deneysel yöntemler	Üretimin mekanik özelliklerini yansıtmaktadır.	Yüksek üretim maliyeti
	Analiz sonuçlarının doğrulanması için kullanılabilir.	Karmaşık fonksiyonel parçaların standartt test makinaları ile testi zordur.
	Düşük hesaplama maliyeti	Heterojen kafes yapılara uygulanamaz.
	Kafes ve dolu hibrit malzemeler için kullanılabilir.	Üretim hatalarının dahil edilmesi zordur.
Çubuk eleman ile sonlu eleman analizi	Düşük hesaplama maliyeti	Yeni topolojilerin matematiksel olarak uygulanışı zordur.
	Heterojen kafes yapı analizleri için kullanılabilir.	Analiz kabülü gereği çubuk elemanlar ince unsurlar gerektirmektedir ve kalın unsurlara uygulanmaz.
	Düzensiz unsur kalınlığı ve dayanımı modellenebilir.	Üretim hatalarının dahil edilmesi zordur.
3B'li model ile sonlu eleman analizi	X-ray tarama ile üretim geometrisini ve hatalarını modellemek mümkün	Unsur birleşim noktaları doğru modellenemez.
	Kafes yapılar katı yüzeyler ile modellenebilir.	Büyük kafes yapılar için yüksek hesaplama maliyeti
	Kafes yapı unsur birleşim noktaları temsil edilebilirdir.	İnce unsurlara ağ yapı tanımlanması zordur.
		Ağ yapı (mesh) kalitesi düşük olabilir.



Şekil 2.17. Analiz sonuçlarına yüzey kalitesinin etkisi [168, 169]

Gözenekli malzemelerin sonlu elemanlar analizine ilişkin literatürde yer alan çalışmalarda farklı değişkenler ve yaklaşımlar kullanıldığı görülmüştür. Kadkhodapour ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada kübik ve elmas yapıların farklı gözeneklilik değerleri için basma dayanımları deneysel ve solu elemanlar analizi ile belirlenmiş olup gözenekliliğin artışı ile analiz sonuçlarının hata oranlarının kübik yapıda %28 ile %117 arasında ve elmas yapıda %9 ile %21 arasında artış gösterdiği tespit edilmiştir [145].



Şekil 2.18. Analiz için kullanılan geometrilerin karşılaştırılması [170]

Hazlehurst ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada gözenekliliği %25 ile %95 arasında değişen kübik yapının dayanımı deneysel ve sonlu elamanlar analizleri ile belirlenmiştir [177]. Hata miktarının yüksek oluşu sebebiyle CoCrMo alaşımına ait 200 GPa dayanım değeri, sonlu elemanlar analizi ile dayanım belirlenirken model elemanlarının %50'sinin elastik dayanımı yapı heterojenliğinin analize eklenmesi adına 0,02 GPa'a düşürülerek analiz sonuçları elde edilmiştir. Bu yaklaşımla elde edilen sonuçların doğruluğunun arttığı gözlenmiştir. Yapılan bir diğer çalışmada ise Ti6Al4V alaşımında üretilen farklı gözeneklilik oranlarına sahip hacim merkezli kübik yapıların analizlerinde alaşımın fiziksel değeri olan 114 GPa yerine 25,8 GPa olarak sonlu elamanlar analizi çözümleri yapıldığında hata miktarlarının düştüğü gözlenmiştir [178].

2.5. Literatürdeki Benzer Çalışmalar Ve Katkılar

Gözenekli metal malzemelerin eklemeli imalat yöntemi ile üretimine yönelik literatür çalışmaları incelendiğinde periyodik birim hücre dağılımına sahip kafes yapıların çok sayıda olduğu ve literatür genelinde yer aldığı görülmüştür. Trabeküler yapıdan esinlenerek yapılan yüzey bazlı ve topoloji bazlı çalışmaların yanı sıra hibrit dağılıma sahip geçişli gözenek geometrisine sahip malzeme üretim çalışmaları literatürde yer almaktadır. Koyuna ait trabeküler yapının kopyalanarak Ti6Al4V ELI alaşımından SLE ile üretimi ile ilgili literatürdeki mevcut tek çalışmada üretimi yapılan kollardaki değişimler farklı açılar ve kol

kalınlıkları için incelenmiştir [1]. Ancak, mevcut değişimlerin üretimi yapılan kemik gözenek/boyut dağılıma etkisinin analizi ve mekanik testleri çalışılmamış olup, ilk defa bu tezde çalışılmıştır. Kopyalanan ve üretilen trabeküler metal yapının gözenek boyut dağılımlarının karşılaştırılmasında gözenek ağ modellerinin üç boyutlu geometrisi için kullanımına ilişkin literatürde çalışma olmayıp literatürdeki bu boşluk doldurulmaya çalışılmıştır.

Trabeküler geometriden üretilen gözenekli metal numunelerin, literatür genelinde yer alan basma dayanımlarının yanı sıra bu yapının, omurganın lombar bölgesi için önemli olan ve literatürde gözenekli yapılar için boşluk teşkil eden basma-kayma dayanımları incelenmiştir. Ayrıca kemik yapıdan kopyalama ile üretilen trabeküler metal yapının 10^6 döngü dayanımına ulaştığı basma-dinamik dayanım sınırı ilk defa bu tezde araştırılmıştır.

Deney sonuçları ve üretilen numunelerin mikro-CT ile elde edilen geometrileri kullanılarak sonlu elemanlar ile sayısal analiz modeli geliştirilmiştir. Oluşturulan modele ait yaklaşım literatür çalışmalarında sınırlı sayıda kaynakta yer almakta olup farklı alaşımlar ve farklı geometriler için tutarlılıklar ilk kez bu tezde detaylandırılmıştır. Bu amaçla koyunun femur ve vertebrasından oluşturulan geometrilerin Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından SLE ile üretilmesi üretilmesi sonucu elde edilen deney ve analiz sonuçlarının tutarlılıkları araştırılmıştır.

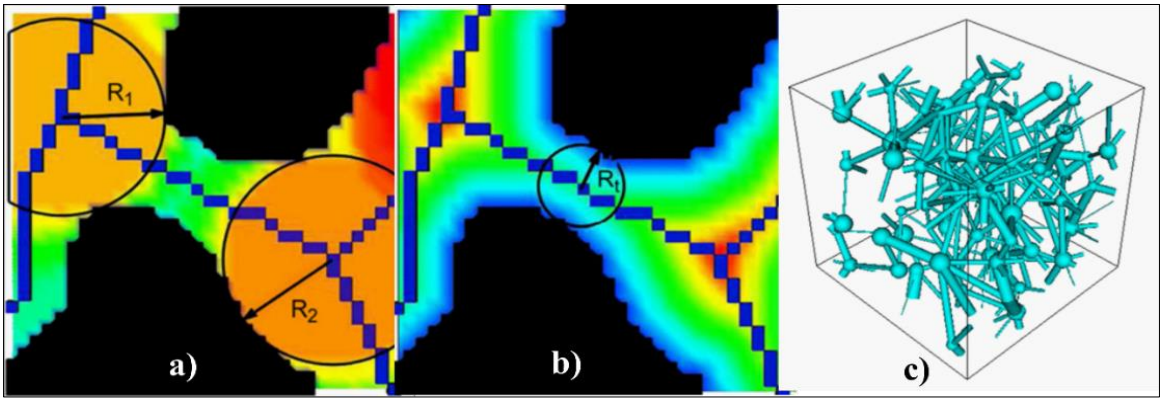
3. MATERYAL VE METOT

Gözenekli malzeme üretiminde kemiğe ait trabeküler yapının kullanılmasını amaçlayan tez çalışması kapsamında yapılan trabeküler kemikten tomografi ile kopyalama, üretim için kullanılan alaşım tozu, SLE ile üretim parametreleri, numunelerin tomografi ile taranması, gözenekliliğin temsil edilebilirliğinin araştırılması, mekanik dayanımların deneysel olarak belirlenmesi ve sonlu elamanlar ile sayısal olarak analizi ile ilgili uygulanan yöntemlere ait değişkenler ve kullanılan cihazlar bu bölümde açıklanmıştır.

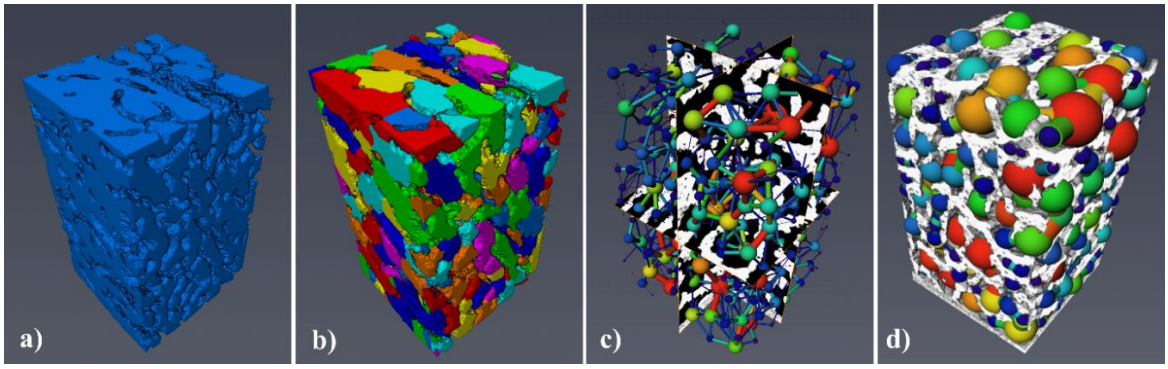
3.1. SLE İle Üretim Sonrası Trabeküler Kemiğin Temsil Edilebilirliğinin Belirlenmesi

Trabeküler kemiğin gözenek boyut dağılımının temsil edilebilirliğinin belirlenmesi için bir önceki çalışmada [1] koyuna ait vertebra ve femur trabeküler kemiklerinin yanı sıra 1:1, 1:1,25 ve 1:1,50 ölçekte yapılan üretimlerden elde edilmiş geometrilerin mikro-CT tarama görüntüleri izin alınarak kullanılmıştır. Yapılan üretimlerde yapıda kalınlaşmalar ve sarkmalar gözlenmiş olup gözenek boyutlarının trabeküler kemiğin hangi ölçek aralığında temsil edilebildiğinin belirlenmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Gerçekleştirilen üretimlerin trabeküler yapıyı temsil kabiliyetlerinin belirlenmesinde gözenek ağ modellerinden *(ing. PNM: Pore Network Model)* faydalanılmıştır (Şekil 3.1). PNM'ler, trabeküler kemiğe ve üretilebilik çalışması yapılan 1:1,00, 1:1,25 ve 1:1,50 ölçekli numunelere ait tomografi verilerinden oluşturulmuştur. Yapıdaki tüm gözeneklerin birbirleriyle bağlılık oranı ve boyutlarının dağılımı PNM'lerden faydalanılarak tespit edilebilmektedir. Bu kabiliyeti ile trabeküler kemiğin gözenek yapısının üretimle değişiminin ve temsil kabiliyetinin belirlenmesi için olanak sunmaktadır. PNM'lerin oluşturulmasında Avizo programı kullanılmıştır. Oluşturulan PNM'lerde gözenekler küresel olarak ve gözenekleri birbirine bağlayan kollar silindirik olarak tanımlanmıştır [164].

Avizo programı ile PNM oluşumunda yapı içerisindeki gözenekli alan öncelikli olarak belirlenip program algoritması ile birbirinden ayrılmaktadır. Ayrılan bölgelerde bağlantı kolları ve gözeneklere ilişkin hacimler ayrıştırılarak küresel ve silindirik geometri değişkenleri ile temsil edilen PNM oluşmaktadır. Tez kapsamında yapılan örnek PNM oluşumu Şekil 3.2'de yer almaktadır.



Şekil 3.1. Gözenek ağ modeli (PNM) değişkenleri: a) Gözeneği temsil eden küresel geometrinin denk çapı, b) bağlantı kollarını temsil eden silindirik geometrinin denk çapı ve c) PNM'nin ölçekli görünümü [164]



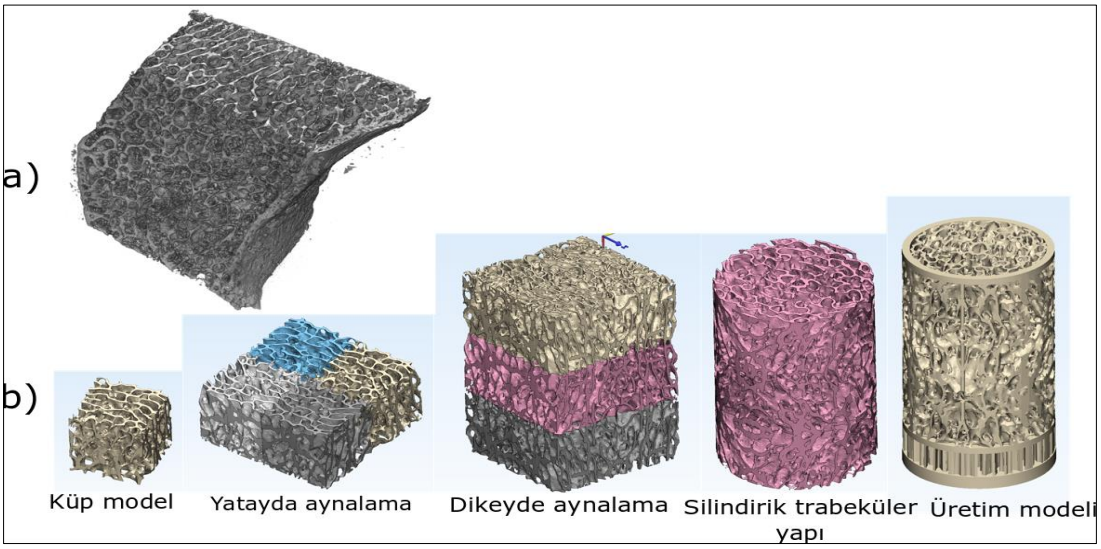
Şekil 3.2. Avizo programında PNM oluşumunun şematik gösterimi: a) boşluk hacminin tanımlanması, b) tanımlanan hacmin ayrılması, c) oluşan PNM'nin ölçekli gösterimi ve d) oluşan PNM'nin 1:1 gösterimi

3.2. Deney Numunelerinin Tasarımı, Üretimi Ve Deney Değişkenlerinin Belirlenmesi

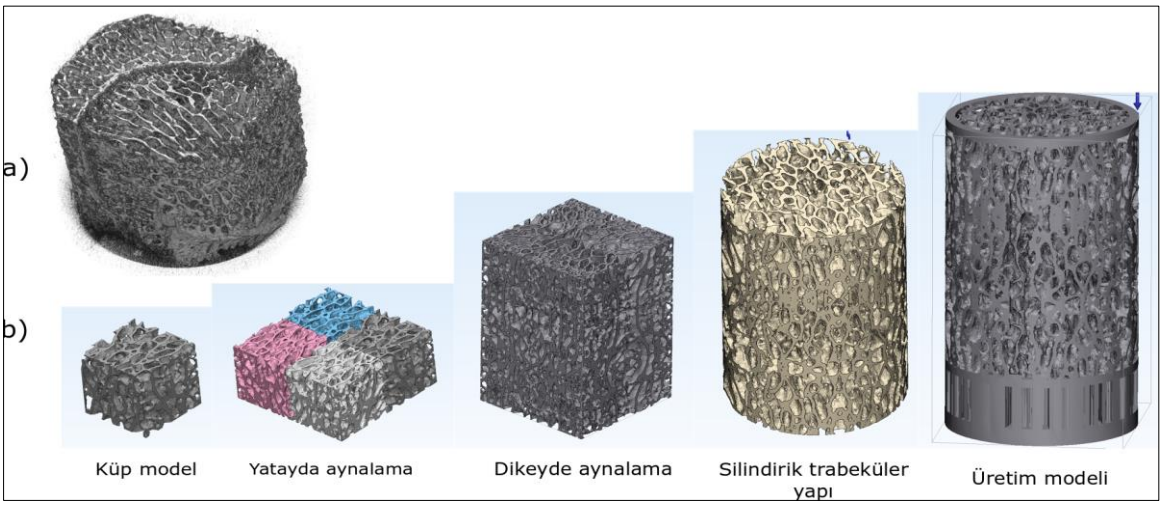
Yapılan çalışma kapsamında oluşturulan PNM'ler ile farklı ölçeklerdeki üretimlerin doğal trabeküler gözenek yapısının temsil kabiliyetlerinin incelenmesi sonucu 1:1 ve 1:1,25 arası ölçekle yapılan üretimlerin doğal trabeküler gözenek yapısını temsil kabiliyetinin yüksek olduğu görülmüştür. Elde edilen sonuç dikkate alınarak üretilecek trabeküler yapıların dayanımlarının belirlenmesinde belirlenen ölçek aralığında yer alan 1:1, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçeklere sahip deney numune geometrileri SLE ile femur ve vertebra geometrilerinin üretimi için kullanılmıştır.

Deney numune geometrileri oluşturulurken (Şekil 3.3 ve Şekil 3.4) tomografi ile taranan trabeküler kemik yapıdaki kusurlu *(epifiz çizgisi, kortikal kemik ve kesim hasarlı bölge)*

alanların dışındaki hacimden 5,5 mm ayrıt uzunluğuna sahip kübik trabeküler geometri çıkarılmıştır. Elde edilen kübik trabeküler geometri aynalama yöntemi ile yatayda dört adet dikey eksen etrafında döndürülerek çoğaltılmıştır. Yatayda çoğaltılan yapı dikeyde üç sıra yatay düzlem etrafında aynalama ile çoğaltılmıştır. Elde edilen trabeküler dikdörtgenler prizması geometriden, ISO 13314 [179] standardına uyumlu en düşük deney numune boyutu için gerekli kısıtı *(silindirik numuneler için en az 10 mm çap ve 15 mm yükseklik)* sağlayacak ve termal gerilmelere karşı silindirik geometriye sahip trabeküler gözenekli yapı eş dikey merkezli olarak çıkarılarak trabeküler gözenekli silindirik üretim modeli oluşturulmuştur.



Şekil 3.3. a) Mikro-CT tarama ile elde edilen vertebra trabeküler görüntüsü ve b) vertebra deney numune modelinin oluşumu [180]



Şekil 3.4. a) Mikro-CT tarama ile elde edilen femur trabeküler görüntüsü ve b) femur deney numune modelinin oluşumu [180]

Modellerin üretime hazırlanması kapsamında her iki trabeküler yapı alt yüzeyinin gözenekli olması için üretim sonrası hassas disk ile kesim için 2,5 mm uzatılmıştır. Bu sayede numunelerin alt yüzeyi dâhil toz çıkışına imkân tanımak için malzemenin her yüzeyinde gözenekli olması amaçlanmıştır. Uzatma işlemine ek olarak yapı içerisine 1 mm çapa sahip toz tahliye kanalları yerleştirilerek içeride bulunan kalıntı tozların kolay çıkarılmasına imkân sağlanmıştır. Destek yapılarının atanacağı yüzeyi oluşturabilmek için 1,5 mm kalınlığa sahip silindirik plaka uzatılan modelin alt yüzeyine eklenmiştir. 0,25 mm kalınlığa sahip dolu bilezikler trabeküler yapıya sahip silindirin en üst ve uzatma bölgesi başlangıcı en alt olacak şekilde yerleştirilerek deney numune tasarımı 1:1 ölçek için tamamlanmıştır. Trabeküler modelin SLE ile üretiminde destek yapılar kullanılmayacağından oluşabilecek kusurlar ve kemik üretimi için uygun görülen 1:1- 1:1,25 ölçek aralığında trabeküler modeller 1:1, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçekle büyütülerek üretim geometrileri oluşturulmuştur.

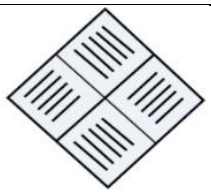
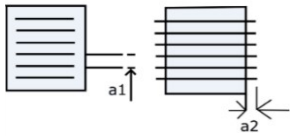
Deney numunelerinin Ti6Al4V ELI alaşımından üretiminde Consept Laser firmasının ürettiği CL41 Ti ELI alaşım tozu (Çizelge 3.1) ve SLE ile üretimde Consept Laser M2 Cusing cihazı üretim parametreleri (Çizelge 3.2) kullanılmıştır. Üretimi yapılan numunelerin her yüzeyinin gözenekli olması için uzatılan yüzey hassas kesici disk ile kesilmiştir (Şekil 3.5 a)). Yapılan kesim için Metkon MicroCut 150 cihazı ve aktif metallerin korozyonunu azaltan özel kesme yağı kullanılmıştır. Yapılan kesim sonrası yüzeyde tesviye yapılarak üst ve alt yüzeyin paralelliği sağlanmaya çalışılmıştır (Şekil 3.5 b)). Tesviye sonrası numune içinde kalan tozun ısıl işlem esnasında yapışmaması ve biyouyumluluk açısından yapıda toz kalıntısı olmaması gerektiğinden basınçlı hava ve ultrasonik temizleyici kullanılarak toz çıkarma işlemi tamamlanmıştır. Kalıntı toz tahliyesi sonrası trabeküler yapıya uygulanan ısıl işlemde üretilen numuneler 4 saatte 840 °C'ye kadar ısıtılmıştır. Bu sıcaklıkta 2 saat bekletilen numuneler sonrasında 500 °C'ye kadar fırında soğutulmuş ve ardından havada soğumaya bırakılmıştır. Isıl işlem sonrası numuneler içerisinden bir takım numune Mikro-CT ile taranmış ve diğer numuneler her bir takım 3 eş parçadan oluşacak şekilde mekanik dayanım testlerine tabi tutulmuştur. Mikro-CT ile yapılan tarama işleminde voltaj 100 V, akım 100 A, voksel boyutu 19 µm ve filtre olarak 0,11 mm bakır kullanılmıştır. Elde edilen tomografi görüntüleri kullanılarak üretimin yapı değişimine etkisi, mekanik dayanım için sonlu elemanlar analizi ve yapı gözeneklilik oranları tespit edilmiştir. Ayrıca kemiğe ait gözeneklilik oranları tomografi ile oluşturulan üç boyutlu modeller kullanılarak ölçülmüş ve üretimle gözenekliliğin değişimi tespit edilmiştir. Mikro-CT tomografi ile gözeneklilik

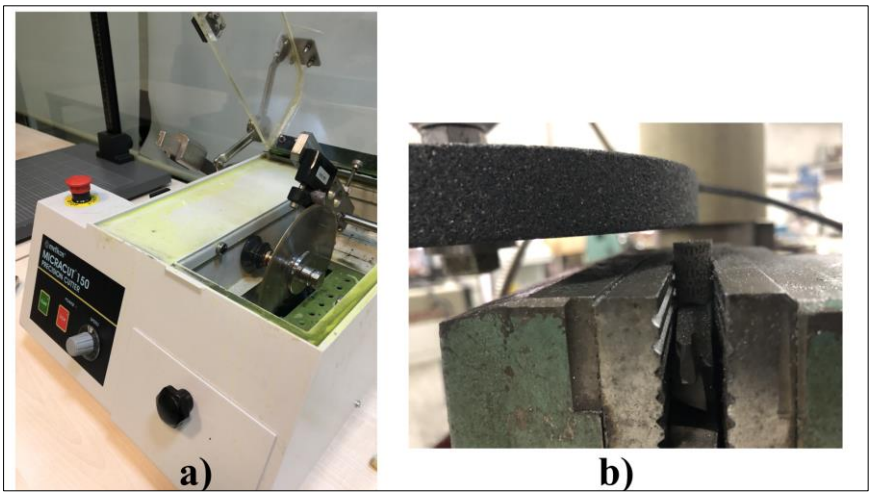
ölçümünün yanı sıra tarama yapılamayan numunelerin gözeneklilik oranı kuru ağırlık yöntemiyle hesaplanmıştır.

Çizelge 3.1. Ti6Al4V ELI alaşımı tozunun kimyasal bileşimi

Element	Al	V	O	N	C	H	Fe	Ti
% Ağırlık Oranı	5,5 – 6,5	3,5 – 4,5	0 – 0,13	0 – 0,04	0 – 0,08	0 – 0,012	0 – 0,25	Geri kalan

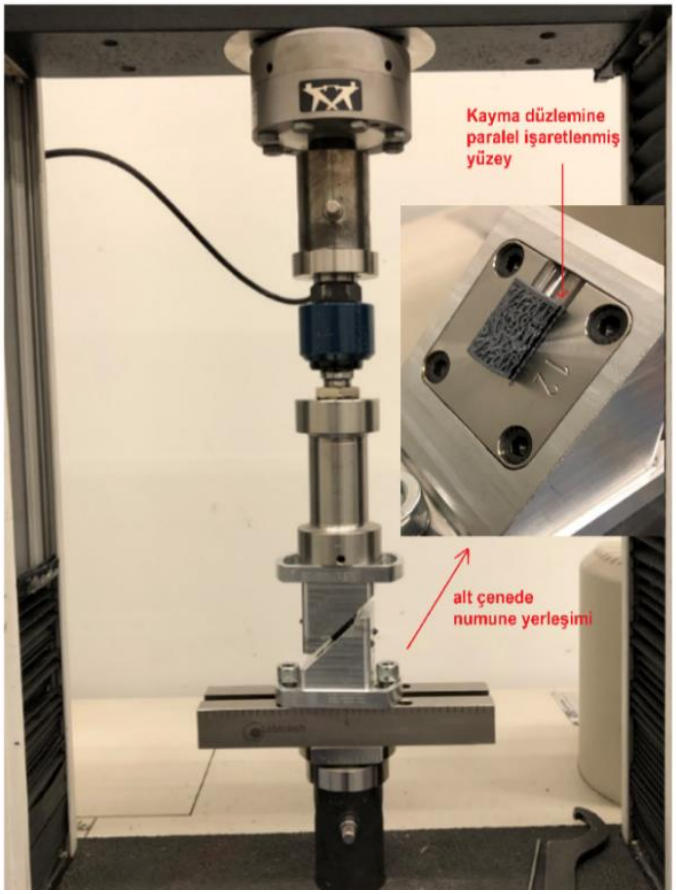
Çizelge 3.2. Ti6Al4V ELI üretim parametreleri

Üretim parametresi / Eleman	Yüzey	Kontürler	Destekler
Güç (W)	200	200	100
Hız (mm/s)	1800	1250	650
Odak çapı (µm)	150	150	150
Tarama stratejisi			
	a1=0,7d		
	a2=0,15d		



Şekil 3.5. Üretim sonrası tesviye ve deneye hazırlık işlemleri: a) Kullanılan hassas kesim cihazı ve b) kesim yüzeyi paralelliği için kurulan tesviye düzeneği

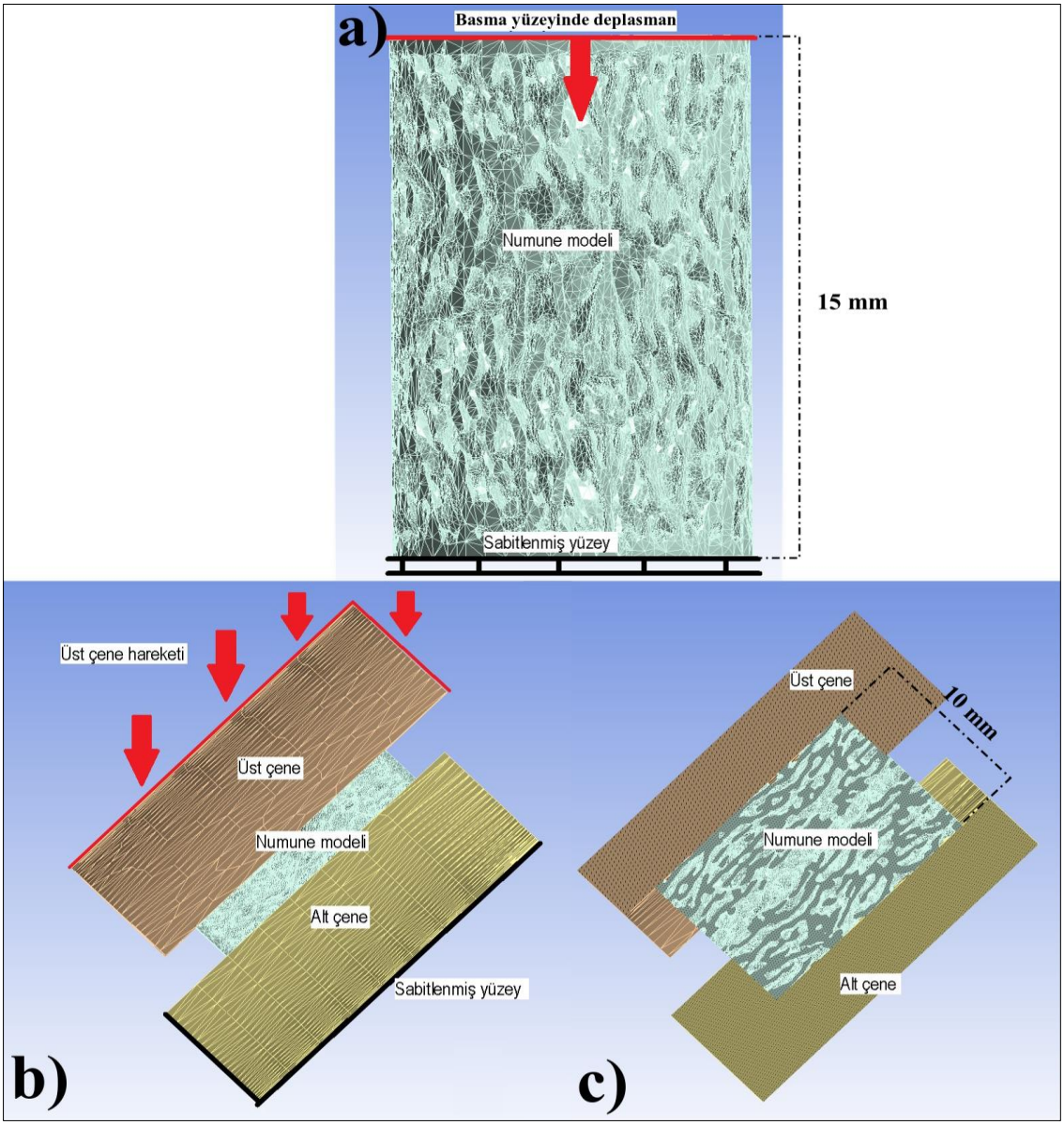
Isıl işlem uygulanan numunelere statik olarak mekanik dayanımın tespiti için basma ve basma-kayma deneyleri yapılmıştır. Basma-kayma deney düzeneği Şekil 3.6'da yer almaktadır. Statik basma ve basma-kayma deneylerinde Instron 3369 marka cihaz kullanılmıştır. Basma ve basma-kayma deneylerinde kuvvet uygulanan çene hızı sabit ve 5 mm/dak olarak belirlenmiştir. Üretimi yapılan trabeküler metal yapının vücut içerisinde kullanılması amaçlanmış olup her iki deney tipinde testin sonuçlandırılmasında sınır olarak ilk kırılma esas alınmıştır. Modelin kayma ekseninin açıya bağlı simetrik olmayışı sebebiyle vertebra ve femurdan elde edilen numuneler üzerinde kayma düzlemi işaretlenerek 45° ile konumlanan basma-kayma çenesine paralel numune yerleşimi ile deneyler yapılmıştır. Deney numunelerinin kuvvet karşısında elastik yer değişme dayanımı basma testi için basma elastisite modülü ve basma-kayma testi için basma-kayma elastik dayanımı *(ing. Compression-Shear Stiffness)* olarak tanımlanmış olup ASTM F2077 [181] referans alınarak yapılan hesaplamada kuvvet yerdeğişimi eğrisindeki ilk doğrusal bölgenin eğimi basma-kayma elastik dayanımı olarak kabul edilmiştir. Basma elastisite modülü hesabında ise deneyleri ve analizleri yapılan trabeküler yapılar dolu olarak kabul edilmiştir.



Şekil 3.6. Basma-kayma deney düzeneği [180]

3.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Dayanım Analizleri

Sonlu elemanlar analizleri için ANSYS yazılımı kullanılmıştır. Kurulan sonlu elemanlar analiz modelinde Mikro-CT ile taranmış yapı geometrisine ait 3B'lu modelin temsil geometrisi kullanılmıştır. Sonlu elemanlar ile sayısal analiz için öncelikli olarak toz üreticisinin mekanik dayanım sonuçları kullanılmıştır. Kurulan model ile elde edilen analiz sonuçları ile deney sonuçları karşılaştırılarak analiz için kurulan modelin tutarlılığı belirlenmiştir. Tutarlılığı belirlenen model ile üretim öncesi geometrinin analizi yapılarak SLE ile üretimin mekanik dayanım üzerine etkisi belirlenmeye çalışılmıştır. Sonlu elemanlar için kurulan modelde yer alan fiziksel şartların modelde gösterimi Şekil 3.7'de yer almaktadır. Basma-kayma analizinde numuneler için belirlenen kayma düzlemi esas alınarak çözüm yapılmış olup her iki deney için ortam şartları analiz için oluşturulmaya çalışılmıştır. Yapılan basma-kayma analizlerinde trabeküler yapı geometrisi ile tanımlanan çene yüzeyleri arasındaki temas yüzeyleri aracılığı ile malzemeye deformasyon uygulanmıştır. Her iki analiz için Şekil 3.7'de kırmızı ok ile belirtilen yüzeylerden deney cihazının deformasyon için uyguladığı çene hareketlerini temsil eden deplasman değerleri girilmiş ve sabitlenmiş yüzeylerden uygulanan yük neticesinde oluşan tepki kuvvetlerinin büyüklüğü ölçülmüştür. Uygulanan deplasman ve hesaplanan yük değerlerinden basma ve basma-kayma analiz sonuçları elde edilmiştir. Analizin için model geliştirme ve doğrulama aşamalarında yapılan çalışmaların detayları bulgular ve tartışma bölümünde detaylandırılmıştır.



Şekil 3.7. Analiz için tanımlanan şartlar; a) Basma analizi için kullanılan model b) basma-kayma için oluşturulan model değişkenlerinin gösterimi ve c) oluşturulan basma-kayma modelinin kesit görünümü

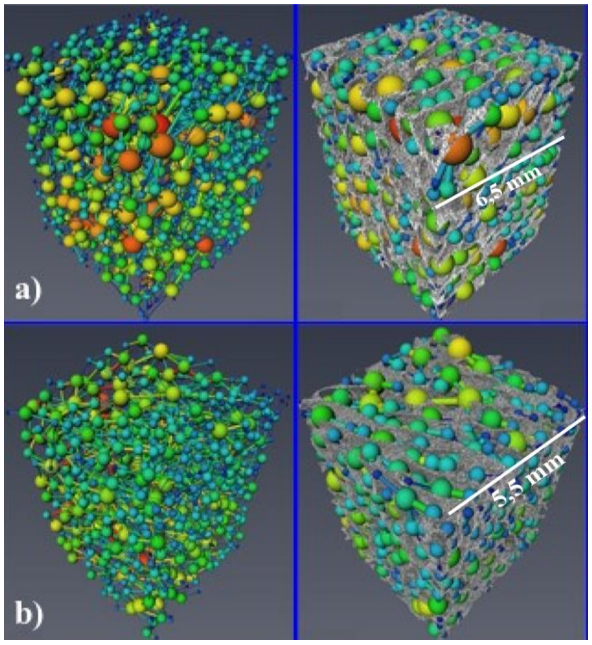
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Biyomedikal ürünlerde kemiğin içe büyüme davranışını ve biyouyumluluk kabiliyetini yükseltmek için geometrisini doğal trabeküler yapıdan alan gözenekli malzeme üretimini amaçlayan bu çalışmada; SLE ile üretim sonucu gözenek geometrisinin belirlenmesi, üretilen numunelerin mekanik dayanımı ve yapının sonlu elemanlar ile sayısal analizi hakkındaki bulgular ve tartışmalar bu bölümde yer almaktadır.

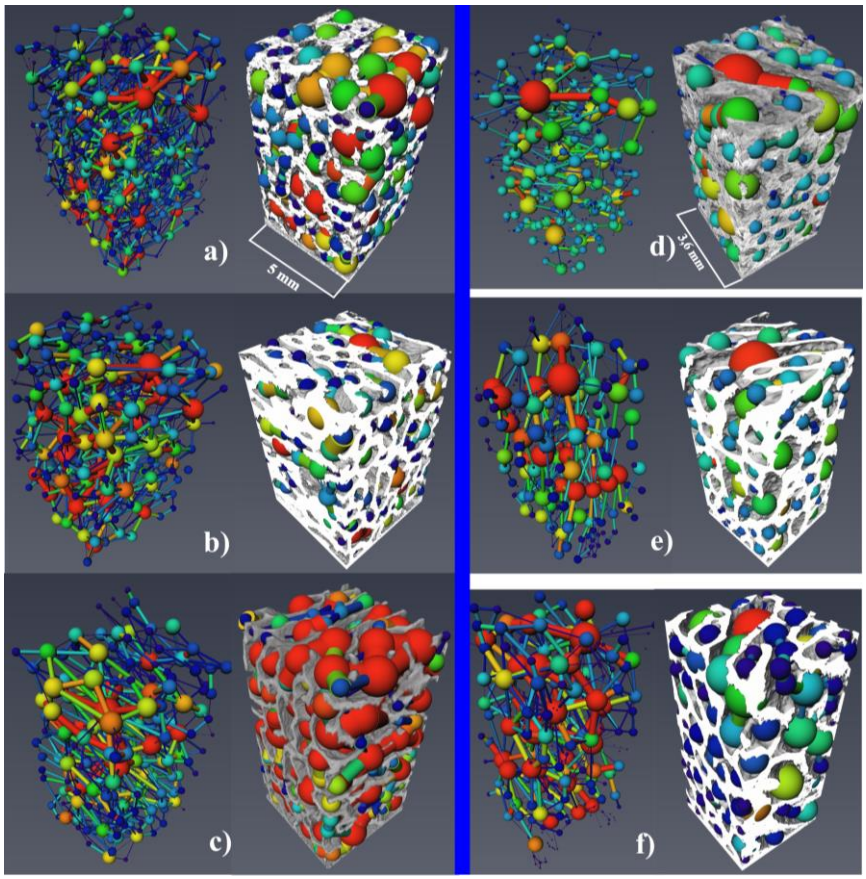
4.1. Üretimlerin İncelenmesi Ve Kemik Yapıyı Temsil Kabiliyetinin Belirlenmesi

Üretim sonucu değişen yapı geometrisinin kemik yapıyı temsil kabiliyetinin belirlenmesinde gözenek ağ modellerinden (PNM) faydalanılmıştır. Gözenek ağ modelinde, gözeneğe ve gözenekleri birbirine bağlayan kollara ait hacim, eşdeğer çap ve konuma ilişkin veriler bulunmakta olup kemiklerin ve üretimlere ait trabeküler yapıların PNM modelleri karşılaştırılarak üretime dair temsil kabiliyeti belirlenmiştir. Mikro-CT ile taraması yapılan trabeküler kemiklerin ve farklı ölçekte yapılan üretimlere ait gözenek ağ modellerinin görünümü Şekil 4.1 ve Şekil 4.2 yer almaktadır.

Literatür çalışmalarına bakıldığında sahip olunan bir dağılımın çarpıklık değerinin -1,5 ve +1,5 aralığında ve basıklık değerinin -1 ve +1 aralığında olması durumunda dağılımın normal olduğu kabul edilmiştir [182, 183]. SPSS programında gözenek ağ boyut dağılımlarının hesaplanan çarpıklık ve basıklık değerine bakıldığında çapıklık ve basıklık değerlerinin bu şartları sağladığı ve normal dağılıma sahip olduğu görülmüştür (Çizelge 4.1). Oluşturulan ağ modellerinden elde edilen gözenek ve bağlantı kol çaplarının dağılımı Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'te yer almaktadır. Kemiğe ait doğal trabeküler yapının temsil kabiliyetinin belirlenmesi için elde edilen gözenek ağ modelleri verilerinde yapılan incelemeler sonucunda vertebra ve femura ilişkin kullanılan örneklerin her ikisinde de doğal olarak ilik dokusu gelişimi ve kan dolaşımı için iç bağlılık oranının %100 olduğu Avizo programından elde edilmiştir. Ayrıca üretim numunelerinde de yapı içi gözeneklerin hepsinin birbiri ile bağlantılı olduğu görülmüştür.



Şekil 4.1. Kemiklere ait oluşturulan PNM'ler ve kemik içerisinde farklı yönlerden ölçekli görünümleri: a) vertebra ve b) femur



Şekil 4.2. Farklı ölçeklerde yapılan üretimlerin PNM'lerinin gösterimi: a) vertebra 1:1, b) vertebra 1:1,2, c) vertebra 1:1,50, d) femur 1:1, e) femur 1:1,25 ve f) femur 1:1,50

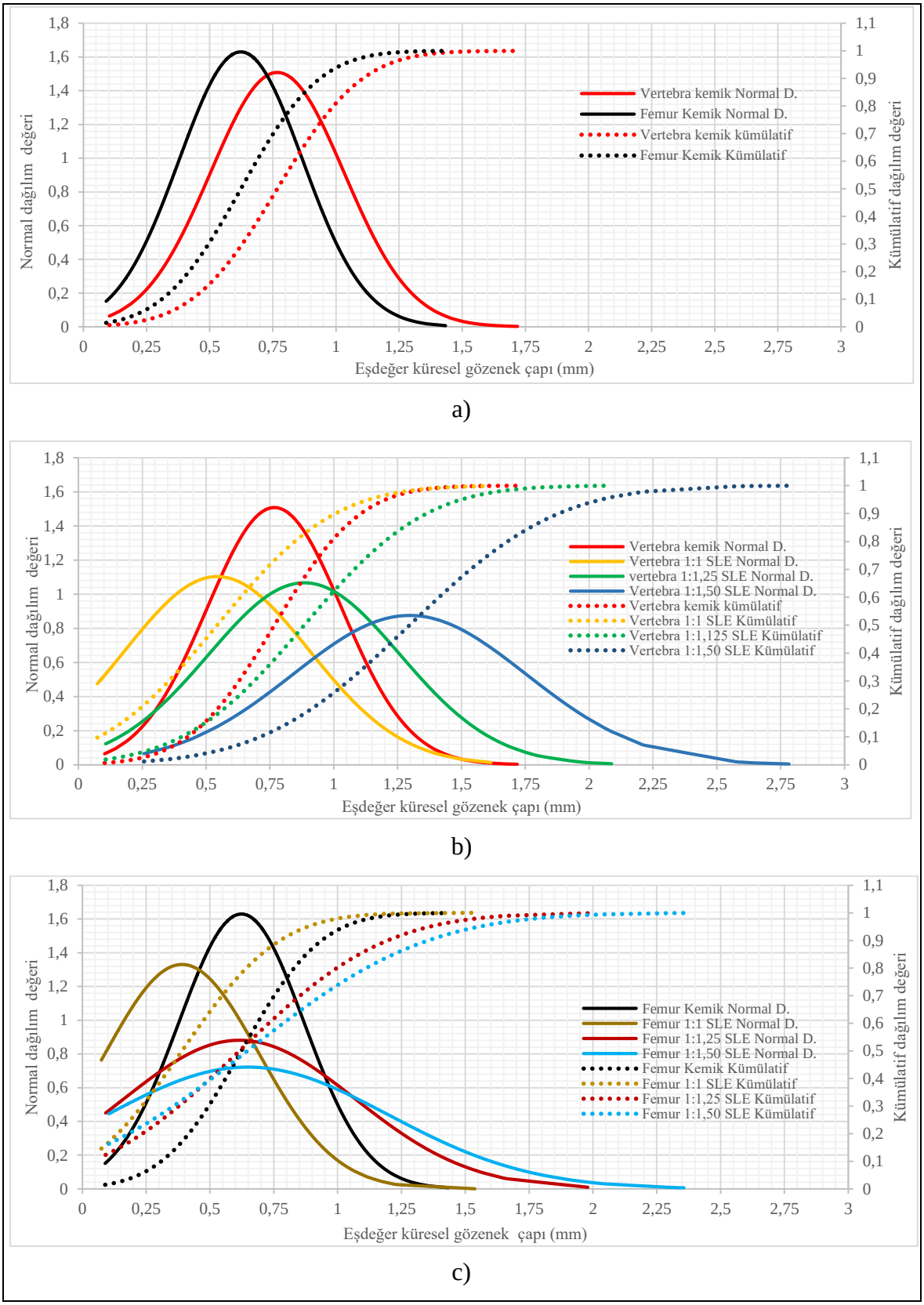
Çizelge 4.1. Gözenek ve bağlantı kol çaplarının dağılımına ilişkin değerler

Gözenekler								
	Vertebra kemik	Vertebra 1:1 SLE	Vertebra 1:1,25 SLE	Vertebra 1:1,50 SLE	Femur kemik	Femur 1:1 SLE	Femur 1:1,25 SLE	Femur 1:1,5 SLE
Ortalama	0,767	0,544	0,885	1,297	0,623	0,390	0,616	0,647
Ortanca	0,750	0,571	0,875	1,259	0,609	0,333	0,539	0,436
Standart sapma	0,265	0,361	0,374	0,456	0,245	0,300	0,452	0,553
Varyans	0,070	0,131	0,140	0,208	0,060	0,090	0,205	0,306
Çarpıklık	0,303	0,222	0,073	0,423	0,319	0,744	0,515	0,813
Basıklık	-0,003	-0,915	-0,163	0,462	-0,220	-0,223	-0,809	-0,412
Min.	0,103	0,075	0,107	0,257	0,090	0,074	0,091	0,104
Max.	1,719	1,616	2,088	2,783	1,434	1,538	1,980	2,356
Bağlantı kol çapları								
Ortalama	0,305	0,319	0,426	0,587	0,248	0,234	0,328	0,341
Ortanca	0,213	0,298	0,392	0,555	0,138	0,148	0,254	0,204
Standart sapma	0,278	0,236	0,269	0,353	0,244	0,224	0,290	0,340
Varyans	0,077	0,056	0,072	0,124	0,059	0,050	0,084	0,116
Çarpıklık	0,839	0,712	0,633	0,499	1,137	0,949	0,902	1,121
Basıklık	-0,237	0,110	-0,068	-0,187	0,449	-0,005	-0,046	0,504
Min.	0,004	0,005	0,015	0,012	0,004	0,005	0,005	0,006
Max.	1,324	1,391	1,353	1,988	1,333	0,996	1,282	1,697

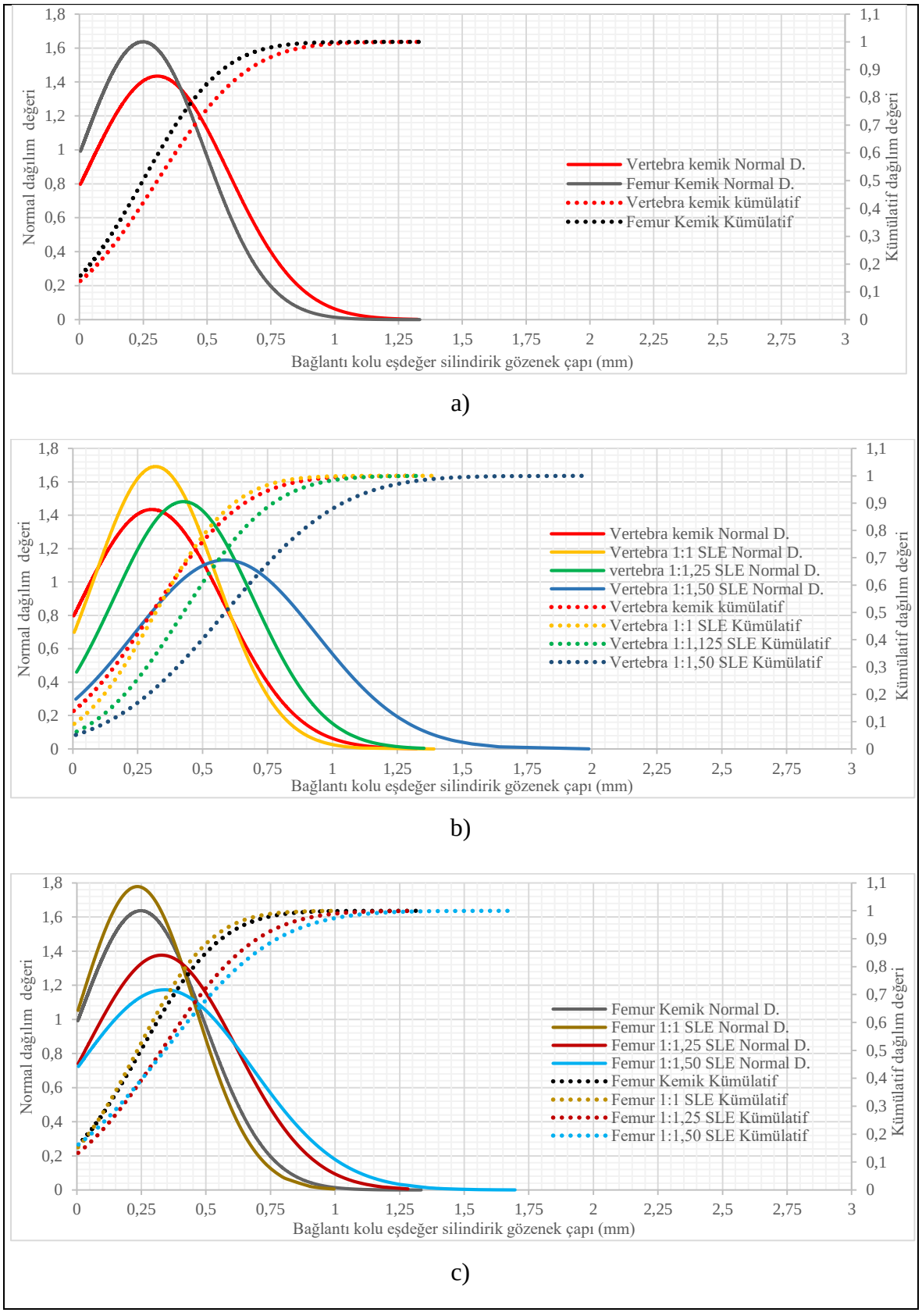
PNM modelleri ile koyuna ait farklı vertebra ve femur trabeküler yapısında yer alan gözeneklerin ve gözenekleri bağlayan kolların boyutsal dağılımına ilişkin ortalama ve sınır değerler Çizelge 4.2'de özetlenmiştir. Vertebraya ait PNM üzerinde yapılan incelemelerde

koyun vertebrasından alınan trabeküler yapıdaki gözeneklere ait eşdeğer küresel çap değerlerinin 102 – 1719 µm arası boyut dağılımına sahip olduğu ve ortalama eşdeğer çap değerinin 767±264 µm olduğu tespit edilmiştir. Vertebra içerisinde yer alan bağlantı kollarına ait boyutsal dağılım incelendiğinde ise eşdeğer silindirik kol çap ortalaması 305±278 µm olarak hesaplanmıştır. Koyun femuruna ait trabeküler yapının PNM'si üzerinde yapılan incelemelerde gözeneklere ait eşdeğer küresel çap değerlerinin 90 – 1434 µm arası boyut dağılıma sahip olduğu görülmüş ve ortalama eşdeğer çap değeri 624±245 µm olarak hesaplanmıştır. Femur içerisinde yer alan bağlantı kollarına ait boyutsal dağılım incelendiğinde silindirik eşdeğer kol çap ortalamasının ise 248±244 µm olduğu hesaplanmıştır. Gözenek bağlantı kol uzunluklarının ise vertebra gözenek ağ modelinde ortalama 943±307 µm ve femur gözenek ağ modelinde ortalama 796±268 µm değerine sahip olduğu görülmüştür. Elde edilen tüm boyutlar karşılaştırıldığında gözenek ağ modeli oluşturulan femur trabeküler yapısının gözenek çaplarının, bağlantı kol çaplarının ve gözenekler arası bağlantı kol uzunluklarının gözenek ağ modeli oluşturulan vertebra trabeküler yapı geometrisinden daha düşük boyut dağılım değerlerine sahip olduğu görülmüştür.

Gözenekli yapı üretimi için koyun kemiğinden kopyalanan doğal vertebra ve femur trabeküler yapılarının sahip olduğu ortalama çap değerlerinin 767±264 µm ve 624±245 µm aralığında değişim gösterdiği tespit edilmiştir (Çizelge 4.2). Tespit edilen gözenek aralığının 300 µm üzeri direk kemik oluşumu [160] ve yüksek hücre yoğunluğu ve metabolik aktivitenin tespit edildiği [84, 166] 1000 µm gözenek boyutu ile uyumlu olduğu görülmüş olup mevcut çalışmaların doğal kemik yapı ile uyumu ortaya konmuştur. Gözenek boyutu alt sınırı vertebra ve femur için 102 µm ve 90 µm olup Itala ve arkadaşlarının 50 µm'den az boyuta sahip gözeneklerde kanlanma olmaması ile uyumlu olduğu ve hatta 90 µm ile sınırlandığı tespit edilmiştir. Literatür çalışmaları kapsamında incelenen ve kemik uyumu için uygun olduğu görülen en yüksek gözenek değeri olan 1220 µm'ye [164, 165] olup kopyalanan doğal koyun trabeküler yapısının doku gelişimi için vertebrada 1718 µm ve femurda 1434 µm boyutuna kadar gözenek değerine sahip olduğu görülmüştür.



Şekil 4.3. Gözenek ağ modeli ile elde edilen küresel eşdeğer gözenek çap değerlerinin normal ve kümülatif dağılımları; a) vertebra ve femur kemik yapı için karşılaştırma, b) vertebradan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması ve c) femurdan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması



Şekil 4.4. Gözenek ağ modeli ile elde edilen silindirik bağlantı kolu çap değerlerinin normal ve kümülatif dağılımları; a) vertebra ve femur kemik yapı için karşılaştırma, b) vertebradan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması ve c) femurdan yapılan üretimlerin kemik yapı ile karşılaştırılması

Çizelge 4.2. Koyun vertebra ve femur trabeküler yapısına ve üretilen farklı ölçekli modellere ait PNM'lerde yer alan sınır ve ortalama boyut değerleri

Yapı	Gözenek küresel eşdeğer çapı (μm)		Bağlantı kolu silindirik eşdeğer çapı (μm)		Bağlantı kolu silindirik eşdeğer uzunluğu (μm)	
	Boyut aralığı	Ortalama	Boyut sınırı	Ortalama	Boyut aralığı	Ortalama
Vertebra kemik	102 - 1719	767±264	1324	305 ± 278	213 - 2463	943 ± 307
SLE vertebra 1:1	75 - 1616	543±361	1391	319 ± 235	92 - 2228	930 ± 329
SLE vertebra 1:1,25	107 - 2088	884±374	1353	426 ± 269	266 - 3202	1328 ±443
SLE vertebra 1:1,50	257 - 2782	1297±456	1988	587 ± 353	447 - 4109	1774 ±595
Femur Kemik	90 - 1434	624±245	1333	248 ± 244	138 - 2220	796 ± 268
SLE femur 1:1	74 - 1538	390±300	996	234 ± 224	102 - 1922	737 ± 341
SLE femur 1:1,25	91 - 1980	616±452	1282	328 ± 290	132 - 2483	1124 ±477
SLE femur 1:1,50	104 - 2356	647±553	1697	341 ± 340	135 - 3478	1344 ±574

Mikro-CT taramadan oluşturulan üç boyutlu modeller üzerinden belirlenen gözeneklilik oranlarının ise femurda %68 ve vertebrada %75 olduğu tespit edilmiştir [1]. Gözeneklilik oranı incelenen her üç üretimde de gözeneklilik oranlarının geometrisini aldığı kemik yapı ile %7'nin üzerinde fark oluştuğu tespit edilmiştir. Yapılan üretim değişim çalışmasında trabeküler kol boyutlarının lazer spot çapı değerinden az olması durumunda geometrinin bağıl değişim oranındaki artışın hızlandığı görülmüştür [1]. Üretimi yapılan farklı ölçekli yapılar için oluşan gözeneklilik oranı dağılımında yapı ölçeğindeki artış ile birlikte, artan trabeküler kol kalınlıklarının lazer spot çapı değerlerine yaklaşması veya geçmesi sebebiyle boyutsal değişimin azaldığı görülmüş olup üretilen yapı gözeneklilik oranının üretim öncesi yapı gözenekliliğine yaklaşmasına etken olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca gözenek boyutlarının femur trabeküler yapısında daha düşük boyutlara sahip olmasından dolayı kalınlaşma ve sarkmaların sebep olduğu geometri değişiminin yüzde değeri vertebra numunelere göre daha fazla olmuştur. Bu sebeple femur numunelerin 1:1 ölçekteki gözeneklilik oranının üretimi yapılan numuneler içerisinden en düşük gözeneklilik oranına sahip olduğu tespit edilmiştir.

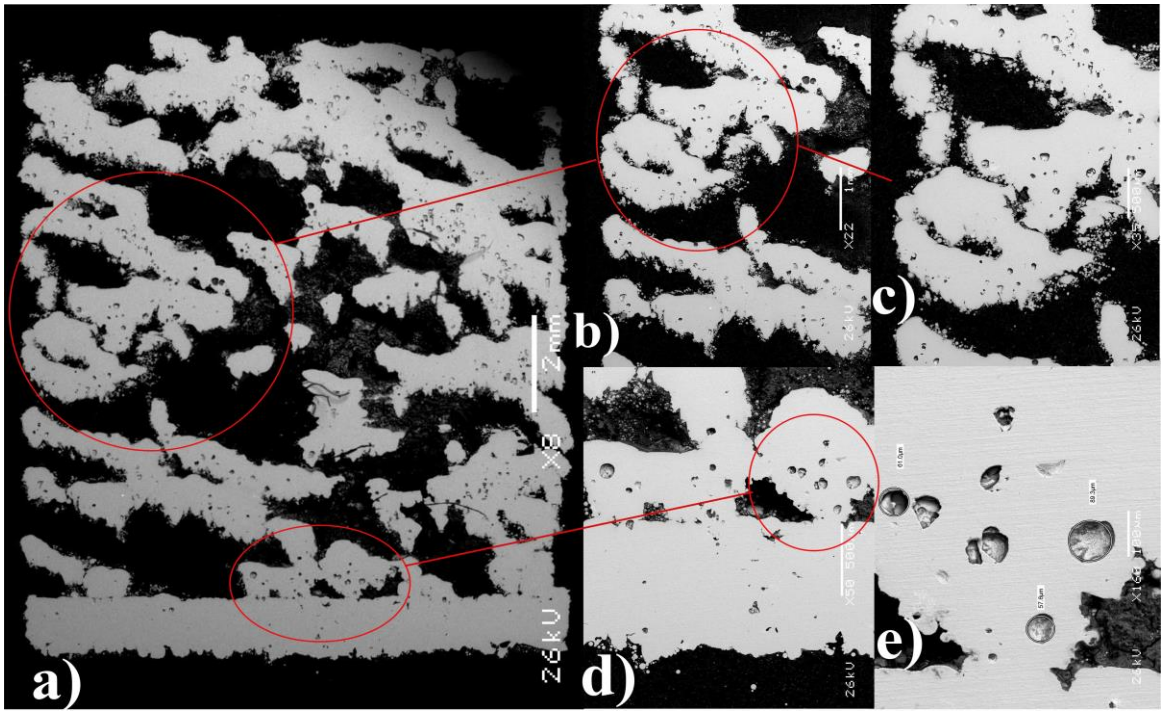
Çizelge 4.3. Koyuna ait vertebra ve femur trabeküler yapısı ile bu yapılardan üretilmiş farklı ölçekli üretimlerin gözeneklilik oranlarının karşılaştırılması [1]

Kemik tipi	Vertebra			Femur		
Trabeküler yapı gözeneklilik oranı (%)	75			68		
Üretim ölçeği	1:1	1:1.25	1:1.50	1:1	1:1.25	1:1.50
Üretimin gözeneklilik oranı (%)	54,45	54,08	60,95	39,29	48,88	60,58

Gözenek ağ modellerinde yer alan boyutsal normal ve kümülatif dağılım grafikleri incelendiğinde 1:1 ölçekte yapılan üretimlerin sahip olduğu trabeküler gözeneklerin ortalama eşdeğer yarıçaplarında azalma gözlenirken gözenek boyut dağılımı sınır yarıçap değerlerinin trabeküler kemik ve üretimlerde birbirine yakın olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4). Ayrıca kafes bağlantı kol yarıçaplarının ve uzunluklarının dağılım değerlerinin karşılaştırılması incelendiğinde 1:1 ölçek ile yapılan üretimlerin, geometrisini aldığı kemik bölgeleri ile birbirine yakın değerlere sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4). Buna ek olarak üretim ölçeğinin artışı ile yapı içerisindeki eşdeğer gözenek yarıçap ortalamasının ve dağılım sınırlarının doğal olarak arttığı tespit edilmiştir (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4). Ayrıca gözenek ağ modellerinden elde edilen normal ve kümülatif dağılım eğrilerinde ayrıca trabeküler yapının sahip olduğu eğrilerin, 1:1 ve 1:1,25 ölçek ile yapılan üretim eğrileri arasında kalan bölgededir (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4). Bu durumla birlikte ortalama, en düşük ve en yüksek gözenek boyutu değerleri beraber incelendiğinde (Çizelge 4.2) 1:1 ve 1:1,25 arası değerlere sahip ölçekle yapılan üretimlerin gözenek boyut değerlerinin geometrisini aldığı doğal kemik yapı geometrisini yüksek benzerlik ile temsil edeceği sonucuna varılmıştır. Bu sebeple deney numunesi üretiminde kemik yapının temsil edilebilirliğinin yüksek olduğu uygun aralıktaki ölçekler dikkate alınmış ve dayanımların belirlemek amacıyla 1:1, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçekler kullanılarak SLE ile üretim yapılması uygun görülmüştür.

Trabeküler yapının üretiminde görülen bir kusur olan yapı içerisinde yer alan kapalı boşlukların (gözenekler) boyutları ve yapıda dağılımının yanı sıra üretimin mikroyapı görünümü mekanik özelliklerin yorumlanmasına katkı sağlamak amacıyla incelenmiştir. Kapalı gözenek kusurları ve mikroyapı incelenirken taramalı elektron mikroskobu *(Jeol JSM 6360 LV)* (Şekil 4.5) ve optik mikroskop *(Leica CTR6000)* (Şekil 4.6 ve Şekil 4.7) yardımıyla incelenmiştir. Bunun yanı sıra PNM yardımıyla üretilen numune yapısı

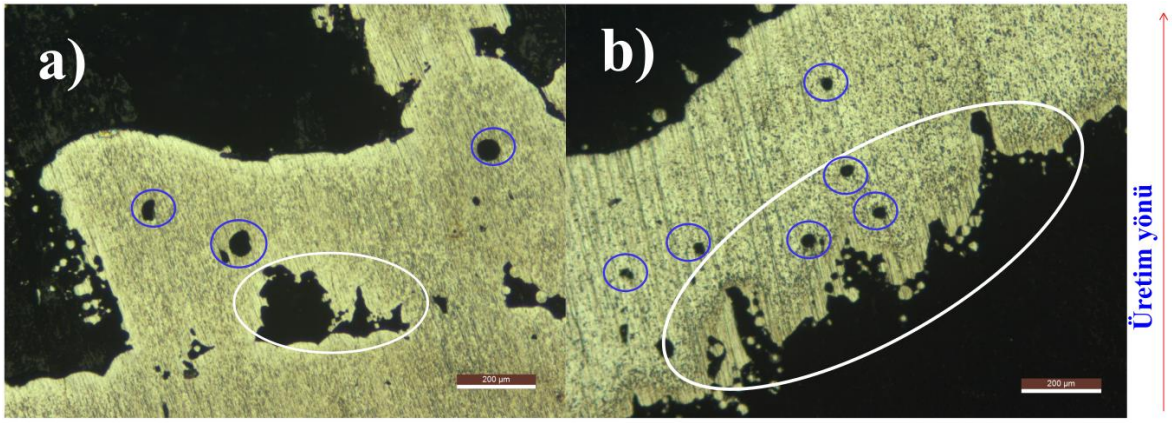
içerisindeki konumsal (Şekil 4.8) görünümleri ve boyutsal dağılım (Şekil 4.9) verileri Avizo programı ile elde edilmiştir.



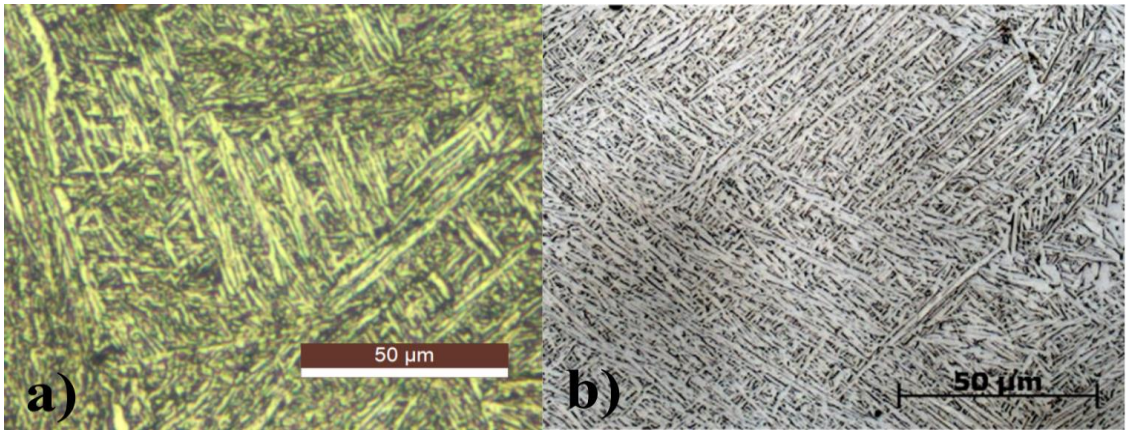
Şekil 4.5. Vertebra 1:1 ölçekte yapılan üretim sonucu gözlenen kapalı boşluk kusurunun dağılımı ve geometrisinin taramalı elektron mikroskobu ile görüntülenmesi: a) Trabeküler yapının x8 büyütmede görünümü, b) işaretli bölgenin x22 büyütmede görünümü, c) işaretli bölgenin x50 büyütmede görünümü, d) işaretli bölgenin x50 büyütmede görünümü ve e) işaretli bölgenin x100 büyütmede görünümü

Isıl işlem uygulanmış numuneye ait dağlanmış mikroyapı görünümlerine uygun olarak α`-α lamel dönüşümünün gerçekleştiği ve kalınlaştığı tespit edilmiş olup [42] elde edilen mikroyapı görüntülerinin Vrancken ve arkadaşları tarafından yapılan 850 °C 2 saat bekleme ve havada soğutma ile uyumlu olduğu görülmüştür (Şekil 4.7) [184]. PNM yardımıyla belirlenen kapalı boşlukların yapı unsurlarının geneline yayıldığı (Şekil 4.8) ve boyut dağılımının küresel eşdeğer çap ortalamasının 51±29 µm olduğu ve 288 µm eşdeğer çapa kadar kapalı boşlukların yapılan üretimlerde oluştuğu tespit edilmiştir (Şekil 4.9). Kapalı boşluk hacimlerinin geometrisine bakıldığında yapı genelinde küresel geometriye yakın olmakla beraber az miktarda v şeklinde gözenekler yapıda oluşmuştur (Şekil 4.5 e) ve Şekil 4.10). Yapılan araştırmalarda SLE ile üretimlerde oluşan gözenek şeklinin ergime havuzunda oluşan geri tepme basıncı ve yüzey gerilmelerinden kaynaklandığı görülmüştür [185]. Ayrıca ergitme için üretime gönderilen enerji yoğunluğu, sıcaklık dağılımı ve soğuma

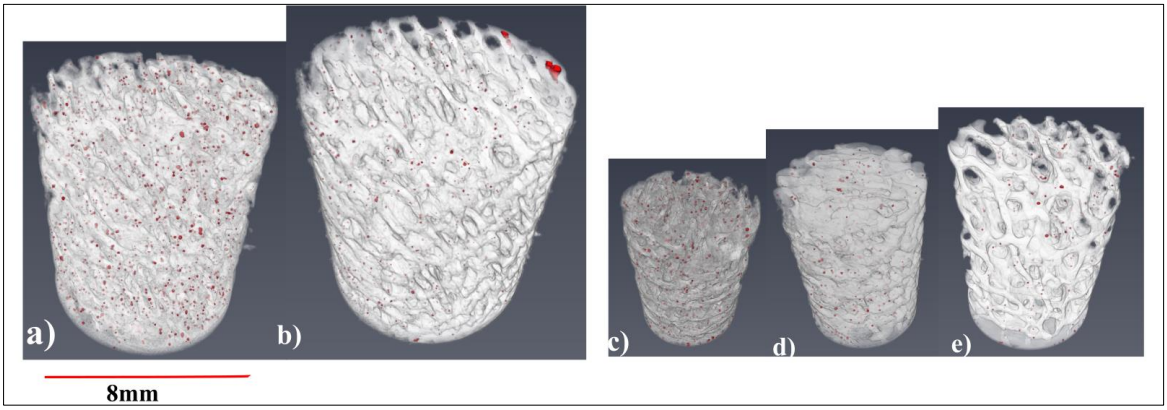
oranı oluşan gözeneklerin konumlanmasında etkilidir [51, 186, 187]. Laser vurumu ve toz yatak içerisinde yansımalar ile vurum bölgesinde sıcaklığın ani yükselmesi sonucu yüksek miktarda geri tepme basıncı oluşmaktadır [188]. Sıcaklık yükselmesi ile birlikte yüzey gerilmesi düşmekte ve metal buharı oluşmaktadır [188]. Ayrıca ergiyen toz tanecikleri içerisinde hapsolmuş gaz varsa dışarı çıkmaktadır [188]. EBM üretimlerinde olduğu gibi yüksek enerji girdisi ile yapılan SLE üretimlerinde dışarı çıkamayıp içeride hapsolan metal buharı veya toz içerisinden çıkan gaz, düşük yüzey gerilmesiyle küresel şekilli gözenek geometrisi oluşturmaktadır [45, 186, 188]. Fakat enerji yoğunluğunun uygun ergitme için yeterli olmadığı durumlarda yüzey gerilmesi geri tepme basıncından fazla olup soğuma oranı yüksek olan üst katman düşük enerji yoğunluğu sebebiyle hızlı katılaştığından içeride kalan gazlar ergitme havuzu şekli olan v şeklinde veya keskin çatlak biçiminde gözenek oluşumuna sebebiyet vermektedir [45, 188]. Ti6Al4V alaşımının SLE ile üretiminde oluşan metal buharının ise Al kaynaklı olduğu bilinmektedir [189]. Oluşum mekanizmaları incelendiğinde yapı genelinde gözlenen küresel kapalı boşluk (gözenek) geometrilerinin yüksek enerji girdisi sebebiyle ve küresel gözeneğe nispeten çok az olan v şeklindeki gözeneklerin üretim sırasında gözlemlenen ergiyik saçılmalarının lazer ışın radyasyonunu gölgelemesi sonucu enerji yoğunluğunu lokal olarak düşmesinden kaynaklandığı sonucuna varılmıştır.



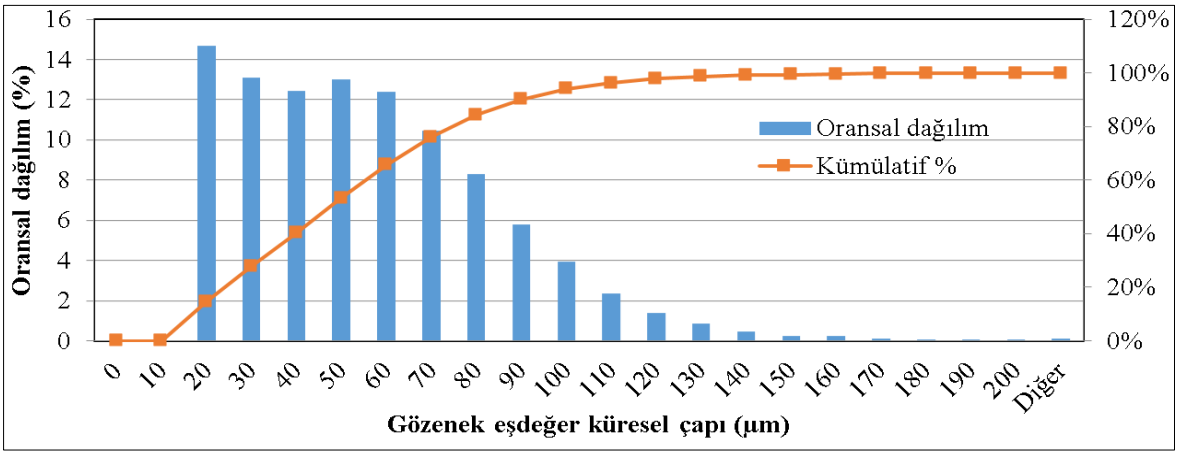
Şekil 4.6. Optik mikroskop yardımıyla elde edielen görüntüler: a)yatay trabeküler koldaki kapalı boşluk ve sarkmalar x50 büyütme, b) açılı trabeküler koldaki kapalı boşluk ve sarkmalar x50 büyütme *(mavi işaretmeler yapı içi kapalı boşlukları ve beya işaretmeler sarkmaları işaretlemek için kullanılmıştır.)*



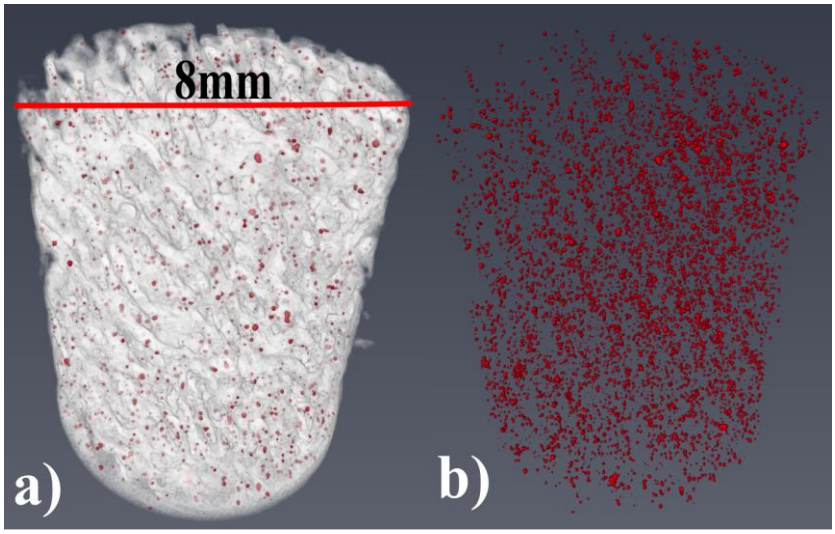
Şekil 4.7. Dağlama *(20 ml HF + 20 gr Oxalic + 98 ml su)* sonrası mikroyapı bileşenleri x200 büyütme ve b) lteratürde yer alan benzer ısıl işlem sonrası mikroyapı [184]



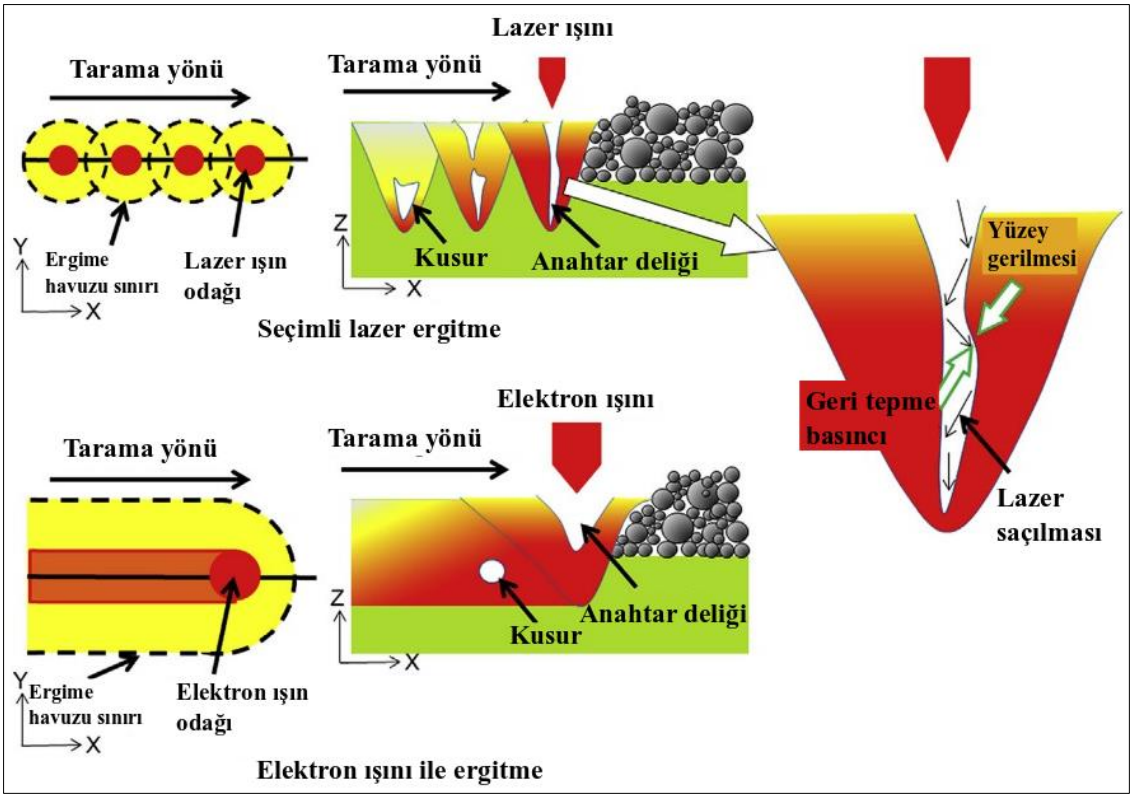
Şekil 4.8. PNM yardımıyla üretim geometrisinde modellenen üç boyutlu kapalı boşluk dağılımı: a) vertebra 1:1, b) vertebra 1:1,25, c) femur 1:1, d) femur 1:1,25 ve e) femur 1:1,50 ölçek için (Kırmızı renk kapalı boşlukları temsil etmektedir.)



Şekil 4.9. Kapalı gözeneklerin üretilen numunelerdeki eşdeğer çap dağılımı



Şekil 4.10. Vertebra 1:1 ölçekte SLE ile yapılan üretimde tespit edilen kapalı gözenekler; a) yapıda gözenek dağılımı ve b) gözeneklerin üç boyutlu görünümleri



Şekil 4.11. Küresel ve v şekline sahip gözenek oluşumunun şematik olarak gösterimi [188]

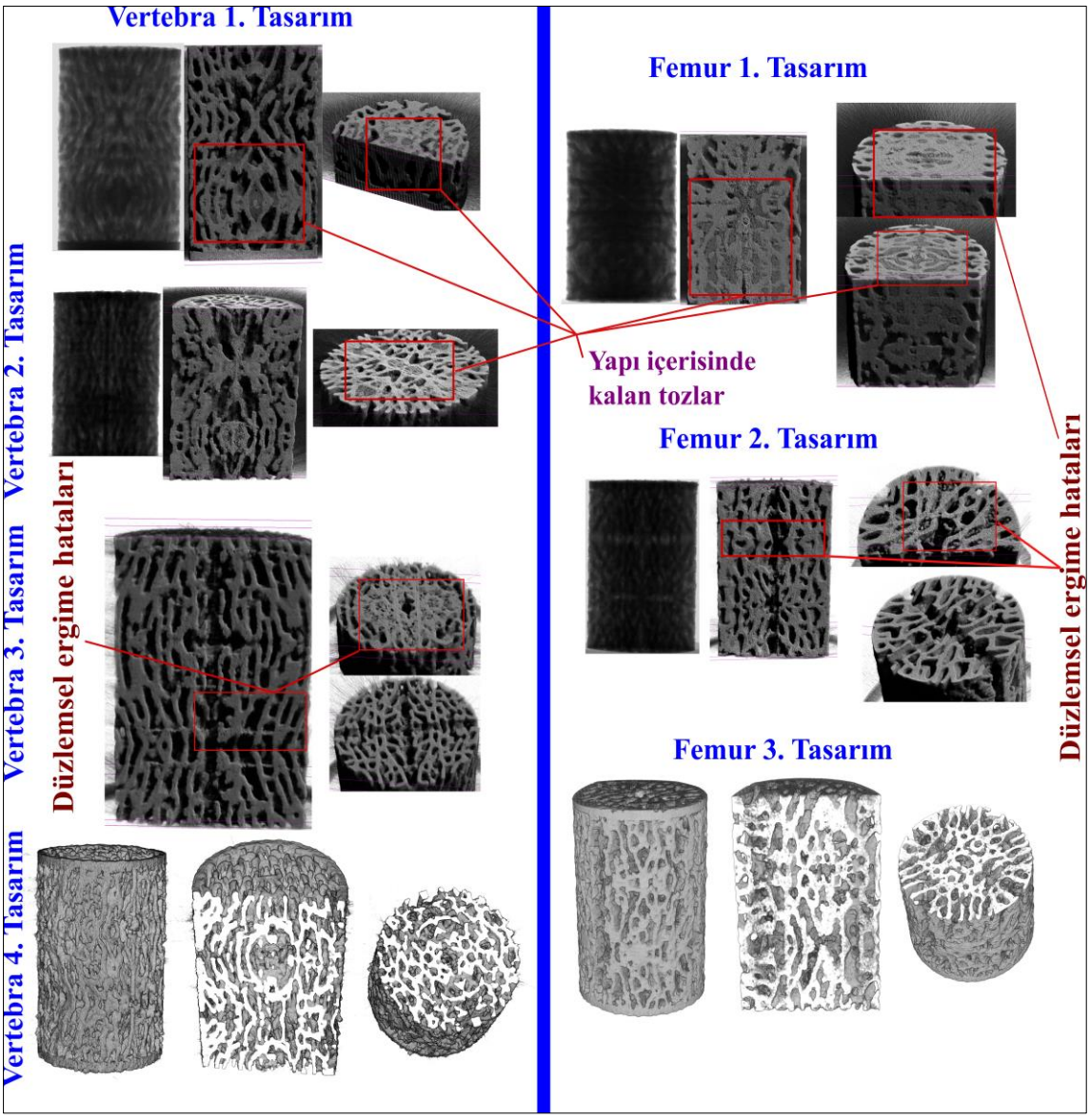
SLE ile üretilen trabeküler metal yapının kemiği temsil kabiliyetinin belirlenmesi ve kapalı boşlukların belirlenmesi çalışmaları sonrası bulgular göz önüne alınarak deney numune tasarımına geçilmiştir. Deney numunesi tasarımında biyouyumluluk gereksinimleri içerisinde en önemli gereksinim yapı içerisinden toz tahliyesine imkân veren tasarımların

yapılması olup yapılan beş farklı 1:1 ölçekli ön deney numunesi üretiminde yapı içerisinde toz kalıntıları oluştuğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.12).

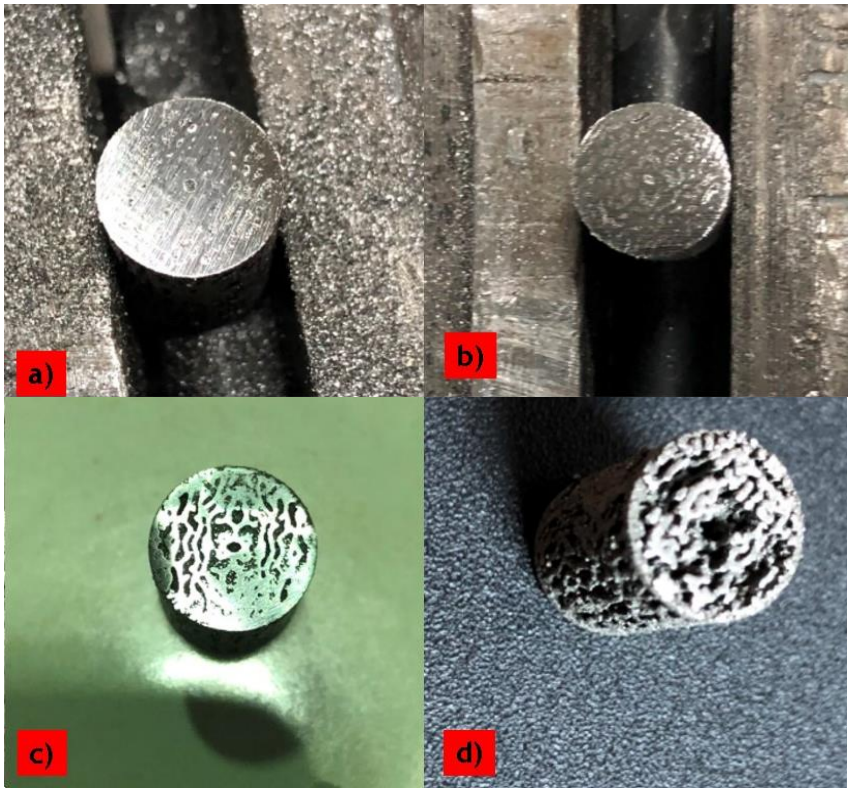
Vertebra 1:1 ölçek için yapılan ilk üretime ait tomografi görüntülerinde yapı içerisinde kalıntı tozlar tespit edilmiştir (Şekil 4.12). Vertebra trabeküler yapısından üretimi yapılan 2. ön tasarımın üretimi sonucunda deney numuneleri içerisine toz tahliye kanalları yerleştirilmesinin uygun olacağı düşünülerek 400 µm çapa sahip silindirik boşaltmalar femur 1. ön tasarıma da eklenerek her iki yapının üretimi yapılmıştır. Üretimi yapılan 1. ön tasarım femur numuneye ait Mikro-CT resimlerinde yapı içerisinde aşırı miktarda toz kaldığı tespit edilmiştir. Kalıntı tozun sebebi olarak yetersiz tahliye kanalı boyutu ve üst üste binen üçgen ağ yapıların giderilmesi sırasında yapı içerisinde oluşan STL dosya hataları görülmüştür. Elde edilen bulgular ve üretilebilirlik çalışması sonuçları göz önüne alınarak tahliye kanallarının çapları 1 mm'ye *(kemik büyümesine uygun olarak)* çıkarılmıştır. Boyutu artan toz tahliye kanalları ile toz kilitlenmelerinin azaltılarak toz tahliyesine imkân verilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca daha küçük ve daha düzensiz gözenek boyutlarına sahip femur numunelerinde dış yüzeye ve iç yüzeye ek tahliye kanalları açılarak vertebra 3. ön üretim geometrisi ve femur 2. ön üretim geometrisi tasarımı tamamlanmıştır. Yapılan üretim sonucu femur ve vertebra deney numunelerinde toz tahliyesinin başarılı olarak sağlandığı fakat femur 1. ön tasarımın üretiminde görülen düzlemsel hatanın 3. ön tasarım vertebra numunede daha tozun tahliyesiyle daha belirgin şekilde oluştuğu fakat femur 2. ön tasarım dâhil olmak üzere toz tahliyesinin başarı olduğu gözlemlenmiştir.

Femur bölgesinden elde edilen numunelerin 1:1,1 ve 1:1,2 ölçekli modellerinden yapılan üretimlerde yüzeyden 5 mm derinliğe kadar katman ergitme hataları tarama öncesi tesviye sırasında tespit edilerek (Şekil 4.13 a), b) ve c)) model tasarımının geliştirilmesi gerektiği öngörülmüştür. Yapılan geliştirmede yapı modelinde %0,3 maksimum geometrik hata olacak şekilde *(yüzeysel detaylar azaltılarak)* yeniden ağ yapı örülerek *(STL için yeniden mesh oluşumu)* yüzeydeki ince ağ yapılar kabalaştırılmış ve model geometrisi veri boyutu büyüklüğü %75 azaltılarak geliştirilen femur 3. tasarım ile üretim yapılmıştır. Oluşan yeni 3. femur tasarımında farklı ölçekli modeller ile birlikte femur numunelerinde yapılan tarama sonrası toz kalma probleminin her ölçek için ortadan kalktığı tespit edilmiştir. Vertebra bölgesinden elde edilen 1:1.1 ve 1:1.2 ölçekli numunelerde kesimi yapılan alt destek yapı bölgesinin üst yüzeyle paralelliğini sağlama adına yapılan tesviye işlemi sırasında yapı kollarının kesim yapılan alt yüzeyde kırıldığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.13 d)). Yapılan

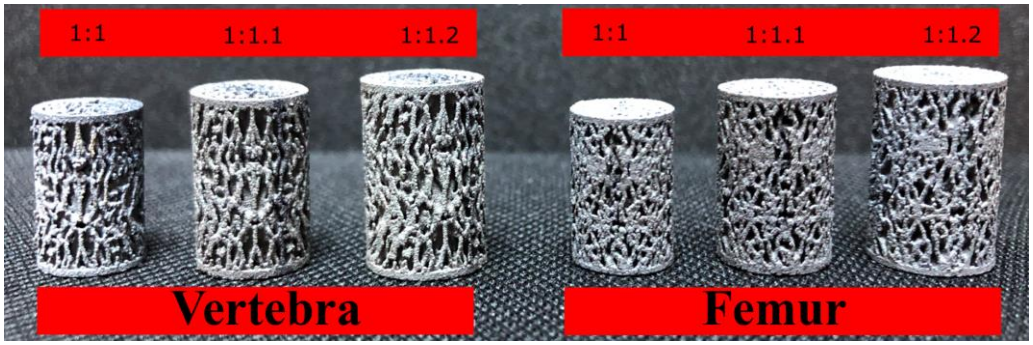
incelemelerde vertebra kollarının üretime paralel yönde uzadığı ve yanal trabeküler yönlenme ile desteklenme yetersizliği sebebiyle tesviye düzlemine paralel kuvvetlerde dayanımının az olması sebebiyle kırıldığı sonucuna varılmıştır. Bu amaçla deney numunesi geometrisi yeniden modellenerek vertebraya ait 4. ön tasarım tamamlanarak üretilmiştir. Yapılan Mikro-CT tarama sonucunda vertebra 4. ön tasarıma ait tüm ölçekli modellerde toz kalıntılarının oluşmadığı görülmüş ve tesviye işlemi sonrası trabeküler kollarda kırılma gözlenmemiştir. Toz tahliye kusurundan arındırılan farklı ölçekli femur ve vertebra trabeküler geometrisine sahip geometriler SLE ile üretilerek (Şekil 4.14) ısıl işleme tabi tutulmuş ve dayanımların belirlenmesi için deneylere hazır hale getirilmiştir.



Şekil 4.12. Femur ve vertebra trabeküler geometrilerinden deney numunesi tasarım sürecinde yapı gözlenen yapı kusurlarının gösterimi



Şekil 4.13. Üretimde karşılaşılan zorluklar; a) Femur 1:1.2 ölçekli numunede kesim yüzeyinden 2 mm içerde katman ergitme hatası, b) femur 1:1.2 ölçekli numunede kesim yüzeyinden 4 mm içerde katman ergitme hatası, c) femur 1:1.1 ölçekli numunede kesim yüzeyinden 2 mm içerde katman ergitme hatasının sonu ve ultrasonik temizleme sonrası durumu, d) vertebra 1:1.1 ölçekli numunede üretim sonrası yüzey tesviye işleminde kırılan trabeküler kollar



Şekil 4.14. Trabeküler yapıya sahip farklı ölçekte üretilen deney numuneleri

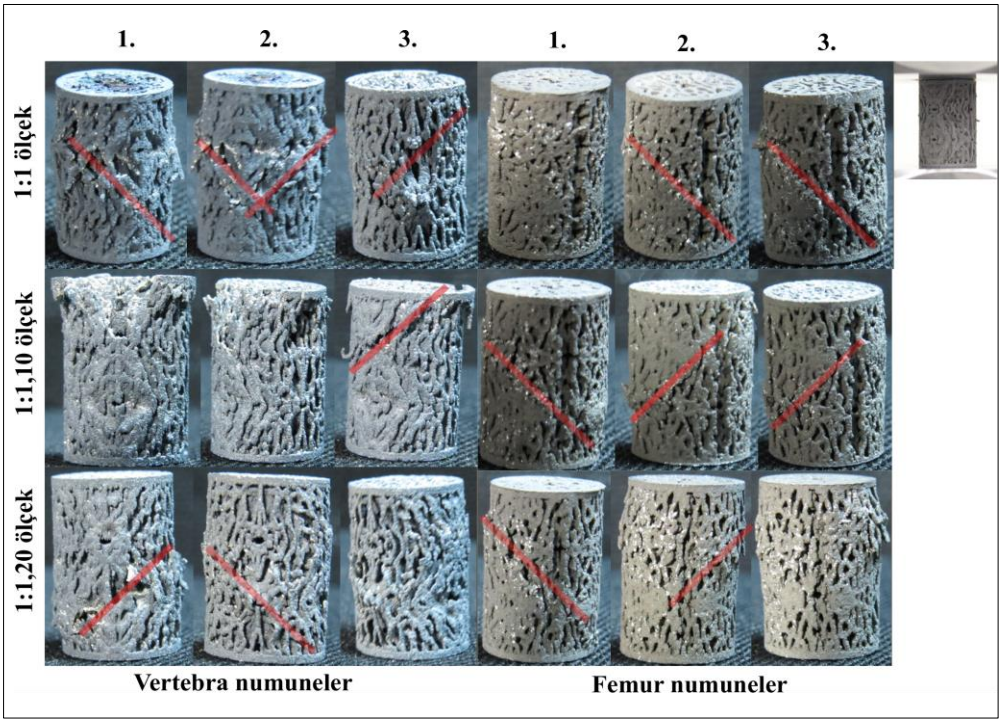
Üretilen deney numunelerinin Mikro-CT taranarak üç boyutlu modelleri oluşturulmuş ve oluşturulan modeller üzerinde yapılan gözeneklilik ölçümünde 1:1, 1:1,1 ve 1:1,2 ölçekler için femur numunelerinin sırasıyla **%40,6, %41,9 ve %42,17** ve vertebra numunelerinin sırasıyla **%54,7, %55,8 ve %57,6** değerlerine sahip olduğu hesaplanmıştır. Vertebra

numunelerinin ölçeğe bağlı olarak yaklaşık %14 daha fazla gözenekli olduğu tespit edilmiştir. Femur trabeküler geometrisinin gözenek boyutunun düşük olması üretimle birlikte gözneklilik oranında daha düşüşe neden olmuştur.

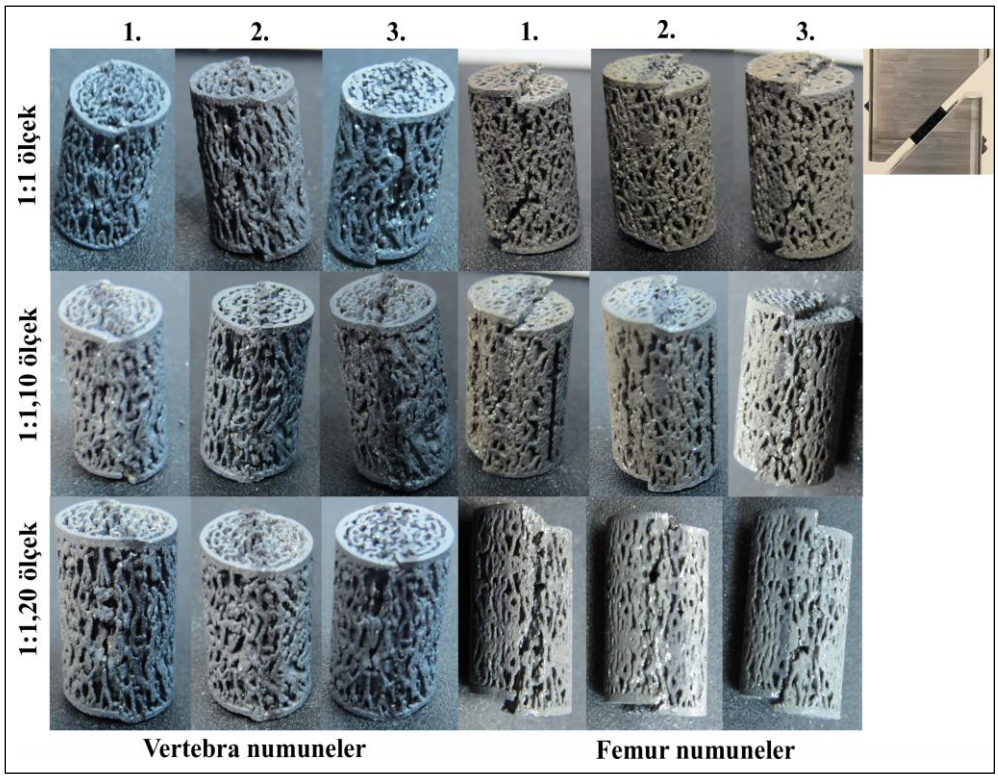
4.2. Mekanik Dayanımlar

Vertebra ve femur trabeküler yapısından hazırlanan farklı ölçeklere sahip numunelere uygulanan basma ve basma-kayma deneyleri sonucunda oluşan hasar görünümleri Şekil 4.15 ve Şekil 4.16'de yer almaktadır. Her bir ölçekteki deney takımı için üç adet numune kullanılmış olup numune takımlarının basma ve basma-kayma deneyleri sonucu elde edilen gerilme-gerinim ve kuvvet-yer değişimi eğrileri ise Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'de yer almaktadır. Basma deneyleri sonucu oluşan hasarın araştırılmasında Şekil 4.15'de yer alan numune görünümleri incelenmiş olup 45°'lik açıya sahip hasar düzlemi oluştuğu tespit edilmiştir. Basma-kayma deneyleri sonucunda oluşan hasarda ise işaretlenen kayma gerilmesi düzlemine yaklaşık paralel (Şekil 4.16) hasar oluştuğu gözlenmiştir.

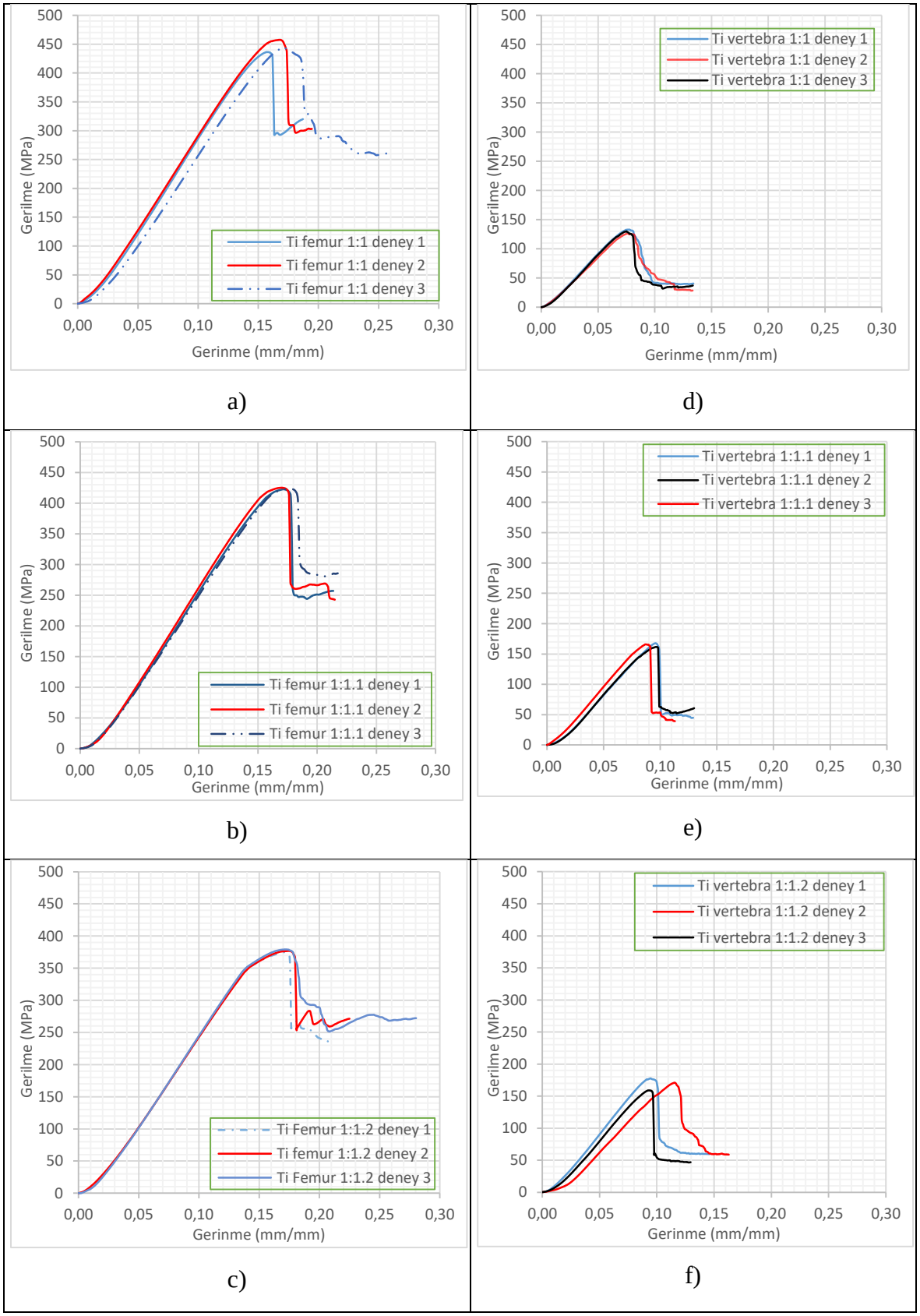
Trabeküler yapının dayanımında ölçek artışı ile yapı elastisite modülü ve elastik dayanımında önemli bir değişiklik olmadığı fakat basma ve basma-kayma kuvvet dayanımlarının ölçek artışı ile artan kol kalınları sebebiyle arttığı gözlenmiştir (Şekil 4.19). Basma gerilmelerine bakıldığında kalınlaşma miktarının azalmasıyla femur trabeküler yapısından yapılan üretimlerde basma gerilmesi dayanımlarının ölçek artışı ile birlikte düştüğü ve artan gözeneklilik oranına basknı olduğu tespit edilmiştir. Vertebra numunelerinde ise kalınlaşma değişiminin gözeneklilik oranının artışına baskın olduğu ve yapı gerilme dayanımlarının arttığı tespit edilmiştir. Femurdan elde edilen numunelerin basma elastisite modül değerlerine bakıldığında *(Hacim dolu düşünülmüş ve görünür olarak hesaplama yapılmıştır.)* 2,76 ile 3,18 GPa arasında değiştiği görülürken vertebradan elde edilen numunelerin basma modül değerlerinin 2,03 ± 0,02 GPa olduğu ve elastisite modülünün azalarak kemiğe *(trabeküler kemik için 0,02 – 2 GPa)* yaklaştığı gerilme kalkanı etkisinin azaltılması amacına ulaşıldığı görülmüştür. Basma-kayma elastik dayanımlarına bakıldığında femur numunelerinin 10466 ile 11831 N/mm (Çizelge 4.5) arasında değişen değerlere sahip olmasına karşın vertebra numunelerinin 3374 ile 6560 N/mm (Çizelge 4.5) arasında değişen elastik dayanıma sahip olduğu hesaplanmıştır. Ölçek artışı ile görülen elastik dayanıma sebep olan kayma düzleminde yer alan kol kalınlıklarının ölçek artışı ile artmasından kaynaklandığı sonucuna varılmıştır.



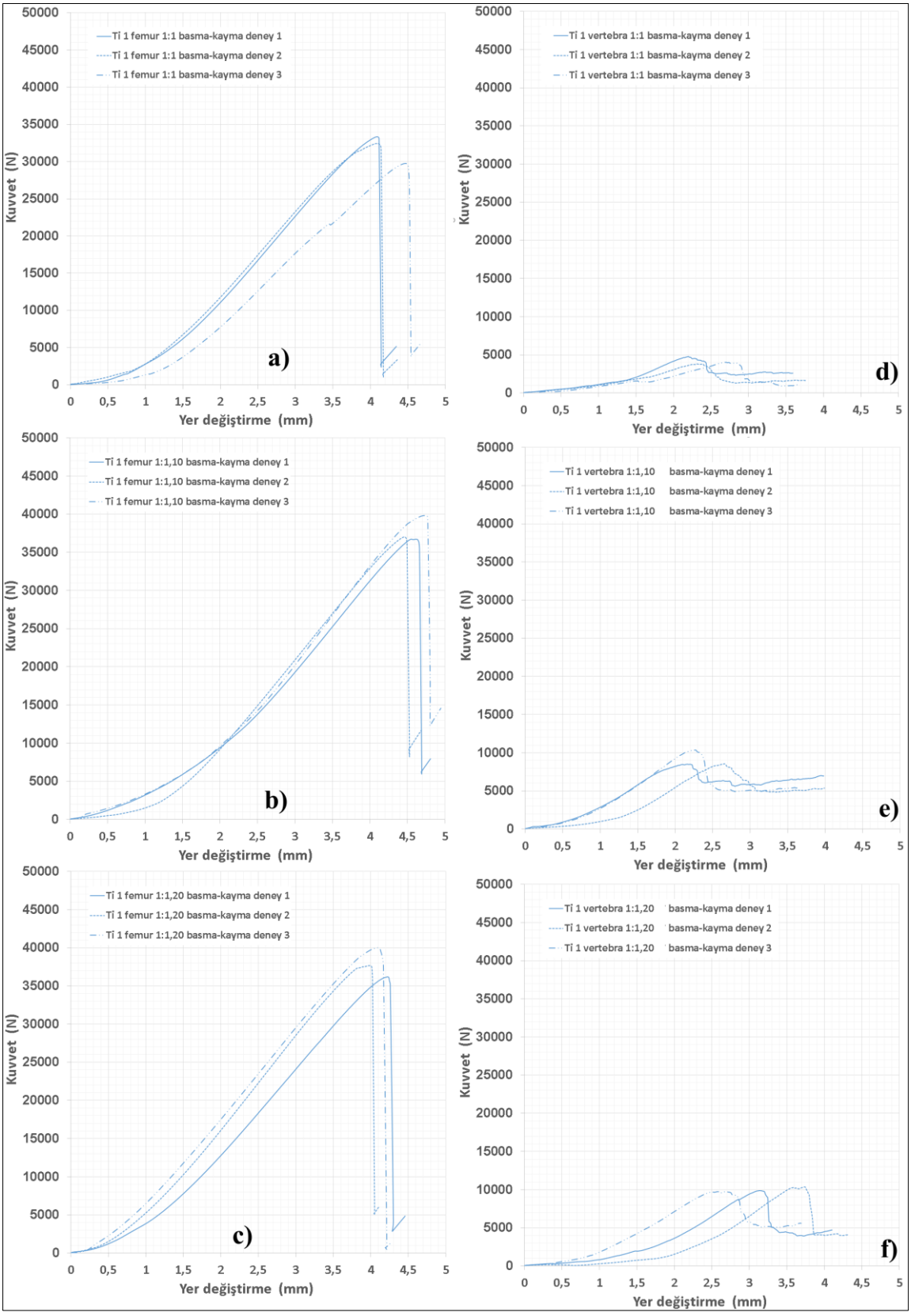
Şekil 4.15. Basma deneyleri sonrasında numunelerde oluşan hasar görünümleri (kırmızı işaretlemeler hasar oluşan 45° kayma bantlarını temsil etmektedir.)



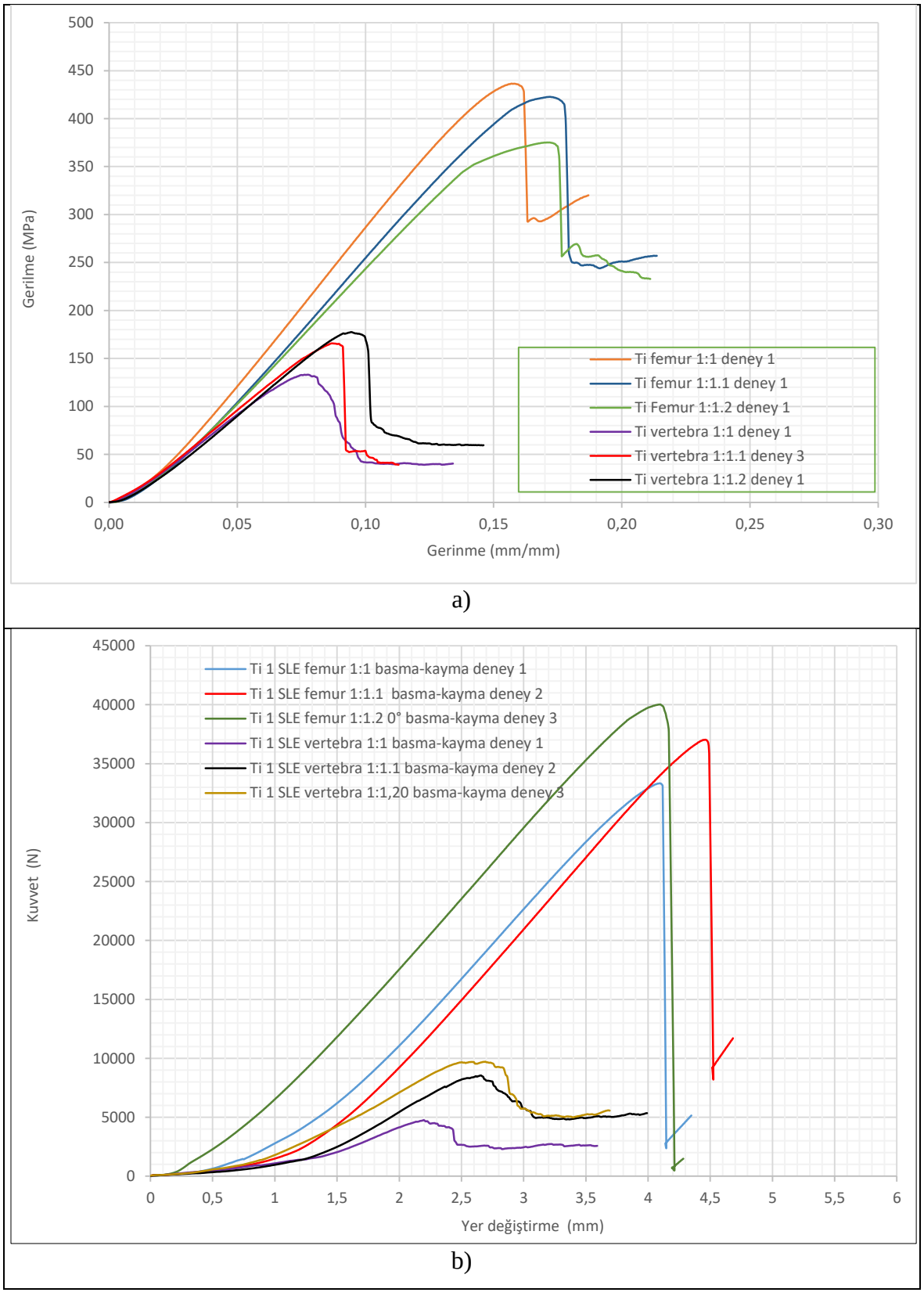
Şekil 4.16. Basma-kayma deneyleri sonrasında numunelerde oluşan hasar görünümleri



Şekil 4.17. Trabeküler yapıya uygulanan basma deneyleri sonucu elde edilen gerilme - gerinim değerleri: a) femur1:1, b) femur 1:1,10, c) femur 1:1,20, d) vertebra 1:1, e) vertebra 1:1,10 ve f) vertebra 1:1,20



Şekil 4.18. Trabeküler yapıya uygulanan basma-kayma deneyleri sonucu elde edilen kuvvet-yerdeğişimi değerleri: a) femur1:1, b) femur 1:1,10, c) femur 1:1,20, d) vertebra 1:1, e) vertebra 1:1,10 ve f) vertebra 1:1,20 ölçek için



Şekil 4.19. Farklı ölçek ve trabeküler yapıya sahip numuneleri temsil eden deney sonuçlarının karşılaştırılması: a) basma ve b) basma-kayma için

Gözenekli yapıların basma ve basma kayma dayanımlarının belirlenmesi sonucu elde edilen her iki deneyin akma kuvvetlerine bakıldığında 100kg'lık bir kişinin femur bölgesine ağırlık taşımadan en yüksek yük bindirdiği yavaş koşu sırasındaki 3,6 katlık artış (yaklaşık 3600N) kuvvetine (Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5) dayandığı görülmüştür [95]. 60 kilo bir kişinin 10 kiloluk yükü kaldırması örneğinde [96] hesaplanan kas kuvvetine dayanım ihtiyacının ise yaklaşık iki katı kadar kuvvet dayanımının her iki trabeküler yapının dayanım sınırları içerisinde olduğu görülmüştür (Çizelge 4.4 ve Çizelge 4.5). Ayrıca basma ve basma-kayma dayanımına ilişkin kuvvetler incelendiğinde elde edilen trabeküler yapıların basma-kuvvetine oranının femurdan üretimi yapılan 1:1 ölçekli yapıda %85 ve diğer ölçeklerde yaklaşık eşit değere sahip olduğu hesaplanmıştır. Vertebradan üretimi yapılan yapıda ise bu oranın 1:1 ölçek için %50 ve diğer ölçeklerde %75 olduğu görülmüştür.

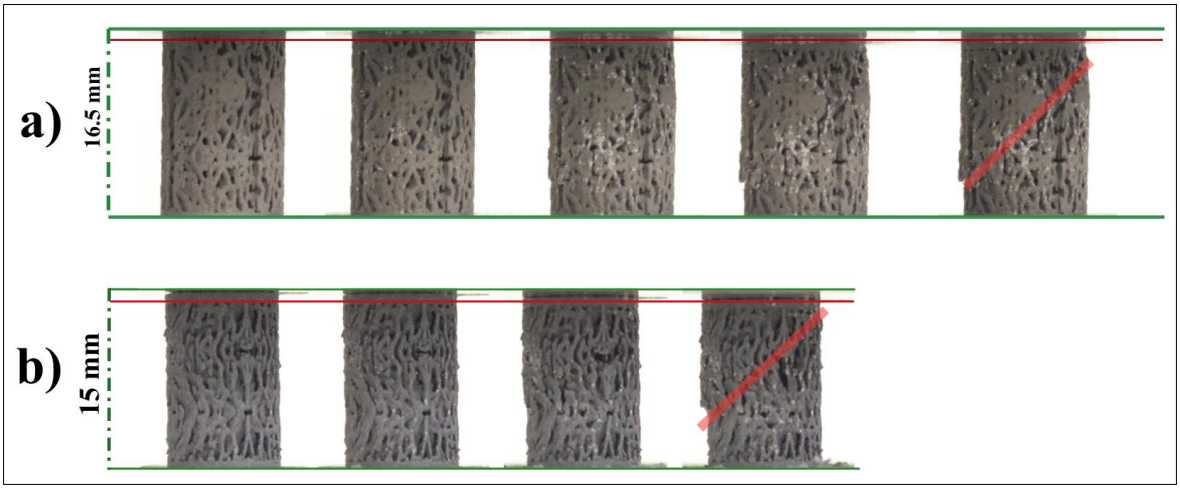
Çizelge 4.4. Basma deneyleri sonucu elde edilen mekanik dayanımlar [180]

Özellik	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)	25000 ± 378	28223 ± 432	29509 ± 579	7200 ± 400	9507 ± 1287	11656 ± 2980
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
Basma Gerilmesi (MPa)	455±11	424±1	377±2	130±3	165±3	169±9
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 4.5. Basma-kayma deneyleri sonucu elde edilen mekanik dayanımlar [180]

Özellik	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
Maksimum kuvvet (N)	31849 ± 1870	37863 ± 1723	37961 ± 1928	4199 ± 488	9129 ± 1070	9964 ± 319
Elastik dayanım (N/mm)	10466 ± 992	11560 ± 556	11831 ± 445	3374 ± 808	6560 ± 403	6367 ± 521

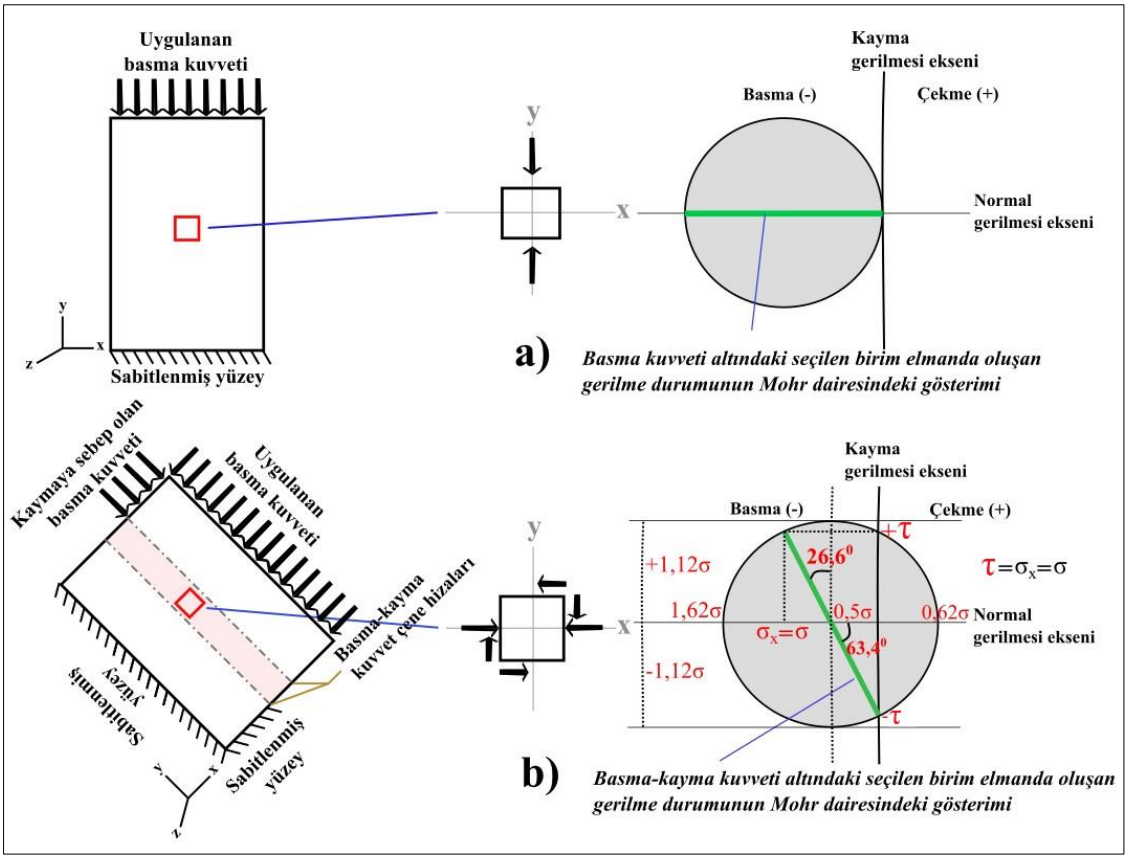
Deney numunelerinde oluşan deformasyonun incelenmesine deney sırasında elde edilen görünümlerin incelenmesi ile başlanmış olup deformasyon oluşumunu gösterimi Şekil 4.20'de yer almaktadır. Numunede deformasyonun 45° açıya sahip düzlemde oluştuğu tespit edilmiştir. Deformasyon düzleminde yer alan kollarda eğilmeler sonrası yapının hasar oluşumunun hızlandığı sonucuna varılmıştır. Hasar oluşumunun nedenlerini araştırmaya yönelik araştırmalarda yapılan testler sırasında yapıya gelen yüklemeler sonucu oluşan gerilmelerin etkilerini görmek amacıyla basma ve basma kayma deneyleri için uygulanan kuvvetler sebebiyle seçilen birim eleman üzerinde oluşan gerilme dağılımının incelenmesi amacıyla Mohr daireleri çizilmiştir (Şekil 4.21). Yapılan basma deneyi için Mohr dairesinde birim elemanın gerilmelerinin normal gerilme düzleminde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.21 a)). Basma-kayma deneyinde ise kayma düzleminde seçilen birim elemanın Y ekseninden gelen kuvvet sebebiyle kaymaya zorlandığı ve X eksenindeki kuvvet sebebiyle yanal yüzeyde basıya maruz kaldığı görülmüştür. 45° basma-kayma deneyi yapılırken basma kolunda yer alan mafsal yardımıyla kaymaya sebep olan Y eksenindeki kuvvet ile X ekseninden basmaya sebep olan kuvvetin eşit olduğu kabul edilmiştir. Kayma düzleminde seçilen birim elmanın bu kesit alanında eşit kuvvetler sebebiyle kayma ve normal gerilemelerinin eşit olduğu sonucuna varılmış olup Mohr dairesi üzerindeki gösterimi Şekil 4.21 b)'de yer almaktadır.



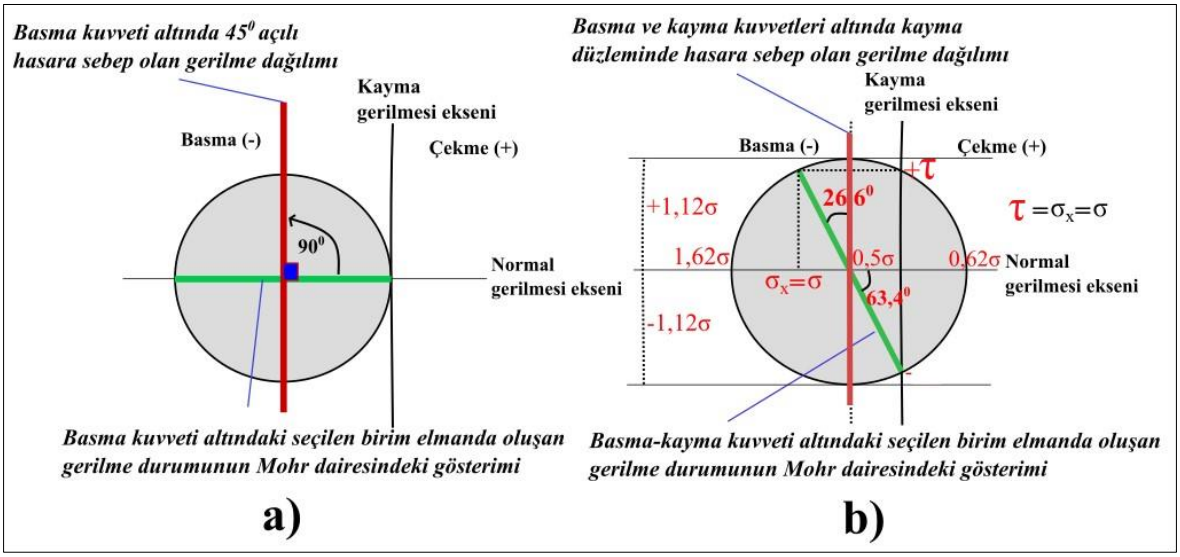
Şekil 4.20. Basma deneyi sırasında deformasyon oluşumu; a) Femur 1:1,1 ölçek ve b) vertebra 1:1 ölçeğe sahip numune için deney sırasında elde edilen görünümler

Hasar oluşumunun basma numunelerinde 45° dereceye sahip düzlem üzerinde olduğu hatırlanırsa Mohr çemberinde hasar oluşumuna sebep olan gerilme halinin belirlenmesi, elde edilen gerilme ekseninin hasarın açısının iki katı kadar döndürülmesi (90°) ile mümkün

olmaktadır. Hasar açısına bağlı olarak deformasyon ekseninin hasar düzlemindeki konumu Şekil 4.22 a)'da yer almakta olup oluşan hasarın kayma gerilmesinden kaynaklandığı tespit edilmiştir. Oluşan kayma gerilmesi düzlem şeklinde hasara sebep olup düzlemde yer alan yapı kolları tespit edildiği üzere (Şekil 4.20) ilk önce eğilme ile deforme olmuş ve kayma gerilmesinin aşılmasıyla hasar oluşmuştur. Yapılan literatür araştırmalarında SLM ile üretilen kafes yapılarda basma deneyinde oluşan 45°'lik hasar düzlemi kayma bandı olarak tanımlanmış olup bu yapılar deformasyon mekanizmasına göre kafes unsurlarında görülen eğilme sebebiyle eğilme baskın olarak sınıflandırılmıştır [131, 143, 190–192]. Yapılan çalışma ile literatür sonuçlarının tutarlı olduğu görülmüştür. Ayrıca gerilme-gerinim eğrileri (Şekil 4.17) incelendiğinde yapıdaki kopma gerinimlerinin %5'ten büyük olduğu ve yapının sünek davranış gösterdiği sonucuna varılmıştır [193, 194]. Basma-kayma deneyi sonucunda yapının hasar düzleminin kayma düzlemine yakın olduğu görülmüştür. Mohr çemberi üzerinde yapılan hasara ilişkin gerilme durumunda (Şekil 4.22 b)) hasara sebep olan gerilmenin kayma gerilmesinden kaynaklandığı fakat 13,3° derecelik hasar açısının gözenekli yapı sebebiyle numunede tam olarak tespit edilemediği sonucuna varılmıştır.



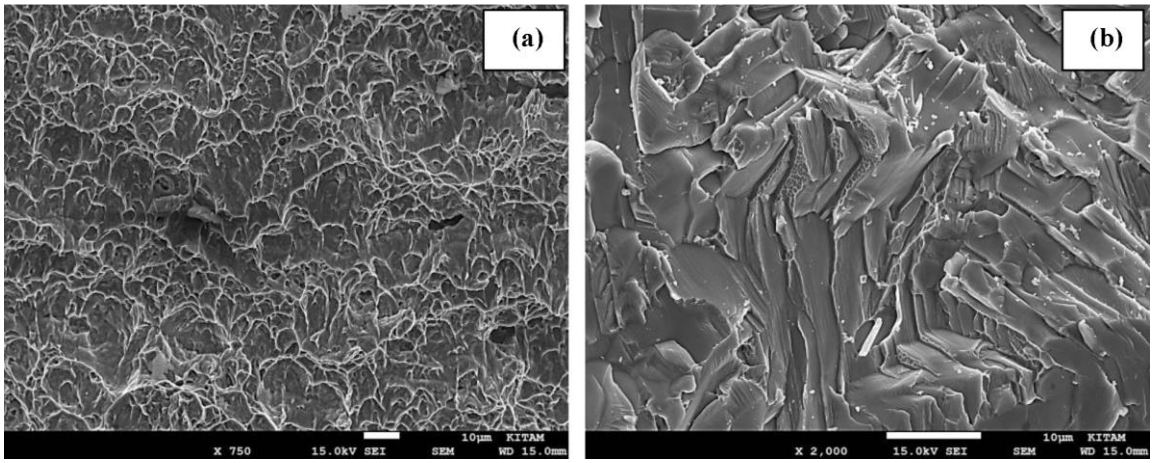
Şekil 4.21. Basma ve basma-kayma kuvvetine zorlanan yapıda seçilen birim elaman üzerinde oluşan gerilmelerin Mohr dairesindeki durumunun gösterimi



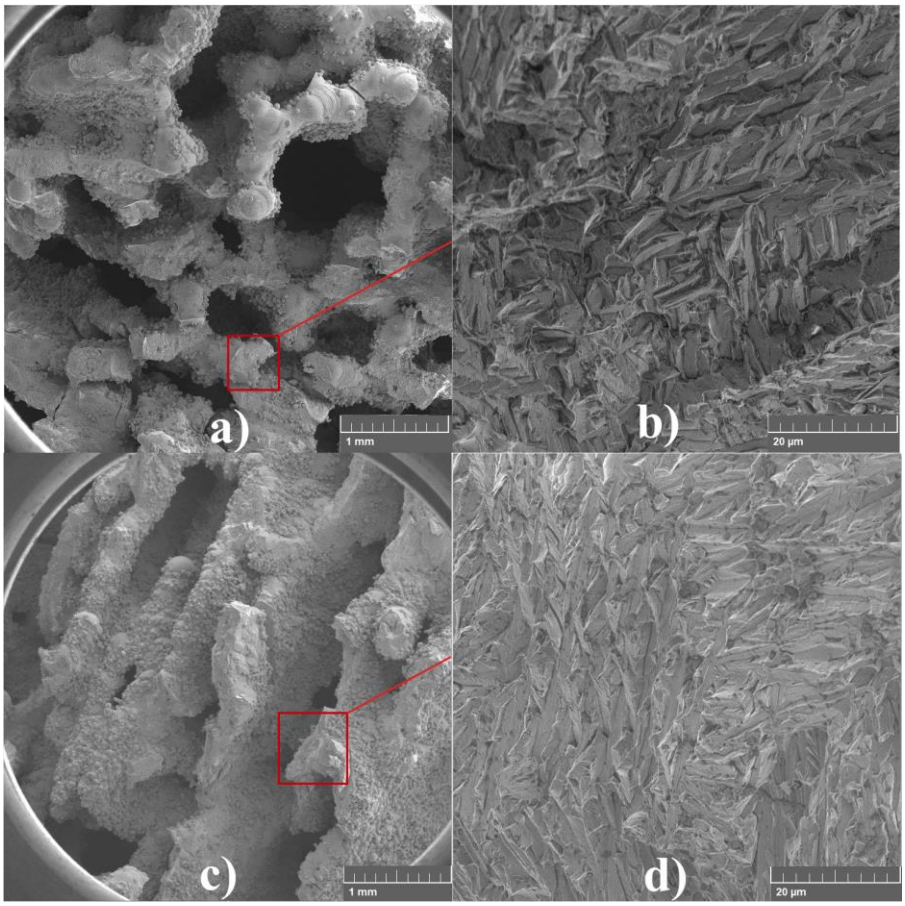
Şekil 4.22. Hasara açılarına bağlı olarak Mohr dairesi üzerindeki gerilme analizinin gösterimi; a) Basma deneyi ve b) basma-kayma deneyi için

Üretimi yapılan geometrilerin basma ve basma-kayma deneyleri sonucunda hasara sebep olan gerilmelerin belirlenmesi sonrası trabeküler kolların kırılma yüzeyleri incelenmiştir. Literatürde yer alan Ti6Al4V alaşımının kırılma yüzeyine ait sünek ve gevrek kırılmasına ait örnek SEM görüntüsü Şekil 4.23'te yer almaktadır [195]. Malzemelerin sünek kırılmalarına bakıldığında kırılma yüzeyinin plastik deformasyondan kaynaklı lifli görünümde olduğu ve gevrek kırılma yüzeyinde ise ani kırılma sebebiyle hasara uğrayan yapıda tanelerin veya tane içi kırılmanın belirgin ve lifsiz olduğu bilinmektedir [196, 197]. Richard tarafından yapılan çalışmada ise çatlak ilerlemesinde kırılma enerjisinin etkin olduğu ve α taneciklerinin kırılma enerjisinin dâhil olduğu alfa kolonisinden yüksek olması durumunda çatlağın α tanelerinin etrafından, tersi durumda çatlağın α tanecikleri içerisinden ilerleyeceği belirtilmiştir [198]. Yapıdaki tanelerin düz yüzeye sahip olması tane içi kırılmayı tanımlamaktadır [199]. Yapılan deneyler sonucunda yapıdaki kırılma bölgelerinden alınan SEM görüntüleri Şekil 4.24'de yer almaktadır. Elde edilen SEM görüntüsüyle karşılaştırma yapıldığında basma ve basma-kayma sonucu yapı kollarında literatürde görülen yüzey görünümünün [195, 200] tane içi klivaj kırılmayla uyumlu olduğu görülmüştür. Oluşan hasar görünümleri incelendiğinde trabeküler kollarda görülen hasar yüzeyinin lifsiz olması sebebiyle gevrek kırılmadan kaynaklandığı tespit edilmiştir. Gevrek kırılma tipi olan tane içi klivaj kırılmanın, kırılma enerjisi yüksek olması sebebiyle α taneleri içeresinden gerçekleştiği sonucuna varılmıştır. Elde edilen SEM görüntüsüyle karşılaştırma

yapıldığında basma ve basma-kayma sonucu yapı kollarında görülen kırılmaların yüzey görünümlerinin aynı olduğu görülmüştür.



Şekil 4.23. Ti6Al4V alaşımına ait kırılma yüzeyi görünümü; a) Sünek ve b) gevrek [195]



Şekil 4.24. Basma ve basma-kayma deneyleri sonrası Ti6Al4V ELI numunelerin kırılma yüzeylerinin mikro görünümleri; a) basma x50 büyütme, b) basma x3000 büyütme, c) basma-kayma x50 büyütme ve d) basma-kayma x3000 büyütme

4.3. Sonlu Elemanlar Analizi

Trabeküler yapının analizi için homojenleştirme ve çubuk elemanlar ile sonlu elemanlar analizi metotları, karmaşık geometri ve heterojen yapının beraberinde getirdiği matematiksel modelleme zorluğu, birleşim noktalarındaki analiz sonuçlarının düşük doğruluğa sahip olması ve yapının çubuk elemanlar ile modellenemeyecek yüzey formlarına sahip olması sebebiyle tercih edilmemiştir. Üç boyutlu geometri ile yapının sonlu elemanlar analizinde ağ yapı kalitesinin düşük olacağı, çözüm sürelerinin uzun olacağı ve tarama ile gelen dosya tipinin uyumluluğunun düşük olacağı öngörülmüştür. Bu dezavantajlarının yanı sıra yapı geometrisinin üretildiği geometri ile analiz edilmesinin deneysel sonuçlar ile geliştirilebilmesi ve doğrulanabilmesi adına yapılacak çalışmalar ile tutarlı sonuçlara ulaştırabileceği en büyük avantaj olarak belirlenmiştir. Bu amaçla deneysel veriler ile analizde kullanılan modelin bağını kuvvetlendirmek için doğrulama çalışmalarının artırılmasıyla desteklenmiştir.

4.3.1. Model değişkenlerinin belirlenmesi ve geliştirilmesi

Sonlu elemanlar analizi için model oluşturmada kullanılan malzemeye ait fiziksel değerler, toz üreticisinin SLE cihazı için belirlediği üretim parametreleri ile üretim sonrasında dolu malzemenin dayanımı için belirlediği değerler ve literatürde yer alan dayanım değerleri esas alınarak seçilmiştir. Başlangıç analiz değişkenlerinde ise Ti6Al4V ELI malzeme için elastisite modülü 110 GPa, poisson oranı 0,33, akma gerilmesi 970 MPa ve maksimum basma gerilmesi 1080 MPa olarak belirlenmiştir. Belirlenen malzeme özellikleri yapıda yer alan katı bölgeler için olup yapı içi kapalı boşluk hataları ağ yapı çarpıklığını *(ing. mesh skewness)* artırmak suretiyle analiz sapma miktarını artıracağından ihmal edilmiştir. Ayrıca SLE ile yapılan üretimin izotropik olduğu da kabuller arasında yer almıştır.

Mikro-CT tarama ile doğal kemiğe ait trabeküler yapıdaki üretim için elde edilen modellerin analiz programı ile uyumlu olması adına IGES, STEP ve nokta kümesi türlerindeki dosya uzantılarına sahip model dosyası oluşturulmaya çalışılmıştır. Tarama ile oluşturulan geometrinin karmaşıklığı sebebiyle analiz için kullanılmasında dosya uzantılarından sadece IGES formatı oluşturulabilmiştir. Oluşturulan IGES formatındaki dosya boyutu yaklaşık 1,3 GB olup ANSYS, Abaqus ve Patran programlarında sonlu elemanlar analizi için kullanılmaya çalışılmıştır. Fakat elde edilen IGES CAD dosyasının karmaşık geometriye ve

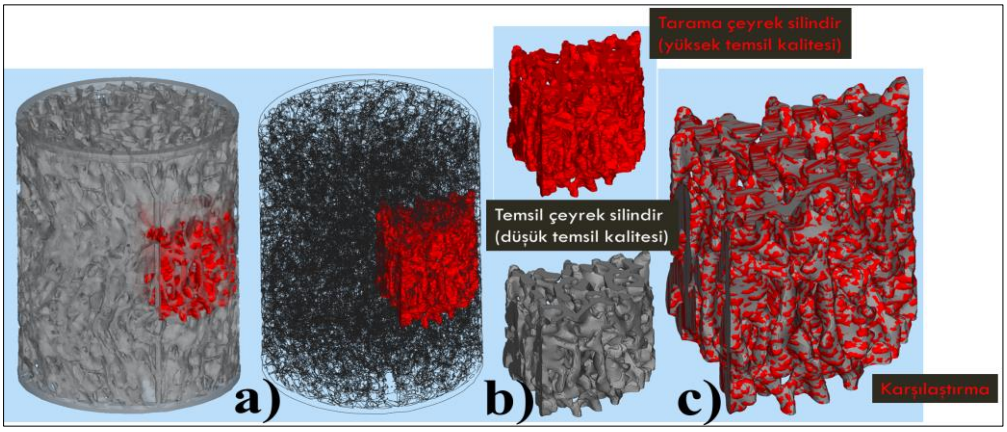
özellikle yüksek boyuta sahip olması sebebiyle çözüm için ağ yapı oluşturma aşamasına geçilememiştir. Analiz programlarına genel uyumu için oluşturulması denenen dosya formatlarındaki başarısızlık sebebiyle tarama verilerinden elde edilen dosya tipleri için en uyumlu dosya formatı olan STL'in kullanılması denenmiştir. STL dosya formatı eklemeli imalat için kullanılan ana dosya formatı olup analiz için kullanımında yapılan çalışmada ilk tercih olarak kullanılmamasının sebebi hacimsel doluluk içermeyip sadece yüzey geometrisine ilişkin geometrik değişkenlerin bünyesinde tanımlanmış olmasıdır. İkinci sebep ise yapı geometrisinde STL hatalarının (üç gen ağ yapı oluşumunda delik, ağ yapı elemanlarının üst üste binmesi vb.) giderme işleminin gerekli olması ve tarama geometrileri gibi karmaşık yapılarda bu işlemin zor oluşudur.

ANSYS programının 2018 yılından sonraki sürümlerinde Space Claim CAD arayüzü ile çalışan Workbench birimi STL dosya formatı ile tanımlanan yüzey geometrisinin içerisini dolu hacim olarak tanımlamaya başlamış olup STL dosyasının analizinde hacim içi ağ yapı oluşturmayı mümkün kılmıştır. STL dosya formatı yüzey temsil kabiliyetine göre farklı boyutlarda oluşturulabilmekte olup çalışmamızda tarama verilerinden oluşan modellerin dosya boyutlarının 2,5 GB'a kadar ulaştığı görülmüştür. Yüksek dosya boyutuna sahip STL formatındaki geometrik model, yüzey detaylarının azaltılması ile yeniden oluşturularak 18 – 100 MB arası dosya boyutuna yaklaşık %3 genel hacim hata oranıyla *(çoğunlukla yüzeysel ayrıntıların azaltılması ile)* düşürülebilmiştir. ANSYS programında STL dosyası kullanılarak analiz yapılabilmesi için dosya boyutunun üst sınırı için yapılan denemelerde kullanılan bilgisayarın kabiliyetleri dâhilinde *(Xeon W-2155 işlemci 20 çekirdek, 64GB 2666 MHz ram ve NVMe SSD harddisk)* 55 MB'a kadar dosya boyutunun yapı geometrisinin analizi için kullanılabildiği görülmüştür. Vertebra 1:1 ölçek için ön analiz denemelerinde numuneye ait taramadan elde edilen model ile yüzey kalitesinin azaltılarak analiz için kullanılan temsil modelinin karşılaştırması Şekil 4.25'de yer almaktadır.

Yapılan analiz modeli geliştirme çalışmalarında elastik davranışın *(dayanım ve modül)* doğruluğu artırılmaya çalışılmıştır. Bu amaçla vertebra 1:1 ölçek ile üretilen yapının taranması sonucu elde edilen trabeküler modele ait temsil geometrisi kullanılmış ve başlangıç için belirlenen *(toz üreticisi ve literatürden faydalanılarak)* fiziksel değerler kullanılarak analiz yapılmıştır. Başlangıç fiziksel değişkenleri ile yapılan analiz sonucunda elde edilen lineer kuvvet-yerdeğişimi sonuçları kullanılarak elastisite modülü 30 GPa olarak hesaplanmıştır. Analiz hata oranının deneysel sonuca (2,03 GPa) göre yaklaşık 15 kat fazla

olması analiz modelinin ve yaklaşımının geliştirilmesi gerektiği sonucuna götürmüştür. Bu amaçla deneyde elde edilen sonuçların elastisite modülü olarak atanmasının analizde etkisinin denenmesi, yapıyı oluşturan 12 eş silindirik parçadan birine ait tarama geometrisi ve temsil geometrisinin ağ yapı (mesh) geliştirme çalışması yapılarak analizinin etkileri, ağ yapı kalitesi (çarpıklık değerinin düşürülmesi) artırma çalışmaları ve yapının dolu kabul edilerek deney sonuçlarının atanmasıyla analiz yapılması çalışmaları planlanarak model doğruluğu artırılmaya çalışılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde kurulan modelin geliştirilmesi için vertebra 1:1 ölçekte yapılan farklı değişkenler ile analizlere ait sonuçların deney sonucu ile karşılaştırması Şekil 4.26'de yer almaktadır. Üretilen trabeküler yapının on iki adet çeyrek silindirik *(model oluşumundaki 12 kübik parça)* modülden oluştuğu kabul edilmiş olup bu silindirik parçaların Mikro-CT taramadan gelen modeli ve temsil geometrisinin analizi yapılarak deneysel sonuçlar ve diğer analizler ile karşılaştırması yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde temsil geometrisinin *(düşük yüzey temsil kabiliyeti)* analizinde deneysel sonuçlara daha yakın sonuçlar elde edildiği görülmüştür (Şekil 4.26).

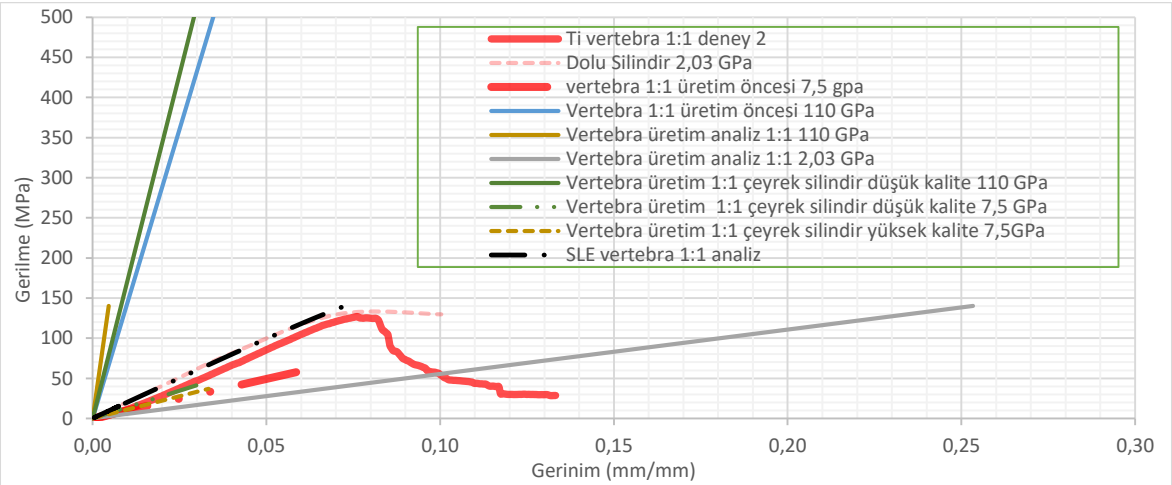


Şekil 4.25. STL dosya tipi kullanılarak yapılan analizler için yüzey kalitesinin karşılaştırılması: a) Yapı içerisinde çeyrek birim silindirin konumu, b) yapıyı oluşturan birim çeyrek silindirik parçanın farklı yüzey kalitelerindeki görünümleri ve c) Mikro-CT ile yapılandırılmış ve temsil geometrisine ait yüzeylerin karşılaştırılması

Elastisite modülü olarak 110 GPa kullanılan analizlerin sonuçlarında elde edilen basma analizi grafiklerine ait *(Şekil 4.26 incelendiğinde)* eğimlerin *(yapı elastisite modülü)* çok yüksek olduğu görülmüştür. Deney sonucunda elde edilen 2,03 GPa elastisite değerinin

üretilen trabeküler yapı analizi için kullanılmasında ise elastisite modül değerinin yani grafikteki doğrusal bölgenin eğiminin çok daha düştüğü görülmüştür. Deney sonucunun dolu silindire atanmasında ise yapıda kısmen homojenizasyon denenmiş olup yapı analizinin deneysel sonuçlar ile uyumunun beklendiği gibi yüksek olduğu görülmüştür. Fakat silindirik dolu hacmin kollar üzerinde bulunan gerilme dağılımı ve deformasyonu analiz edemediğinden silindirik dolu hacim homojenizasyonu tercih edilmemiştir.

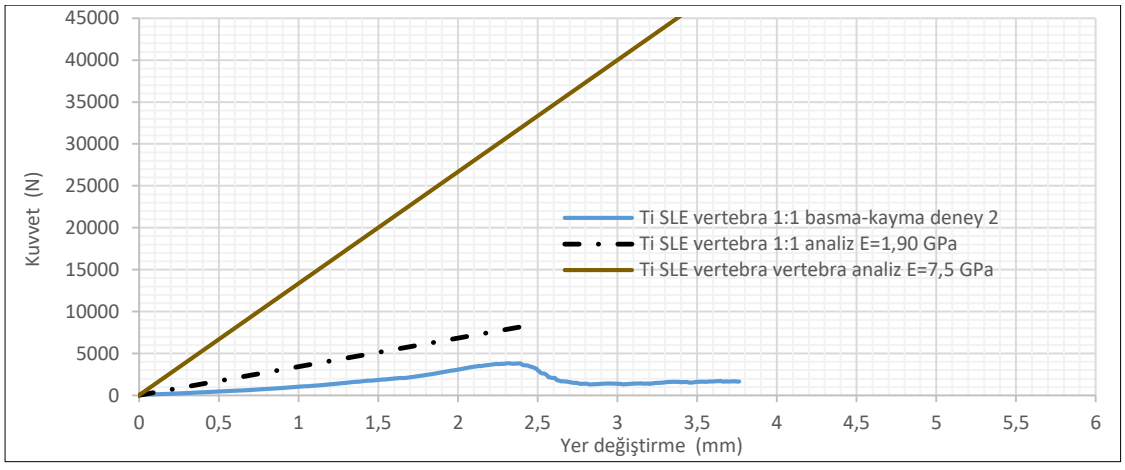
Dolu silindir analizinden elde edilen sonuçların uyumu sonrası fiziksel değişkenlerin oranlanarak geliştirilebileceği öngörülmüştür. Ti6Al4V ELI için başlangıç elastisite modülü 110 GPa ile yapılan ilk analiz sonucunda elde edilen yapı elastisite modülünün 30 GPa ile değişim oranı 3,67 (110/30) bulunmuştur. Deneysel elastisite modülü *(2,03 GPa)* değerine analiz ile yaklaşılabilmesi için basma analizinde Ti6Al4V ELI malzemeye ait elasitisite modülü bulunan oran kullanılarak (2,03x3,67≈7,5) 7,5 GPa olarak tanımlanarak *(gerçek fiziksel değişken değeri 14,67 kat küçültülerek)* analiz yapılmıştır. Elastisite modülü olarak 7,5 GPa kullanılan üretim geometrisi analizinin sonucunda elde edilen kuvvet-yer değişimi eğrisinin uyumunun yüksek olduğu görülmüştür. Analiz ile hesaplanan basma elastisite modülünün (1,77 GPa) vertebra 1:1 ölçek için basma deney grubuna ait birincil standart sapma bölgesine (2,03 ± 0,10 GPa) yakın olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 4.6). Analiz doğruluğunun yüksek olması sonucunda vertebra ve femura ait tüm ölçeklerdeki numunelerin basma analizlerinde Ti6Al4V ELI için fiziksel girdi değerinin 7,5 GPa (üretim öncesi dâhil) kullanılmasına karar verilmiştir.



Şekil 4.26. Sonlu elemanlar ile vertebra 1:1 ölçekli numune kullanılarak basma analizi için model oluşturma ve geliştirme çalışmaları kapsamında yapılan farklı analizlere ve deneye ait dayanım sonuçları

Basma-kayma analizinde ise 7,5 GPa ile yapılan analiz ve basma analizindeki yaklaşımla geliştirilmiş fiziksel girdi değeri (4 kat küçültülerek) 1,90 GPa ile yapılan analizin deneysel değerler ile karşılaştırması Şekil 4.27'de yer almaktadır. Hesaplanan elastik dayanım değeri için yapılan karşılaştırmada basma-kayma analizinde elde edilen dayanım değerinin (3410) vertebra 1:1 ölçek basma-kayma deney grubuna ait birincil standart sapma bölgesinde (3374 ± 808) olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 4.6). Basma-kayma analizinde doğruluğun yüksek olması sonucunda vertebra ve femura ait tüm ölçeklerdeki numunelerin basma-kayma analizlerinde Ti6Al4V ELI için fiziksel elastisite modül girdi değerinin 1,90 GPa (üretim öncesi dahil) kullanılmasına karar verilmiştir.

Basma deneyi yapılan numunelerin akma sonrası hasar oluşumunun hızlandığı, plastik deformasyonun kısa sürdüğü ve kuvvet-yer değişimi eğrisinin kırılgan davranış gösterdiği tespit edilmişti. Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen trabeküler gözenekli malzemenin analizinde plastiğe geçiş bölgesinin keskin bir şekilde belirlenebilmesinin kuvvet dayanımı tespitinde önemli olduğuna karar verilermiş olup iki eğrili izotropik sertleşme *(ing. bilinear isotropic hardening)* ait tanjant modülü değerinin *(plastik deformasyon bölgesindeki deformasyon doğrusunun eğimini belirler)* düşük olması ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir. Bu sebeple plastik davranışın belirlendiği iki eğrili sertleşme tanjant modülü değeri 2,10 GPa'dan 2150 Pa'ya düşürülerek plastik deformasyon bölgesine geçiş eğimi keskinleştirilmiş ve oluşturulan ilk geometrilerin basma analizleri için kullanılmasına karar verilmiştir.



Şekil 4.27. Sonlu elemanlar ile vertebra 1:1 ölçekli numune kullanılarak basma-kayma analizi için model oluşturma ve geliştirme çalışmaları kapsamında yapılan farklı analizlere ve deneye ait dayanım sonuçları

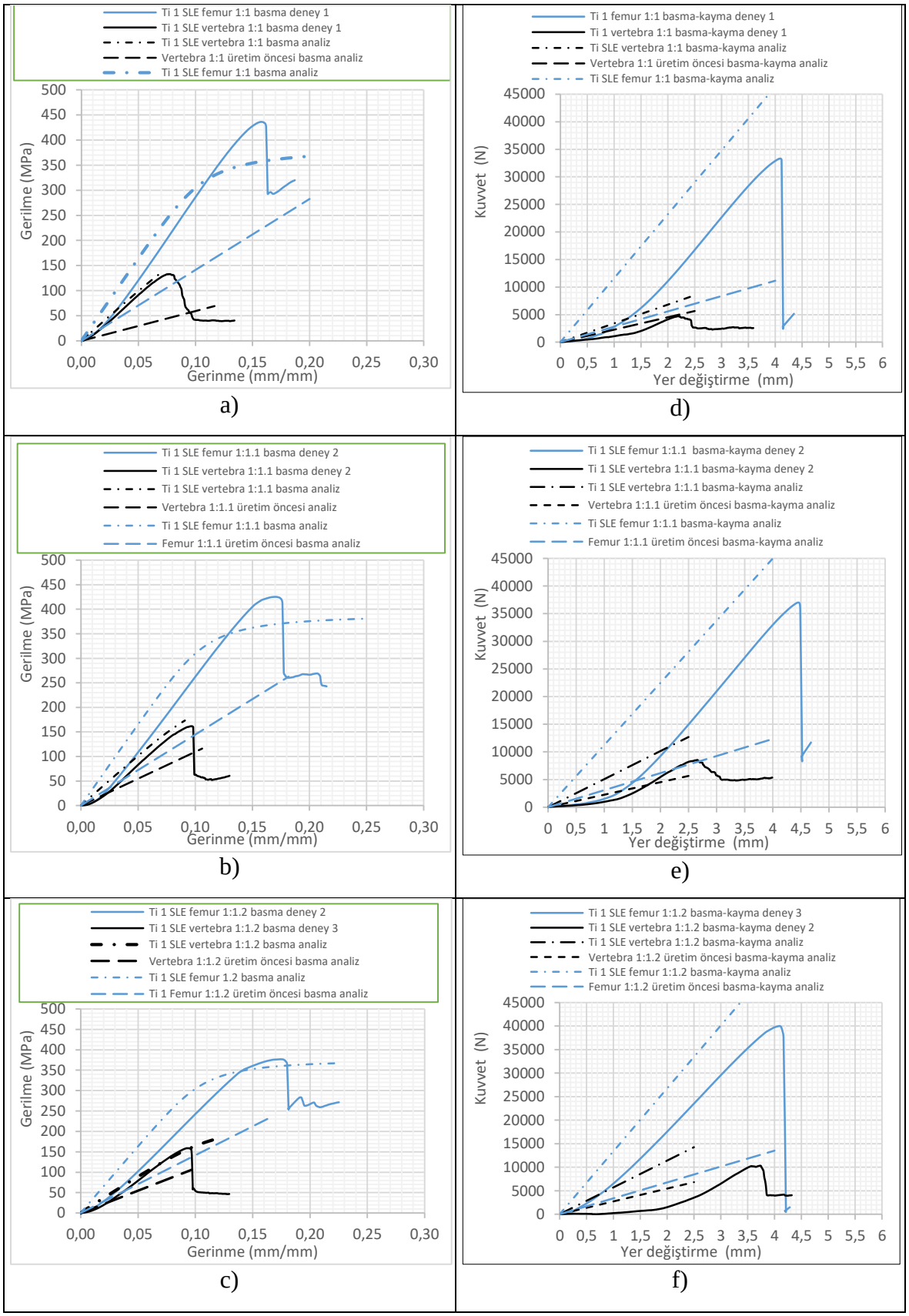
4.3.2. Analiz sonuçları

Femur ve vertebra trabeküler yapılarına ait farklı ölçekler için basma analizinde elastisite modülü 7,5 GPa, basma-kayma analizinde 1,90 GPa ve basma analizinde izotropik sertleşmede tanjant modülü 2150 Pa olarak kullanılarak analiz yapılmış ve deney sonuçlarını da içeren kuvvet-yer değişimi ve gerilme gerinim grafikleri Şekil 4.28'de verilmiştir. Basma elastisite modüllerine ve basma-kayma dayanımlarına ait analiz sonuçlarının ilgili deney grup sonuçlarına ait ortalama ve standart sapma değerleri içerisinde veya yakın olduğu görülmüştür (Çizelge 4.6). Analiz ve deney hasar görünümlerinin karşılaştırılmasına bakıldığında geometri deformasyonlarının da birbiriyle tutarlı oluştuğu görülmüştür. Vertebra 1:1 için belirlenen parametrelerin vertebraya ait farklı ölçeklerde ve femur trabeküler yapısına ait tüm ölçeklerde başarılı sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Analiz değişkenlerinin deneysel değerler ile tutarlı olduğunun tespiti sonrası üretim öncesine ait geometrilerinde belirlenen model değişkenleri ile plastik deformasyon oluşmadığı varsayılarak sayısal çözümleri yapılmıştır. Üretim öncesi basma analizlerinde femur numunelerin ortalama 1,30±0,115 GPa ve vertebra numunelerin ortalama 0,83±0,212 GPa basma elastisite modül değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Femur yapıda ölçek artışı ile üretim öncesi basma elastisite değerleri farklı ölçekli üretimler de 1,41GPa'dan *(1:1 ölçek için)* 1,18 GPa'a *(1:1.2 ölçek için)* düşmüştür. Femur için basma deney değerleri ile üretim öncesi analiz sonuçlarının değişim oranı ise ortalama 2,29±0,05 olarak hesaplanmış ve değişim oranı standart sapmasının düşük olduğu gözlenmiştir. Üretim öncesi femur geometrilerinin basma-kayma analizinde yapı ölçeğinin artışı ile trabeküler yapının elastik dayanımında artış görülmüştür (Çizelge 4.6). Basma-kayma için deney/üretim öncesi geometri ile analiz sonuçlarının değişim oranlarının ortalaması ise femur numunelerde 3,67±0,16 olarak hesaplanmıştır. Vertebra numunelerde ise ortalama deney/üretim öncesi elastisite oranı için değişim oranı basma için 2,58±0,75 ve basma-kayma için 2,15±0,60 olarak hesaplanmış ve femur numunelere göre standart sapmanın daha yüksek olduğu görülmüştür.

Çizelge 4.6. Yapılan deneyler ve analizler sonrası elde edilen mekanik dayanımlar [180]

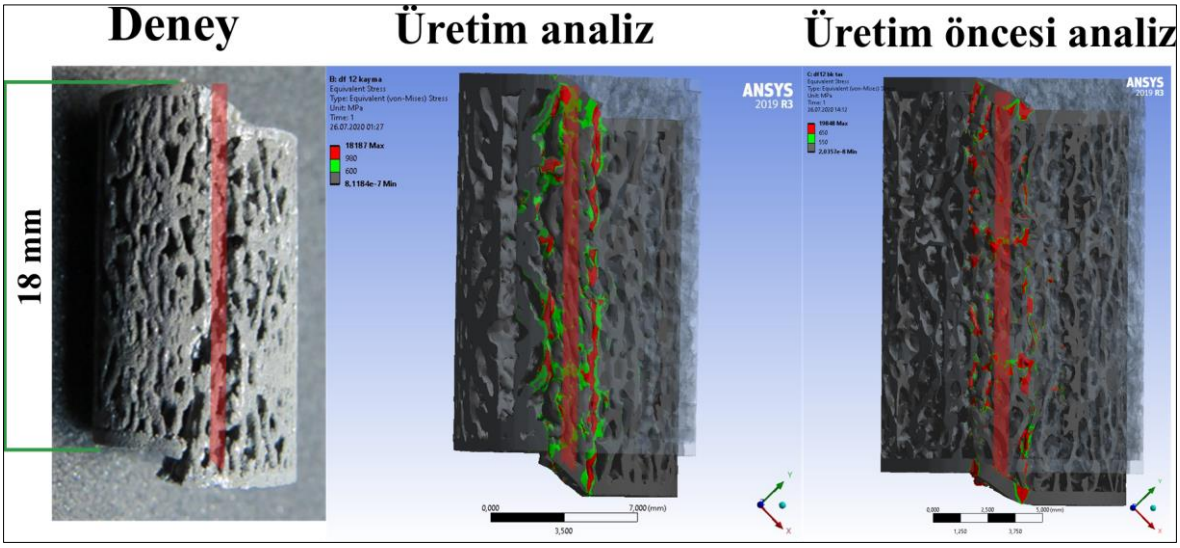
	Basma test ve analiz sonuçları					
Trabeküler yapı	Femur			Vertebra		
Ölçek	1:1	1:1,10	1:1,20	1:1	1:1,10	1:1,20
Üretim öncesi analiz (GPa)	1,41	1,31	1,18	0,59	0,99	0,91
Üretim analiz (GPa)	3,25	3,28	3,25	1,77	2,01	1,98
Deney sonucu (GPa)	3,18± 0,11	2,96 ± 0,07	2,76 ± 0,04	2,03 ± 0,10	2,05 ± 0,11	2,03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

	Basma-kayma test ve analiz sonuçları					
Trabeküler yapı	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
Üretim öncesi / Deney oranı	3,76	3,75	3,5	1,49	2,65	2,33
Değişim oranı ortalama	3,67 ± 0,15			2,15 ± 0,60		

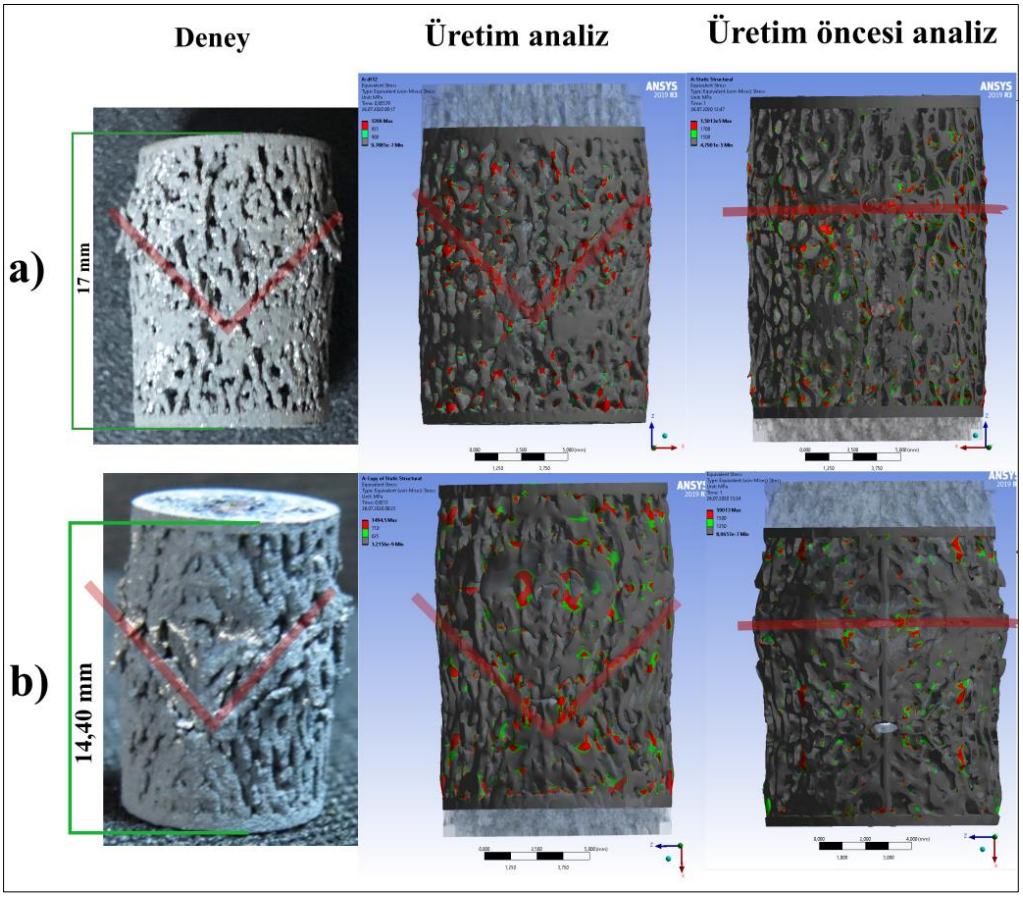


Şekil 4.28. Vertebra ve femura ait basma ve basma-kayma deney ve analiz sonuçları: a) 1:1 ölçek basma, b) 1:1,1 ölçek basma, c) 1:1,2 ölçek basma, d) 1:1 ölçek basma-kayma, e) 1:1,1 ölçek basma-kayma ve f) 1:1:1,2 ölçek basma-kayma [180]

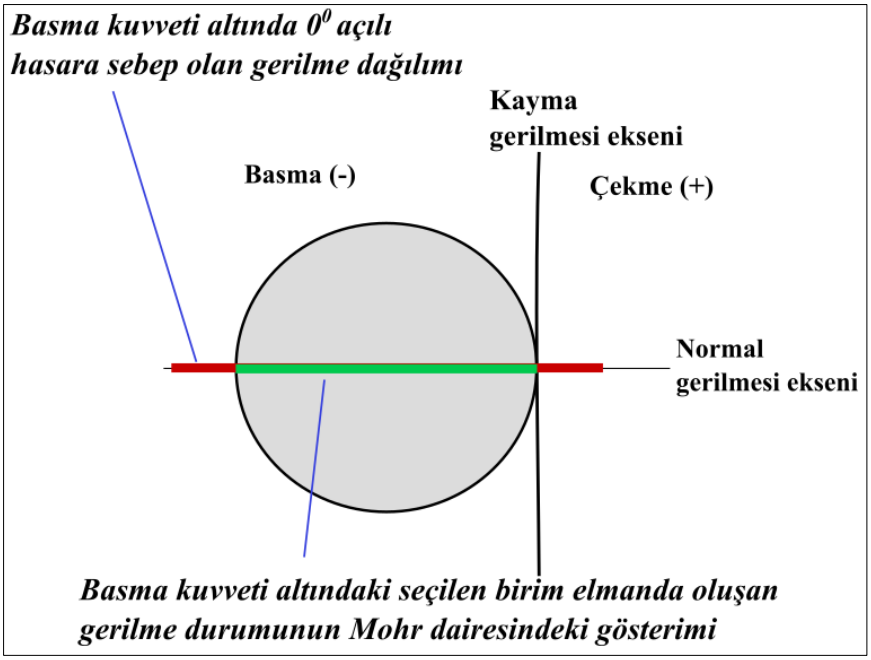
Üretim öncesi geometrilerin basma-kayma hasar mekanizmaları incelendiğinde yapıdaki kırılmaya sebep olan gerilmenin deney sonucu ve üretim geometrisiyle analizde olduğu gibi kayma ekseninde oluşan gerilmelerden kaynaklı oluştuğu tespit edilmiştir (Şekil 4.29). Üretim öncesi geometrileri ile basma analizlerinde ise deney ve üretim öncesi geometride oluşan 45°'lik kayma düzlemi oluşmayıp yapı uygulanan kuvvete dik düzlemde kırılmıştır (Şekil 4.30). Üretim öncesi analizde oluşan kırılmanın basma deneyi için oluşturulan Mohr çemberi üzerindeki gerilme durumunun gösterimi Şekil 4.31'te yer almaktadır. Mohr çemberi üzerindeki gösterim incelendiğinde yapıdaki hasara normal gerilmelerin sebep olduğu görülmüş olup üretim öncesi yapının gerilme baskın olduğu sonucuna varılmıştır. Literatürdeki araştırmalar incelendiğinde gözenekli yapılarda unsur kalınlıklarının değişimi [141] ve unsur birleşim noktalarına uygulanan topoloji çalışması [131] ile hasar mekanizmasının değiştiği gözlenmiştir. Trabeküler kemik yapının üretimindeki değişimler incelendiğinde [1] trabeküler kol birleşim noktalarında kalınlaşmadan kaynaklı topaklanmalar görülmüştür. Liu ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada [131] oluşan üretim kaynaklı birleşim noktalarındaki topoloji değişiminin diğer değişimlere baskın olarak yapının kırılma mekanizmasının gerilme baskın durumdan eğilme baskın duruma değiştirdiği sonucuna varılmıştır.



Şekil 4.29. Femur numunesinde basma-kayma deneyi ve analiz sonucundaki hasar görünümlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.30. Basma deneyi ve yapılan analiz sonucu hasar görünümlerinin karşılaştırılması: a) Femur 1:1,2 ve b) vertebra 1:1 geometrileri



Şekil 4.31. Basma deneyi için gerilme baskın hasar mekanizmasının Mohr dairesinde gösterimi

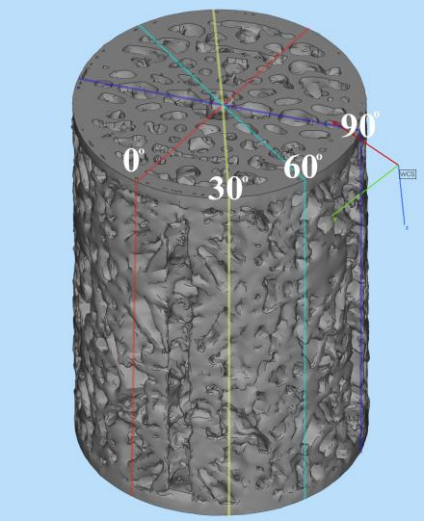
4.3.3. Analiz modelinin doğrulama çalışmaları

Basma ve basma-kayma analizleri için belirlenen model değişkenleri ile yapılan analizlerin doğrulanması kapsamında;

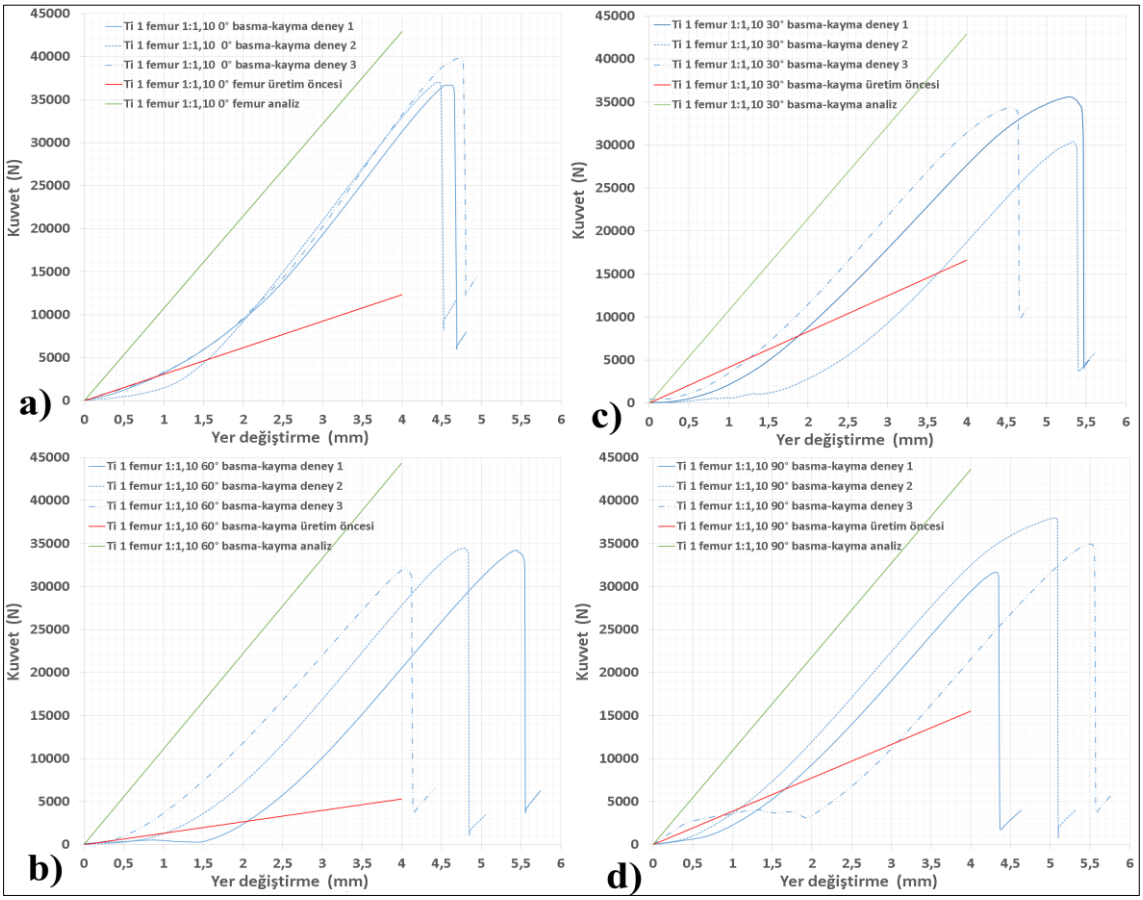
- Femur trabeküler geometrine ait 1:1,10 ölçekle üretilen numunelerin farklı basma-kayma düzlemlerine ait dayanımları deneysel ve sonlu elemanlar analizleri ile belirlenmiştir.
- İlk numune geometrisinin oluşturulduğu gözenekli yapıdan farklı olarak femur ve vertebra kemikten Ti6Al4V ELI alaşımından üretim için yeni üretim geometrileri oluşturularak basma ve basma-kayma dayanımları deneysel ve sonlu elemanlar analizleri ile belirlenmiştir. Yapılan yeni üretimlere ait dayanım ve analiz sonuçları incelenerek oluşturulan model doğruluğunun aynı alaşımda farklı geometriler kullanılması durumundaki seviyesi belirlenmeye çalışmıştır.
- Femur ve vertebradan oluşturulan tüm numune geometrileri CoCr alaşımından üretilerek basma ve basma-kayma dayanımları deneysel ve sonlu elemanlar analizleri ile belirlenmiştir. CoCr alaşımından yapılan yeni üretimlere ait dayanım ve analiz sonuçları incelenerek oluşturulan model doğruluğunun farklı alaşımda farklı geometriler kullanılması durumundaki seviyesi belirlenmeye çalışmıştır.

Basma-kayma dayanımında farklı düzlemlerde dayanım değişiminin tespiti için femur trabeküler yapısından üretilen 1:1,10 ölçekli numunenin ilk belirlenen basma-kayma düzlemi 0° kabul edilmiş olup deneysel ve analiz sonuçları elde edilmiştir. Sonuçları elde edilen bu düzlemin merkez ekseni üzerinde 30°, 60° ve 90° döndürülmesiyle simetrik olan yapıya (Şekil 4.32) ait basma-kayma dayanımlarının 30°'lik dilimlerdeki değişimi deneysel ve sayısal olarak doğrulama çalışmaları kapsamında belirlenmiştir (Çizelge 4.7 ve Şekil 4.33). Üretime ait tomografi tarama geometrilerinin üç boyutlu analizi ile deneysel veriler arasındaki tutarlılığın belirlenmesinde sapma oranı -0,03 ile +0,06 arasında değişim göstermiştir. Üretim öncesi analizin değişim oranında özellikle 60° için sapma miktarının yüksek olmasında dikey toz tahliye kanalları ile kesişimin etkisinin yüksek olduğu gözlenmiştir. SLE ile üretimin bu düzlemde yer alan trabeküler kolların birleşim noktalarında topaklaşma, boyutsal kalınlaşma ve sarkma oluşturması toz tahliye kanallarının etkisini zayıflatarak en yüksek ikinci dayanıma sahip düzlem olmuştur. Hesaplanan farklı açılardaki elastik dayanım değerleri incelendiğinde sonuçlarda dalgalanma gözlenmiş olup

tüm açılarda yapıların elastik dayanımı 10089 – 11560 N/mm aralığında değişim göstermiştir.



Şekil 4.32. Femur trabeküler yapısına sahip numunenin farklı açılara sahip basma-kayma dayanımlarının gösterimi

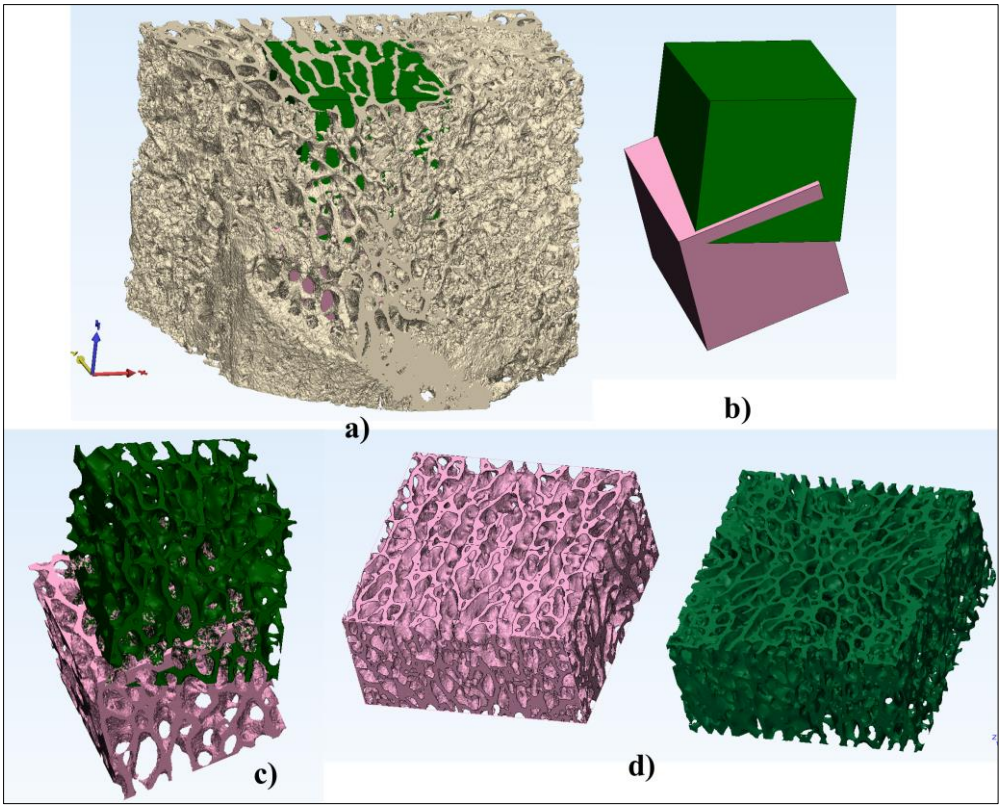


Şekil 4.33. Farklı kayma düzlemi açılarında elde edilen analiz ve deney sonuçlarına ait kuvvet-yer değişimi grafikleri

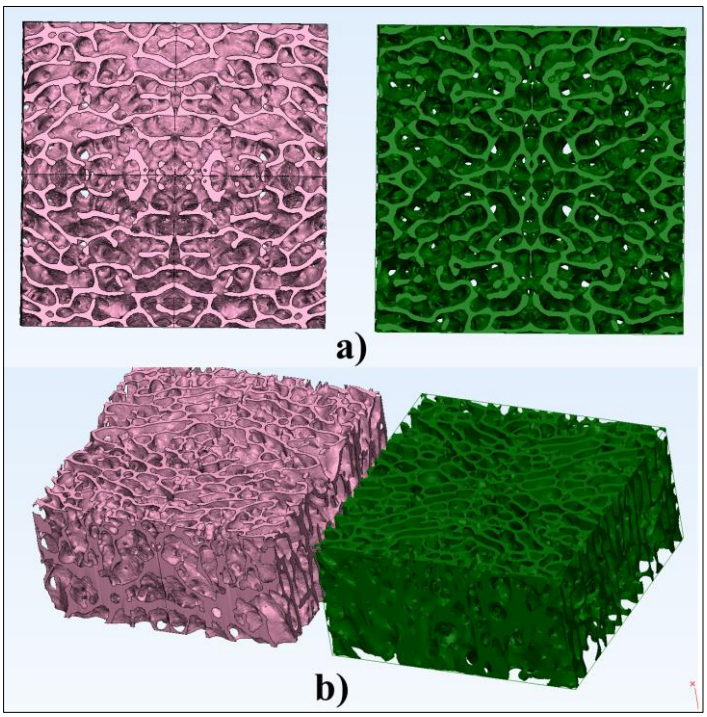
Çizelge 4.7. Farklı kayma düzlemi açılarında elde edilen basma-kayma elastik dayanımı için analiz ve deney sonuçlarına ait değerler

Trabeküler yapı	Femur			
Ölçek/unsur açısı	1:1,10 / 0°	1:1,10 / 30°	1:1,10 / 60°	1:1,10 / 90°
Üretim öncesi analiz (N/mm)	3080	4155	1325	3873
Üretim analiz (N/mm)	11244	10722	11088	10905
Deney sonucu (N/mm)	11560	10089	10694	10488
Üretim öncesi / Deney oranı	3,75	2,43	8,07	2,71
Üretim analiz / Deney oranı	0,97	1,06	1,04	1,04

Analiz modelinin doğrulanması için yapılan çalışmalar kapsamında femur ve vertebra kemiğe ait farklı bölgelerden yeni geometriler oluşturulmuş (Şekil 4.34 ve Şekil 4.35) ve *(2 numaralı üretimler)* Ti6Al4V ELI alaşımından üretimleri yapılmıştır. Ayrıca trabeküler yapıdan tasarlanan tüm geometriler ile CoCr alaşımından üretim yapılarak deneysel ve sonlu elemanlar ile analiz sonuçları elde edilmiştir.



Şekil 4.34. Femur kemiğinin trabeküler yapısından oluşturulan ilk ve ikinci yapı geometrisinin karşılaştırılması; a) Femur trabeküler yapısında femur 1 (pembe) ve femur 2 (yeşil) birim küplerinin konumları, b) kübik karşılaştırma, c) trabeküler küplerin karşılaştırması ve d) oluşan yatay dörtlü küpten oluşan ilk bloğun gözenekli yapısının farklılığının gösterimi



Şekil 4.35. Vertebra kemiğinin trabeküler yapısından oluşturulan ilk ve ikinci yapı geometrisinin karşılaştırılması: yatay dörtlü ilk küp bloğun a) alttan ve b) üstten görünümü

Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımının SLE ile üretiminde ve üretim sonrası ısıl işleminde kullanılan parametreler Şekil 4.36'da özetlenmiştir. Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan 2. üretimler için kullanılan yöntem ve toz ilk üretimler ile aynı seçilmiştir. CoCr alaşımından yapılan üretimlerde ise lazer gücü 90W, lazer spot çapı 55µm ve katman kalınlığı 20µm kullanılarak Sisma Mysint 100 cihazında üretim yapılmıştır (Şekil 4.36). CoCr numunelere uygulanan ısıl işlemde argon koruyucu atmosferinde numuneler 400 C°/saat hızla 1150 °C'ye ısıtılmıştır. 1150 °C'de 1 saat bekletilen numuneler fırın içerisinde oda sıcaklığına kadar soğutulmuştur. Üretimde kullanılan CoCr alaşım tozu BEGO firmasına ait Mediloy S-Co *(Ağırlıkça; %63,9 Co, %24,7 Cr, %5,4 W, %5 Mo, %1 Si)* olup 10-45µm aralığında toz boyut dağılımına sahiptir. Toz üreticisinin uygulanan üretim ve ısıl işlem sonucu taahhüt ettiği elastisite modülü 215 GPa olup yapılan basma analizlerinde kullanılan malzeme elastisite modül değeri Ti6Al4V ELI için geliştirilen model kapsamında belirlenen değişim oranları ile basma analizi için 14,7 (215/14,67) GPa ve basma-kayma analizi için elastisite modül değeri 3,92 (14,7/4) GPa kabul edilerek analiz yapılmıştır.



Ti6Al4V ELI alaşımına uygulanan ısıl işlem: Argon koruyucu atmosferinde 4 saatte 840 °C'ye kadar ısıtma ve bu sıcaklıkta 2 saat bekletilmiştir. Sonrasında 500 °C'ye kadar fırında soğutulmuş ve ardından havada soğumaya bırakılmıştır.

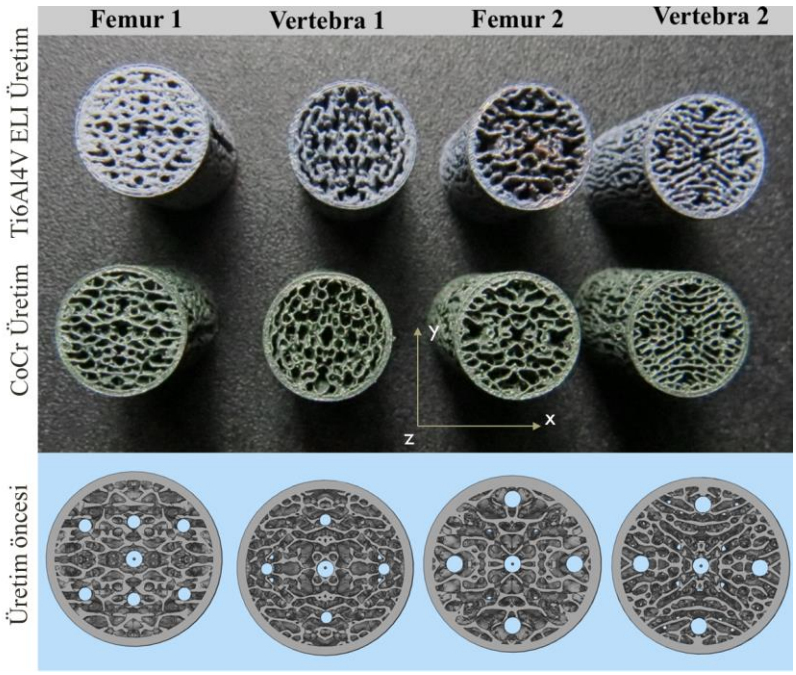
Alaşım/Parametre	Ti6Al4V ELI	CoCr
Cihaz modeli	Consept Laser M2 Cusing	SISMA MYSİNT100
Toz ismi	CL41 Ti ELI	Mediloy S-Co
Toz üreticisi	Consept Laser	BEGO
Toz boyut dağılımı (µm)	10 - 45	10 - 45
Lazer gücü (W)	200	125
Lazer spot çapı (µm)	150	55
Lazer tarama hızı (mm/s)	1800	1000
Katman kalınlığı (µm)	30	20
Koruyucu gaz	Argon	Azot



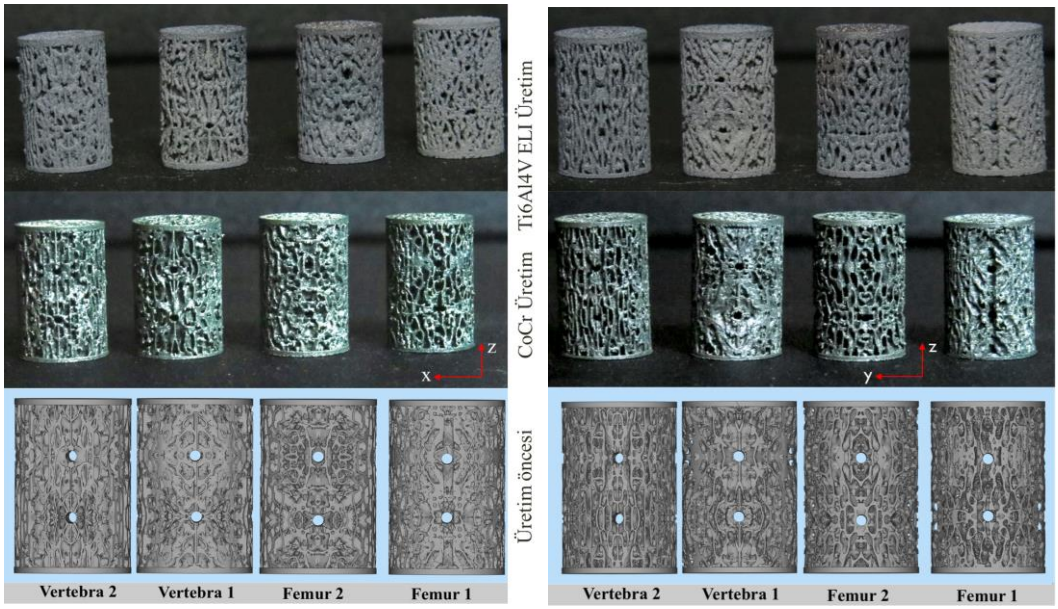
CoCr numunelere uygulanan ısıl işlem: argon koruyucu atmosferinde numuneler 400 C°/saat hızla 1150 °C'ye ısıtılmıştır. 1150 °C'de 1 saat bekletilen numuneler fırın içerisinde oda sıcaklığına kadar soğutulmuştur.

Şekil 4.36. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımının SLE ile üretiminde ve üretim sonrası ısıl işleminde kullanılan parametrelerin karşılaştırılması

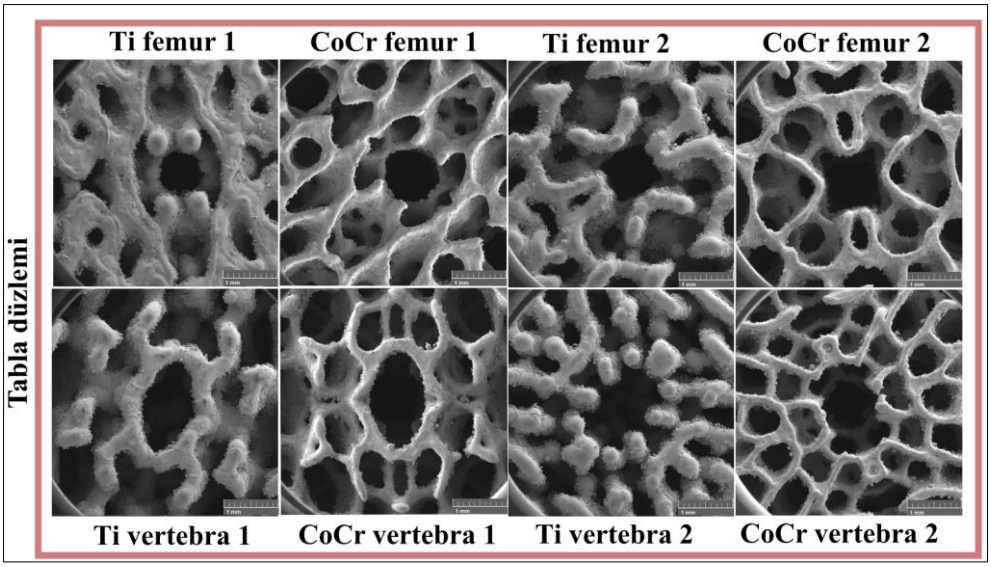
Üretim parametreleri içerisinde hassasiyetin en önemli değişkeni lazer spot çapı olup, titanyum alaşımından yapılan üretimlerde 150 µm değerindeki spot çapına göre CoCr alaşımında 55 µm spot çapı kullanılmasının yapı geometrisini daha düşük boyut değişimi ile ürettiği ve yatay ve dikeyde kollardaki kalınlaşmalarda belirgin azalma gözlenmiştir (Şekil 4.37, Şekil 4.38 ve Şekil 4.39).



Şekil 4.37. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimler ve üretim öncesi geometrilerin üst görünümleri (x-y tabla düzlemine bakış)



Şekil 4.38. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimler ve üretim öncesi geometrilerin yan görünümleri (x-z ve y-z üretim düzlemlerine bakış)



Şekil 4.39. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimlerin optik mikroskop ile x15 büyütmede görünümlerinin karşılaştırması

CoCr alaşımından yapılan üretimlerde trabeküler kollar Ti6Al4V ELI alaşımına göre daha ince üretilmiş olup incelen kollarda çökmeler oluşmamış ve yapı bütünlüğünü korumuştur. Her iki alaşımdan üretilen 1:1 ölçekteki numunelerin ve üretim öncesi geometrilerinin gözeneklilik oranları kuru ağırlıklandırma ile hesaplanmış olup Çizelge 4.8'de yer almaktadır. Ti6Al4V ELI alaşımından femur 1 ve vertebra 1 geometrilerine sahip numuneler için Mikro-CT taramadan oluşturulan model üzerinden hesaplanan gözeneklilik oranları

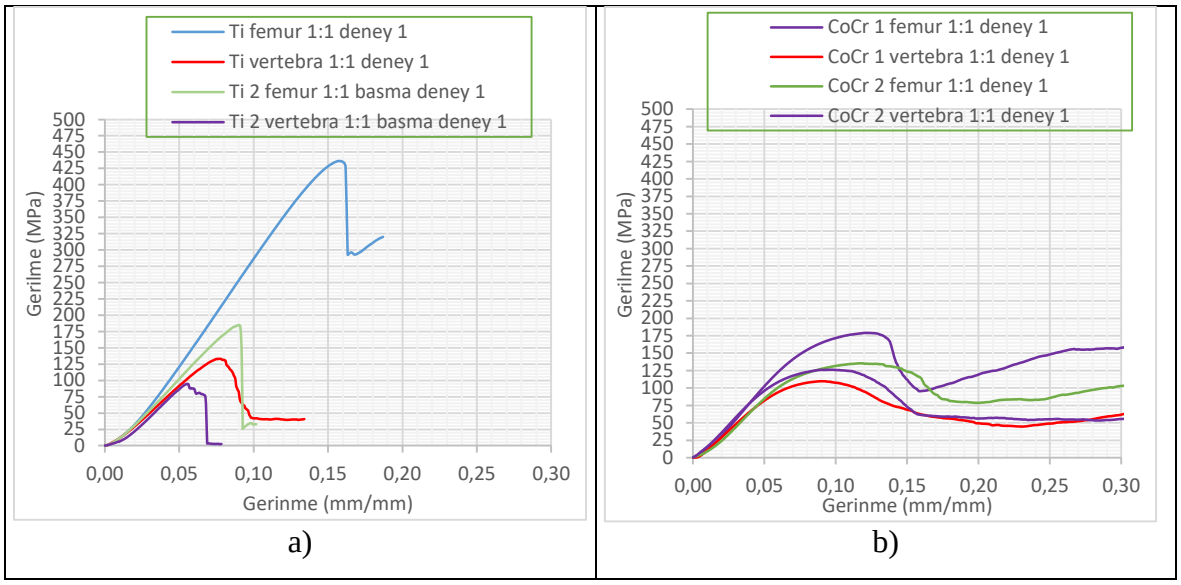
(femur için %40,6 ve vertebra için %54,7) ile yapılan karşılaştırmada kuru ağırlıklandırma yöntemi sonuçlarının femurda %1 daha az ve vertebrada %4 daha fazla olduğu görülmüştür. Çizelge 4.8'deki değişim oranlarına bakıldığında Ti6Al4V ELI üretimlerinde gözenekliliğin kalınlaşmalardan kaynaklı olarak ortalama %19,1±6 azaldığı ve en yüksek azalmanın %28 ile femur 1 geometrisine ait olduğu görülmüştür. CoCr alaşımında ise gözeneklilik değişimi çok az olup ortalama %0,5±0,4 artış tespit edilmiştir. CoCr alaşımında gözlemlenen gözeneklilik değişiminin çok düşük olduğu ve üretimle beraber yapıdaki değişimin düşük boyutlarda olduğu ve üretim öncesi geometrinin analizlerde üretim geometrisini çok yüksek tutarlılık ile temsil edeceği sonucuna varılmıştır.

Çizelge 4.8. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından yapılan üretimlerin ve üretim öncesi geometrilerin gözeneklilik oranlarının karşılaştırılması (GO: Gözeneklilik oranı)

Ti6Al4V ELI							
	Ağırlık (gr)	Çap (mm)	Yükseklik (mm)	Görünür yoğunluk (gr/cm^3)	Üretim GO	Üretim öncesi GO	Değişim
femur 1	3,30	10,10	15,40	2,68	0,395	0,675	-0,280
vertebra 1	2,19	10,00	15,35	1,82	0,589	0,735	-0,146
femur 2	2,52	9,90	15,40	2,13	0,519	0,703	-0,184
vertebra 2	2,26	10,00	15,30	1,88	0,575	0,728	-0,153
CoCr							
	Ağırlık (gr)	Çap (mm)	Yükseklik (mm)	Görünür yoğunluk (gr/cm^3)	Gözeneklilik oranı	Üretim öncesi	Değişim
femur 1	3,28	10,00	14,90	2,81	0,674	0,675	-0,001
vertebra 1	2,62	10,00	15,00	2,23	0,741	0,735	0,006
femur 2	2,92	9,90	15,10	2,51	0,708	0,703	0,005
vertebra 2	2,59	9,90	14,90	2,26	0,737	0,728	0,009

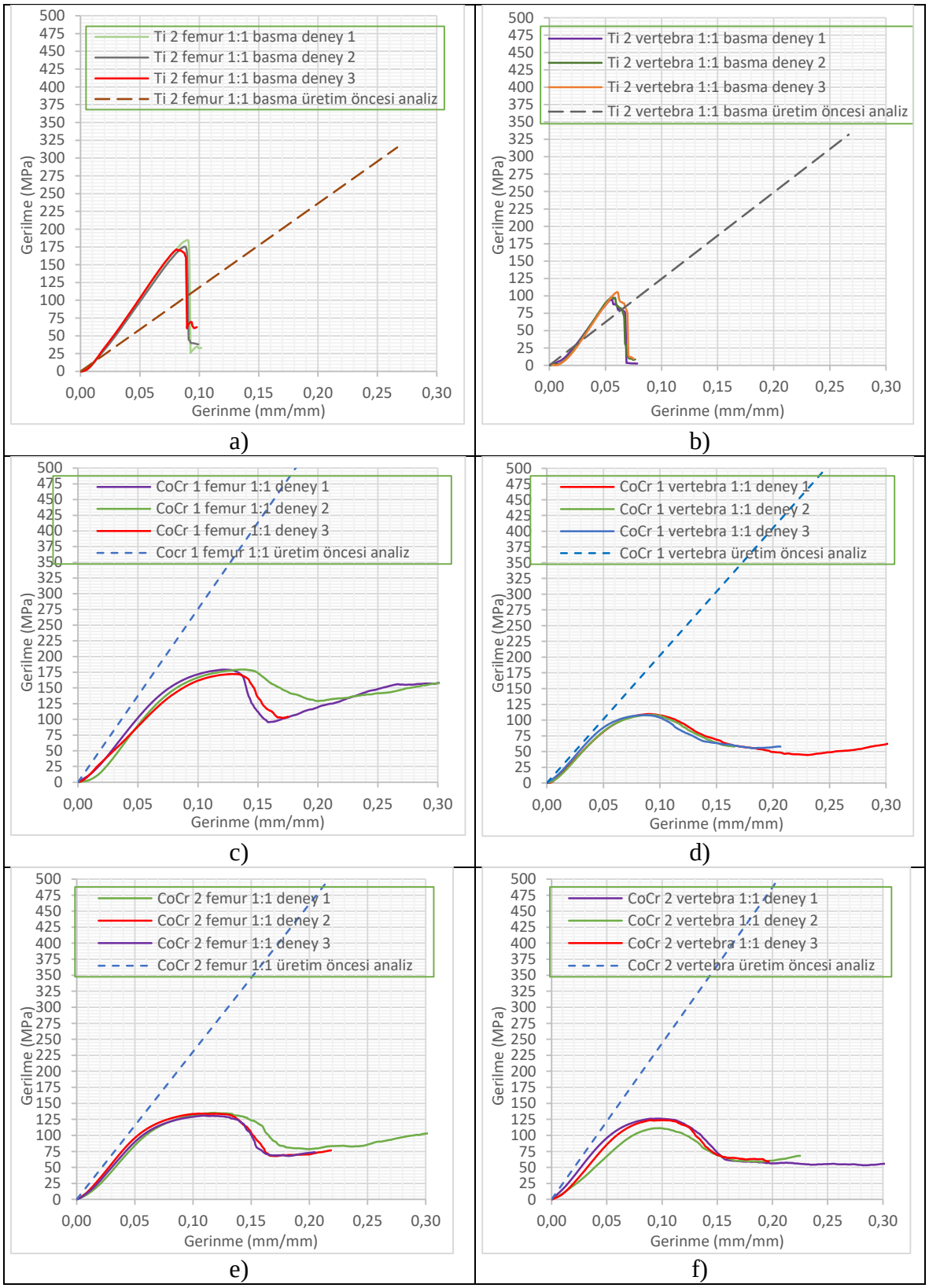
Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından basma analizlerinin doğrulanması amacıyla yapılan üretimlere ait deney sonuçları ve üretim öncesi analiz sonuçları Şekil 4.41'de yer almaktadır. Üretim öncesi analiz sonuçlarına ait lineer bölgenin eğimi, kalınlaşmalar sebebiyle Ti6Al4V ELI numunelerde deney sonuçlarına göre düşük tespit edilmiş olup CoCr alaşımında üretim toleransının hassas olması sebebiyle üretim öncesi analiz eğrileri deneysel sonuçlara çok yakındır. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımından üretilen 1:1 ölçekli numunelerinin basma dayanımlarına bakıldığında (Şekil 4.40), titanyum alaşımı için dayanım sıralaması yüksekten düşüğe femur 1, femur 2, vertebra 1 ve vertebra 2 geometrilere sahip numuneler için oluşmuştur. CoCr numuneler için dayanım sıralaması femur numuneler için aynı olup

vertebra numunelerde 2. geometrinin 1. geometriden yüksek dayanıma sahip olduğu tespit edilmiştir.

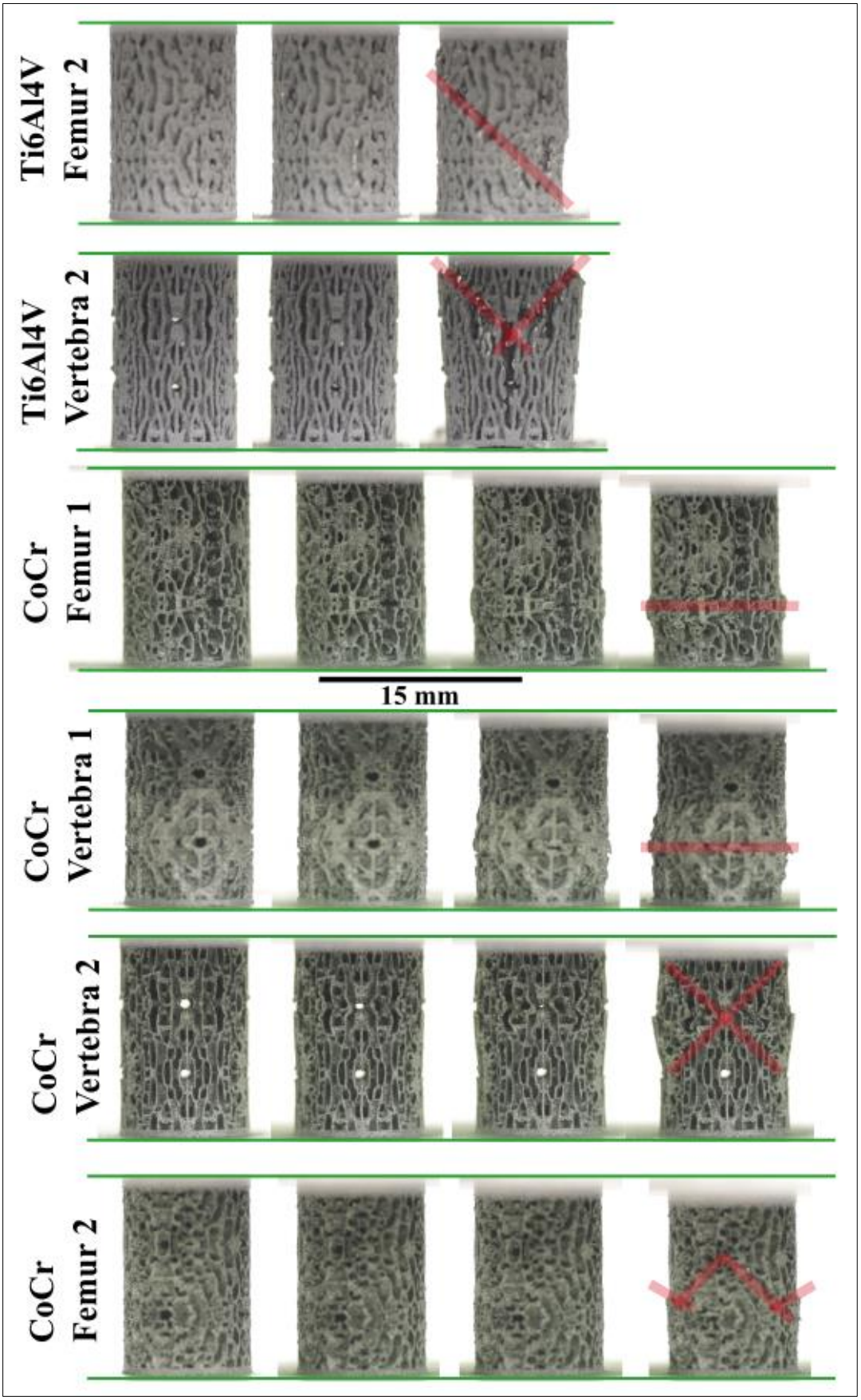


Şekil 4.40. Basma deney sonuçlarının 1:1 ölçekli numuneler için karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma ve b) CoCr alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma

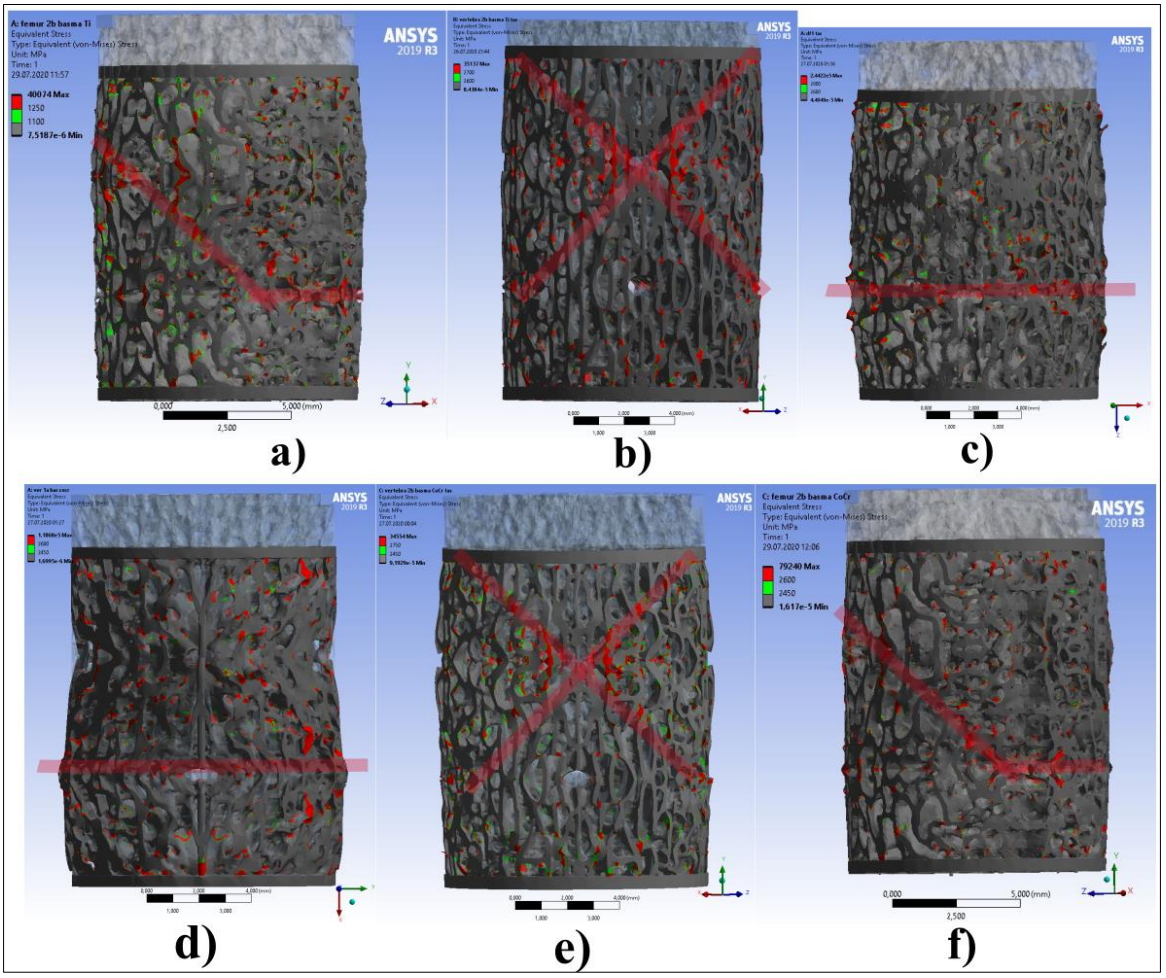
Ti6Al4V ELI alaşımından oluşturulan ikincil geometriler ile yapılan üretimlerin hasar mekanizmasının ilk üretimlerde olduğu gibi 45°'lik kırılma düzleminde kayma gerilmesinin aşılmasından kaynaklı oluştuğu ve deformasyon tipi eğilme baskın olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.42). CoCr alaşımları ise numune geometrisine göre değişken deformasyon tiplerine sahip olup femur 1 ve vertebra 1 numunelerinde normal gerilmeden kaynaklı hasar oluştuğu ve hasar düzleminin yatay düzleme paralel olduğu gözlenmiştir. CoCr alaşımından üretilen vertebra 2 geometrisine sahip numunede basma testi sonucunda 45°'lik kırılma düzleminde kayma gerilmesinden kaynaklı hasar oluştuğu tespit edilmiştir. CoCr alaşımından üretilen femur 2 geometrisinde ise yapıda gerilme ve eğilme baskın olmak üzere iki farklı deformasyon mekanizması gözlenmiştir. Üretim öncesi analiz sonuçları (Şekil 4.43) incelendiğinde Ti6Al4V ELI femur 2 geometrisi her iki deformasyon mekanizmasına da sahip iken üretilen numunelerin sadece eğilme baskın olduğu ve üretimle birlikte normal gerilmelerden kaynaklı deformasyona karşı yapı direncinin arttığı gözlenmiştir. Üretimi yapılan diğer doğrulama numunelerinin üretim öncesi analiz ile uyumlu olduğu gözlenmiştir. Özellikle CoCr alaşımından üretilen numunelerde geometri değişiminin düşük olması sebebiyle üretim öncesi analizler ile deney sonuçlarının tutarlı olduğu görülmüştür.



Şekil 4.41. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından doğrulama için üretilen numunelerin basma dayanımlarının deneysel sonuçlarının ve üretim öncesi analizlerinin karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI femur 2 b) Ti6Al4V ELI vertrebra 2, c) CoCr femur 1, d) CoCr vertebra 1, e) CoCr femur 2, f) CoCr vertebra 2

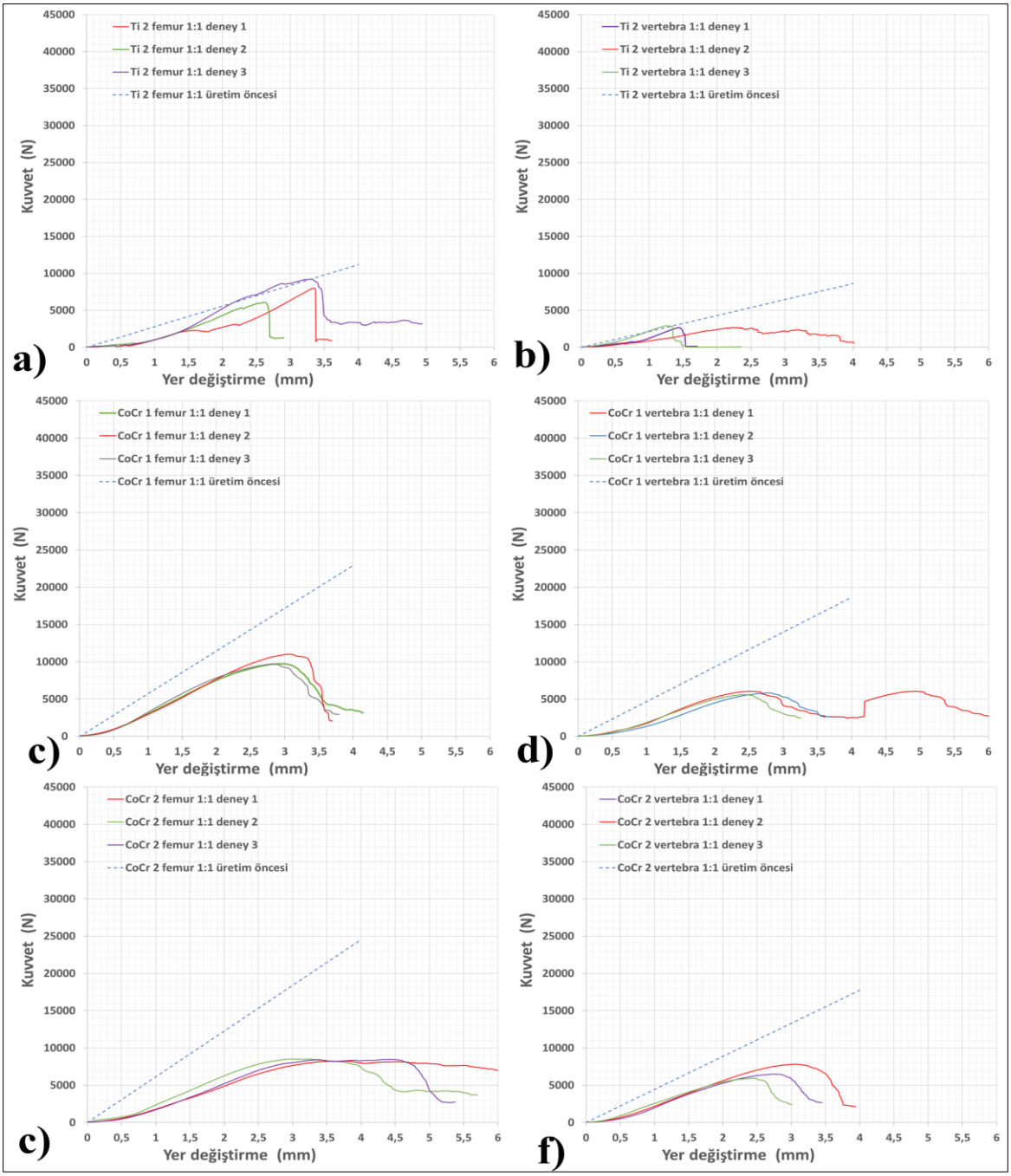


Şekil 4.42. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından üretilen numunelerin basma deneyi sonrasındaki hasar durumları

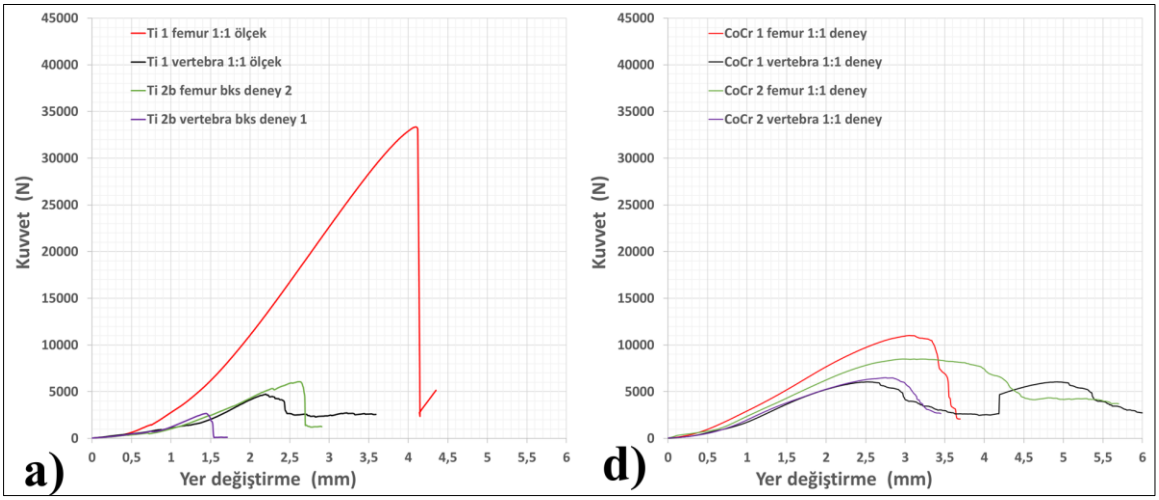


Şekil 4.43. Üretim öncesi analiz sonuçlarından elde edilen kollardaki gerilme durumları; a) Ti femur 2, b) Ti vertebra 2, c) CoCr femur 1, d) CoCr vertebra 1, e) CoCr vertebra 2 ve f) CoCr femur 2

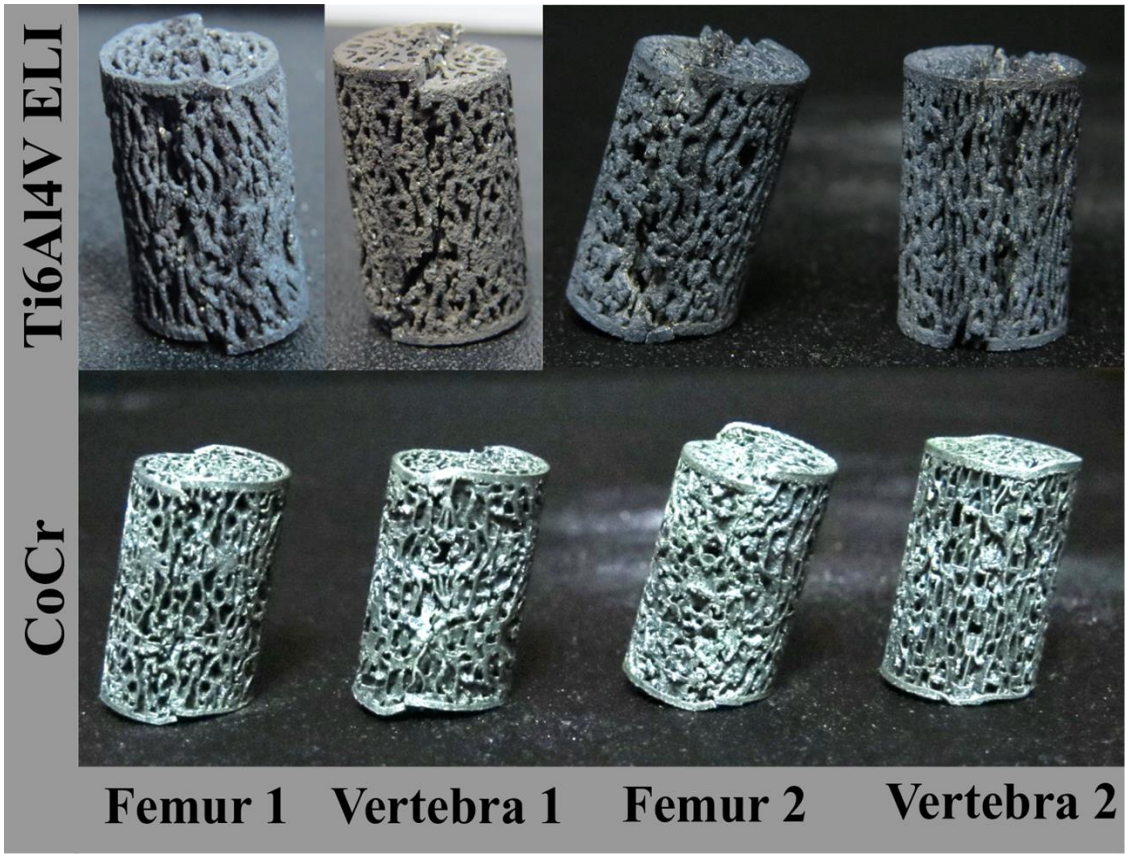
Basma-kayma dayanım sonuçlarına bakıldığında (Şekil 4.44, Şekil 4.45 ve Şekil 4.46), lineer elastik bölge eğimlerinin deney sonuçları ve analizler için tutarlı oluştuğu gözlenmiştir. Basma kayma hasarlarının kayma gerilmesi sebebiyle oluştuğu ve Ti6Al4V ELI alaşımlarından yapılan ilk üretimler ile uyumlu olduğu görülmüştür.



Şekil 4.44. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından doğrulama için üretilen numunelerin basma-kayma dayanımlarının deneysel sonuçlarının ve üretim öncesi analizlerinin karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI femur 2 b) Ti6Al4V ELI vertrebra 2, c) CoCr femur 1, d) CoCr vertebra 1, e) CoCr femur 2, f) CoCr vertebra 2

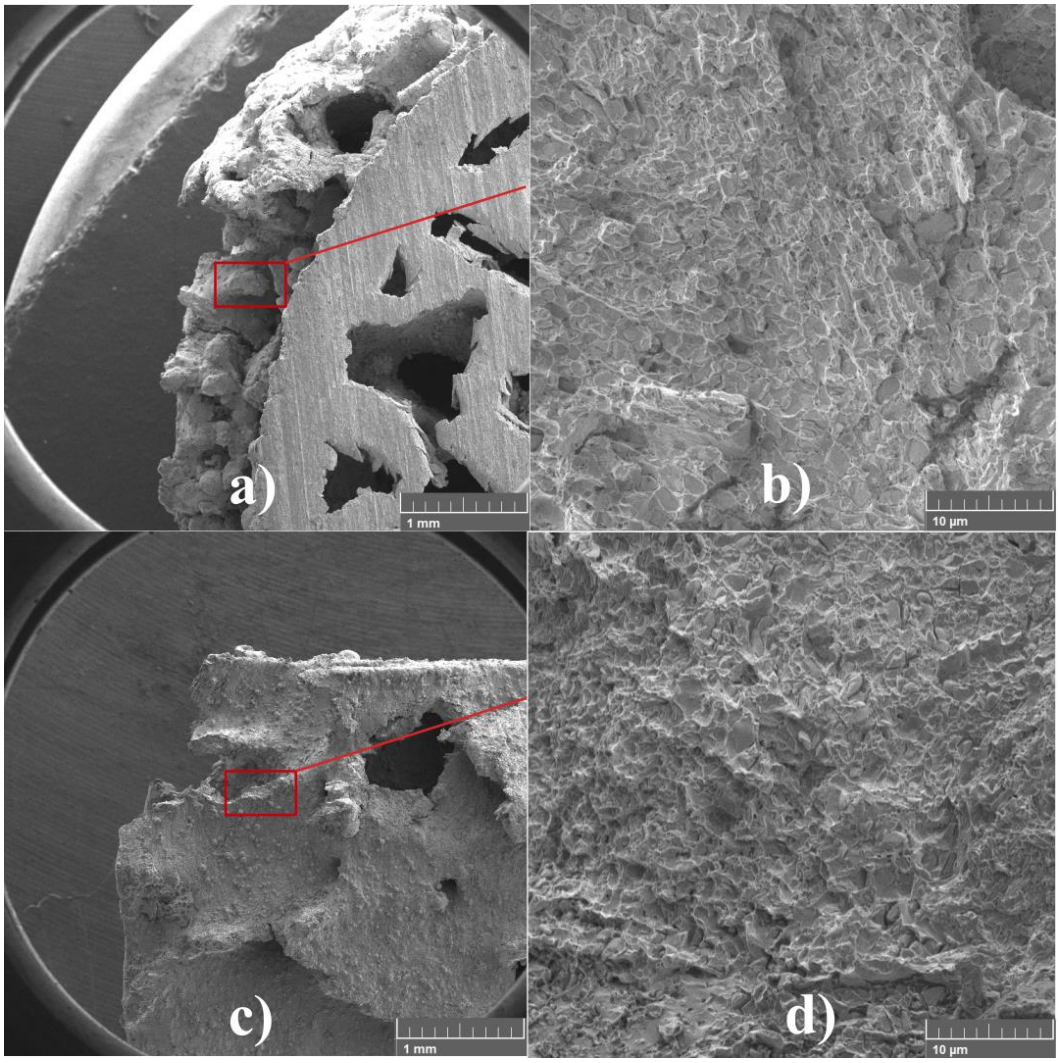


Şekil 4.45. Basma-kayma deney sonuçlarının 1:1 ölçekli numuneler için karşılaştırılması: a) Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma ve b) CoCr alaşımından üretilen femur ve vertebra 1. ve 2. geometrilerine ait karşılaştırma



Şekil 4.46. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından üretilen numunelerin basma-kayma deneyi sonrasındaki hasar durumları

CoCr alaşımından yapılan üretimlerde trabeküler kolların kırılma yüzeyinin görünümü Şekil 4.47'de yer almaktadır. Kırılma yüzeyi incelendiğinde tanelerin düz olduğu ve tane sınırlarında liflenme (sünme) oluştuğu gözlenmiştir. Cai ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada elde edilen benzer kırılma yüzeyinde tane sınırındaki deformasyonun plastik gerinmeden dolayı oluştuğu [201] ve tanelerin düz yüzeye sahip olmasına tane içi kırılmanın sebep olduğu belirtilmiştir. Bu çalışma kapsamında CoCr alaşımlardan yapılan üretimlerdeki kırılmanın sünek ve tane içi olarak gerçekleştiği sonucuna varılmıştır.



Şekil 4.47. CoCr alaşımından yapılan üretimlerde gözlenen trabeküler kol kırılma yüzeyinin görünümü; a) basma x50 büyütme, b) basma x3000 büyütme, c) basma-kayma x50 büyütme ve d) basma-kayma x3000 büyütme

Yapılan çalışma kapsamında üretilen tüm numunelere ait dayanım ve analiz sonuçlarının karşılaştırması Çizelge 4.9'da yer almaktadır. Farklı açılara ait deneysel dayanım dağılımının standart sapma değerinin (621 N) ortalama dayanım değerine (10708) oranı

%5,8 olarak hesaplanmış ve üretimler sonucu elde edilen numunelerde kayma düzlemi açısına bağlı olarak dayanımdaki değişim miktarının düşük olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışma kapsamında üretilen trabeküler metal numunelerin basma deneylerinde en düşük akma kuvveti 4469 N olup CoCr alaşımından vertebra 1 geometrisine sahip numunelerde elde edilmiştir. İnsan femuru için hasar başlangıcı ağırlığın 2,6 katı ile 5,5 katı aralığında değişmekte olup [95] üretimde en düşük basma akma kuvveti değerine sahip bu numunenin 80 kg'lık bir kişide femur bölgesine uygulanan biyomedikal bir ürün için kullanımında topolojik bir kafes olmadan mevcut boyutlarda dayanabildiği sonucuna varılmıştır. İnsan vertebrasında ise en yüksek omur disk sıkışma kuvveti 3,4 kN [202] olarak kabul edilmiş ve vertebra bölgesine uygulanan biyomedikal bir ürün için trabeküler metal kullanımında topolojik bir kafes olmadan mevcut boyutlarda dayanım sağlanabildiği tespit edilmiştir.

Model geliştirme çalışmaları kapsamında numune geometrisi ile yapılan basma analizlerinde 7,5 GPa elastisite modülünün analiz girdisi olarak tanımlanması sonucu Ti6Al4V ELI için ortalama %8±7,8 sapma oranı elde edilmiştir. Basma-kayma analizlerinde ise *(basma için analiz elastisite modül değerinin 4 kat küçültülmesiyle)* elastisite modül girdisi 1,9 GPa ile yapılan üretimlerde ise sapma oranının ortalama %8,3±6,7 olduğu tespit edilmiştir. Analiz sonuçlarının doğruluğunun değerlendirilmesinde genel kabulün deneysel değerler ile oluşan yüzdesel sapmanın en yüksek değerinin %20 olması sebebiyle oluşturulan model çözümlerinin tutarlı olduğu kabul edilmiştir. Üretim öncesi geometrilerle yapılan basma analizlerinde deneysel değerlere göre mutlak yüzdesel sapma oranı Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan üretimlerde ortalama %55,2±7,4 ve CoCr alaşımından yapılan üretimlerde ortalama %15,8±9,7 olarak hesaplanmıştır. Üretim öncesi analizlerde Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan üretimler için sapma oranının yüksek olması, üretim sırasında kullanılan lazer spot çapının CoCr üretimlerinde kullanılan lazer spot çapı değerine oranla yüksek olmasından kaynaklanmıştır. CoCr alaşımı için elde edilen üretim öncesi analiz değerlerinin deneysel sonuçlar ile tutarlılığı ve gözeneklilik oranlarındaki değişim sonuçları birlikte değerlendirildiğinde SLE ile üretim sonucu elde edilen trabeküler metal geometrisinin doğal kemiği temsil kabiliyetinin CoCr alaşımından yapılan üretimlerde daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır.

Üretimi yapılan gözenekli metal yapıların görünür akma gerilmelerine ait sonuçlara bakıldığında ise (Çizelge 4.9) Ti6Al4V ELI numunelerinin ortalama 81±6 ile 319±5 MPa arasında değişen değerlere sahip olduğu ve ait tüm sonuçların kortikal kemik akma gerilmesi dayanım alt sınırı olan 80 MPa [84] değerinden büyük olduğu görülmüştür. CoCr alaşımından yapılan üretimlerde ise görünür akma gerilmeleri 60±2 ile 103±9 MPa değerleri arasında dağılım göstermiş olup sadece femur 1 geometrisine sahip numunelerin ortalama 103±9 MPa ile kortikal kemik görünür akma dayanımı sağladığı tespit edilmiştir. Üretimi yapılan gözenekli metallerin sahip olduğu en düşük dayanım CoCr alaşımından vertebra 1 geometrisine ait olup ortalama 60±2 MPa olarak hesaplanmıştır. Koyuna ait vertebra trabeküler kemik yapısının dayanımının ortalama 17±7 MPa [103] olduğu göz önüne alınırsa tüm numune geometrilerin koyuna ait trabeküler kemik görünür akma gerilme dayanımı sağladığı ve başarılı olduğu sonucuna varılmıştır.

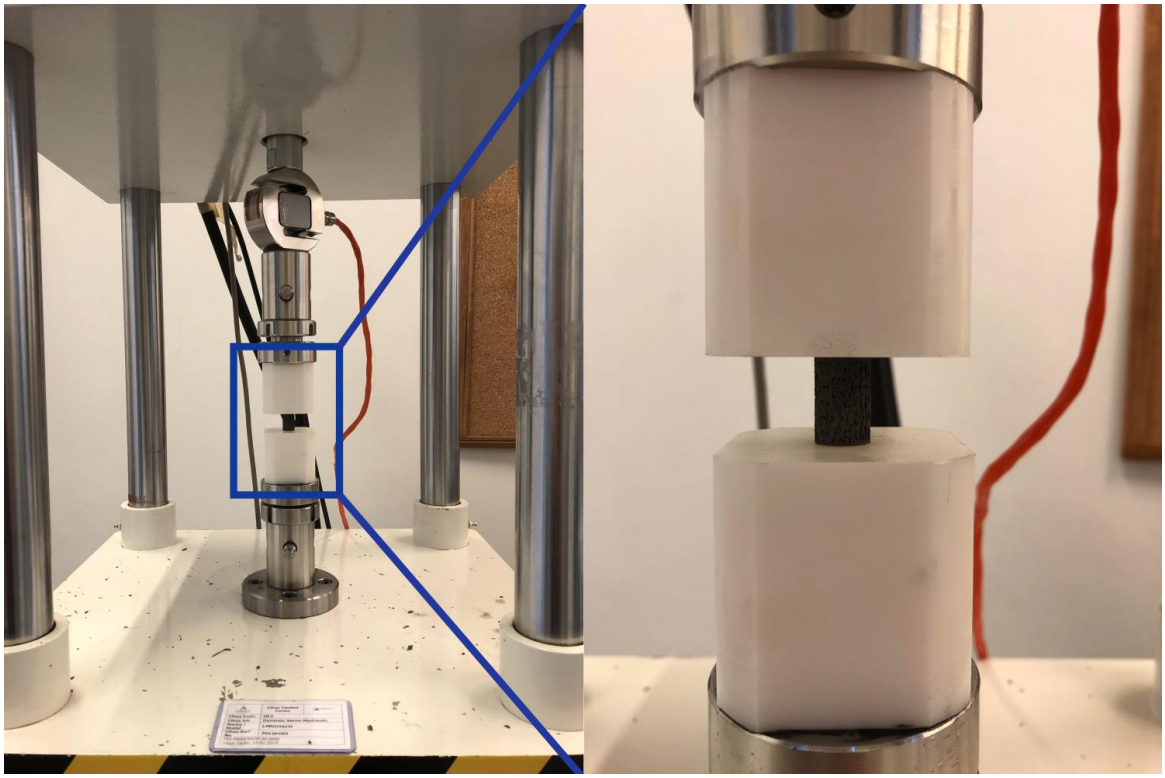
Çizelge 4.9. Analiz doğrulama için yapılan deneyler ve analizler sonrası elde edilen mekanik dayanımların karşılaştırması; a) basma ve b) basma-kayma deney ve analiz sonuçları

a)	Basma test ve analiz sonuçları									
Malzeme	Trabeküler yapı	Ölçek	Üretim öncesi analiz (GPa)	Üretim analiz (GPa)	Deney sonucu (GPa)	Deney / Üretim öncesi	Deney / Üretim	Üretim analiz sapma (%)	Üretim öncesi analiz sapma (%)	Görünür Akma gerilmesi (MPa)
Ti6Al4V ELI	Femur 1	1:1	1,41	3,25	3,18	2,26	0,98	0,02	0,56	319±5
		1:1,10	1,31	3,28	2,96	2,26	0,90	0,11	0,56	297±5
		1:1,20	1,18	3,25	2,76	2,34	0,85	0,18	0,57	261±5
	Femur 2	1:1	1,18		2,35	1,99			0,50	135±5
	Vertebra 1	1:1	0,59	1,77	2,03	3,44	1,15	0,13	0,71	92±6
		1:1,10	0,99	2,01	2,05	2,07	1,02	0,02	0,52	100±14
		1:1,20	0,91	1,98	2,03	2,23	1,03	0,02	0,55	103±26
	Vertebra 2	1:1	1,25		2,30	1,84			0,46	81±6
CoCr	Femur 1	1:1	2,76		2,26	0,82			0,22	103±9
	Femur 2	1:1	2,31		2,11	0,91			0,09	74±3
	Vertebra 1	1:1	2,03		1,92	0,95			0,06	60±2
	Vertebra 2	1:1	2,43		1,93	0,79			0,26	66±8
b)	Basma-kayma test ve analiz sonuçları									
Malzeme	Trabeküler yapı	Ölçek	Üretim öncesi analiz (GPa)	Üretim analiz (GPa)	Deney sonucu (GPa)	Deney / Üretim öncesi	Deney / Üretim	Üretim analiz sapma (%)	Üretim öncesi analiz sapma (%)	
Ti6Al4V ELI	Femur 1	1:1	2786	11598	10466	3,76	0,90	0,11	0,73	
		1:1,10 0°	3080	11244	11560	3,75	1,03	0,03	0,73	
		1:1,10 30°	4155	10722	10089	2,43	0,94	0,06	0,59	
		1:1,10 60°	1325	11088	10694	8,07	0,96	0,04	0,88	
		1:1,10 90°	3873	10905	10488	2,71	0,96	0,04	0,63	
		1:1,20	3375	13364	11831	3,51	0,89	0,13	0,71	
	Femur 2	1:1	2797		4560	1,63			0,39	
	Vertebra 1	1:1	2264	3410	3374	1,49	0,99	0,01	0,33	
		1:1,10	2473	5084	6560	2,65	1,29	0,23	0,62	
		1:1,20	2732	5696	6367	2,33	1,12	0,11	0,57	
	Vertebra 2	1:1	2153		2794	1,30			0,23	
CoCr	Femur 1	1:1	5735		4759	0,83			0,21	
	Femur 2	1:1	6131		3520	0,57			0,74	
	Vertebra 1	1:1	4663		3477	0,75			0,34	
	Vertebra 2	1:1	4435		3291	0,74			0,35	

4.4. Basma Dinamik Dayanımları Ve Analiz Sonuçları

Koyunun femur ve vertebra kemiğine ait trabeküler yapı geometrisinden biyouyumluluk ve osseointegrasyon için üretilebilirlik ve dayanım araştırması yapılan çalışmamızda yapının biyomedikal bir ürünün parçası olması durumunda basma ve basma-kayma dayanımlarının yanı sıra dinamik ömrünün de önemli olduğu görülmüş ve belirlenmeye çalışılmıştır. Genel olarak hareket halinde olan insan vücudu içerisinde kullanılan malzemelerin sürekli değişen yükler ve yükleme tipleri altındaki ömür değerinin kısa olması hasta memnuniyeti açısından istenmeyen bir durumdur. Bu amaçla özellikle ortopedik travmada kullanılacak gözenekli yapıların ürün kullanımı öncesinde dinamik dayanımlarının belirlenmesi gerekmektedir. Vertebra için oluşturulan üç ölçeğin basma dinamik davranışına ilişkin deneyler tamamlanmış ve sonuçlar diğer numunelerin dinamik analizindeki değişkenlerin doğrulanması amacıyla kullanılmıştır.

Basma yorulması deneylerinde (Şekil 4.48) vertebra 1 geometrisinden Ti6Al4V ELI alaşımından üretilen numuneler kullanılmış olup uygulanan yük frekansı olarak 10 Hz seçilmiştir. Yük frekansının yüksek olması polietilen çenelerde ısınmaya sebep olduğu ve frekansın azaltılmasının deney süresini uzattığı bilinmektedir [181]. Yorulma davranışını belirlerken kuvvet oranı 10 seçilmiş *(seçilen dinamik test kuvveti test sırasında 0,1 – 1 oranla sinüzoidal olarak değişmektedir)* olup yapının sürekli basma kuvveti altında dinamik davranışı belirlenmiştir. Yapılan çalışmada basma yorulması deneylerinde literatürde yer alan çalışmalarda olduğu gibi deneyler için 10^6 döngü dayanımının tespiti amaçlanmış olup sınır değer olarak kabul edilmiş ve bu değere ulaşan numunelerin deneyi hasar görmese dahi durdurulmuştur [203, 204]. Uygulanacak basma kuvveti sınırı, numunenin deneyde elde edilen akma kuvvetinin %75'i olarak belirlenmiştir. Öncelikli olarak 10^6 döngü dayanımı sağlayan kuvvet aralığının tespiti için birer numune ile basma yorulma deneyleri yapılmıştır. 10^6 döngü dayanımını sağlayan veya hasar gören sınır kuvvetler için birer adet numune ile deney tekrarlanmış ve iki eş sonucun tutarlılığı ile 10^6 döngü dayanımı sağlayan kuvvet ve gerilme aralığı belirlenmiştir. Yapılan basma yorulması deneylerine ait sonuçlar ve kuvvet aralıkları Çizelge 4.10'da yer almaktadır. Elde edilen deney sonuçları incelendiğinde vertebra bölgesinden alınan 1inci geometri numunelerde 10^6 döngü dayanımını 1:1 ölçeğe sahip numunenin 2500 N (akma kuvveti olan 7200 N'nin %35'i), 1:1,10 ölçeğe sahip numunenin 5000 N (akma kuvveti 9507 N'nin %53'ü) 1:1,20 ölçeğe sahip numunenin ise 7000N (akma kuvveti olan 11656 N'nin %60'ı) kuvvet döngüsünde sağladığı görülmüştür.



Şekil 4.48. Basma yorulma test düzeneği

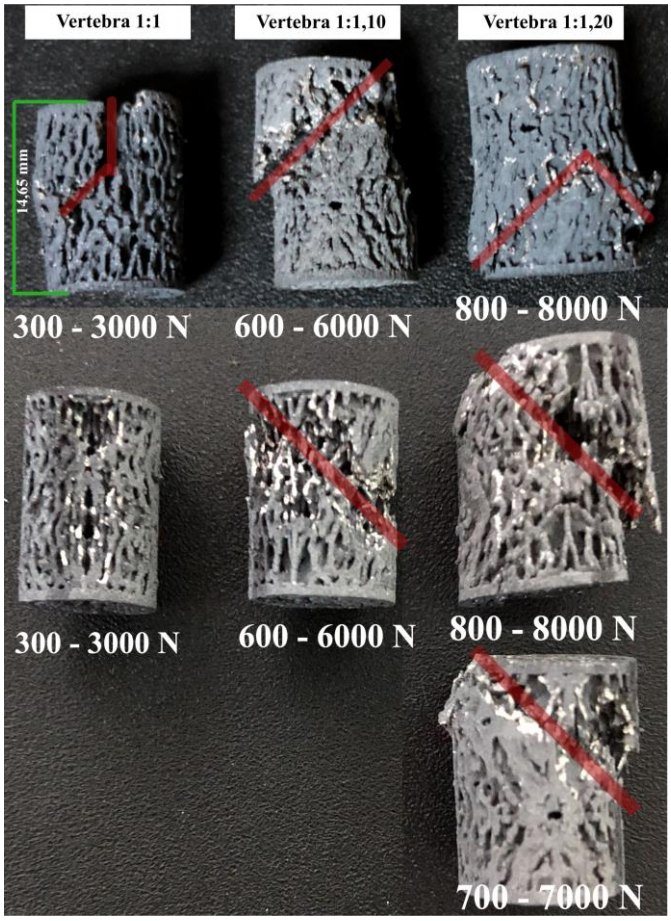
Basma yorulmasına ilişkin sonuçların elde edilmesiyle dinamik davranışı belirlenen vertebra numune tipleri için sonlu elemanlar ile analiz modeli geliştirilmeye çalışılmıştır. Yapılacak analizde dayanımın elastik bölgede yüksek plastik deformasyonlar olmadan 10^6 döngü dayanımının test edilmesi amaçlandığından yüksek döngülü yorulma *(ing. HCF: High Cycle Fatigue)* analizi olarak tanımlama yapılmıştır. Kuvvet oranı yorulma deneyi ile aynı olup 10 seçilmiştir. Yapılan dinamik analiz, statik olarak elde edilen analiz çözümünü kullanarak yorulma davranışını belirlemekte olduğundan malzemeye ait girdi değerleri statik dayanımların belirlendiği analiz modelinin malzeme ve fiziksel yüklemeye ait geliştirilen değişkenleri ile aynıdır. Dinamik analiz sırasında ömür belirlenmesinde herhangi bir ortalama gerilim teorisi kullanılmamış ve analiz çözümü yüksek döngülü yorulma sebebiyle gerilme ömrüne bağlı olarak elde edilmiştir. Yapılan yorulma analizinde çözümün ve modelin gerçek deney ortamı ile uyumluluğunu artırmak amacıyla yorulma dayanım faktörü 0,40 olarak seçilmiştir. Ti6Al4V ELI için yorulma analizinde malzeme değişkeni olarak kullanılan alternatif gerilme-ömür değerleri ise Çizelge 4.11'da yer almaktadır.

Çizelge 4.10. Basma yorulması test sonuçları

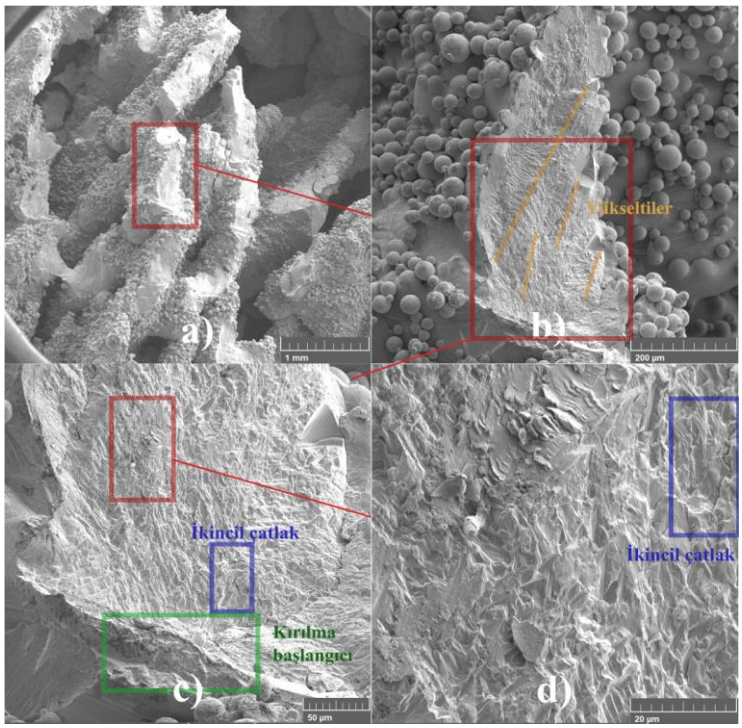
Vertebra 1 1:1			Vertebra 1 1:1,10			Vertebra 1 1:1,20		
Kuvvet Aralığı (N) / Akma kuvvetine oran / Gerilme (MPa) Aralığı	Döngü sayısı 1. / 2. numune	Hasar / Test sayısı	Kuvvet Aralığı (N) / Akma kuvvetine oran / Gerilme (MPa) Aralığı	Döngü sayısı 1. / 2. numune	Hasar / Test sayısı	Kuvvet Aralığı (N) / Akma kuvvetine oran / Gerilme (MPa) Aralığı	Döngü sayısı 1. / 2. / 3. numune	Hasar / Test sayısı
300-3000 N/ %42 / 3,8-38 MPa	530160 / $1x10^6$	2 / 2	800-8000 N 8,4-84 MPa	11050	1 / 1	800-8000 N / %69 / 7,1-71 MPa	333033 /183753	2 / 2
250-2500 N / %35 / 3,2-32 MPa	$1x10^6$	- / 2	600-6000 N / %60 / 6,3-63 MPa	128000 / 190030	2 / 2	700-7000 N / %60 / 6,2-62 MPa	$1x10^6$ / 528425 / $1x10^6$	1 / 3
200-2000 N 2,5-25 MPa	$2x10^6$	- / 1	500-5000 N / %53 / 5,3-53 MPa	$1x10^6$	- / 2	600-6000 N 5,3-53 MPa	$1x10^6$	- / 1

Yapılan basma yorulma testi sonrası numunelerin (Şekil 4.49) kırılmaları incelendiğinde vertebra 1:1 ölçekle üretilen 1. numunenin kayma gerilmeleri ile oluşan 45° açılı kırılma sonrası çekme gerilmeleri baskın hale gelerek 90°'lik kırılma devam ederek hasar oluşmuştur. Vertebra 1:1 ölçek 2 nolu numune ise $1x10^6$ döngü dayanımına ulaşsada malzemede kopmalar gözlenmiş olduğundan $1x10^6$ döngü dayanımına ulaşmada başarı olmadığı tespit edilmiştir. Vertebra 1:1,10 ve 1:1,20 ölçekli numunelerde ise yapıdaki baskın kayma gerilmelerinden kaynaklı 45° açıya sahip hasar düzlemi (Şekil 4.50) oluşmuş olup kayma gerilmelerinin kırılmada etkin olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca vertebra 1:1,20 ölçekli numunede 700 – 7000 N arasında değişen yük ile yapılan yorulma testinde 2. numune 528425 döngüde kırılmış olup 3. deney numunesinin $1x10^6$ döngü sayısına ulaşmıştır.

Kırılma yüzey görünümlerine bakıldığında kırılmanın taneler arası oluştuğu ve gevrek klivaj kırılma ile uyumlu olduğu görülmüş olup yüksek gerilme seviyesi ve SLE ile üretimdeki kusurlar sebebiyle kırılma yüzeyinde çok sayıda yükselti oluştuğu tespit edilmiştir [205, 206]. Yükselti sayısının fazla olması farklı çatlakların farklı düzlemlerde oluştuğunun göstergesi olarak kabul edilmiştir [205]. Ayrıca kırılma yüzeylerinde ikincil çatlakların oluştuğu gözlenmiş olup oluşan ikincil çatlaklar çatlak ucundaki gerilme yığılmalarını düşürerek çatlak yayılma hızını azaltmıştır [205].



Şekil 4.49. Basma yorulma testi sonrası numunelerin görünümü



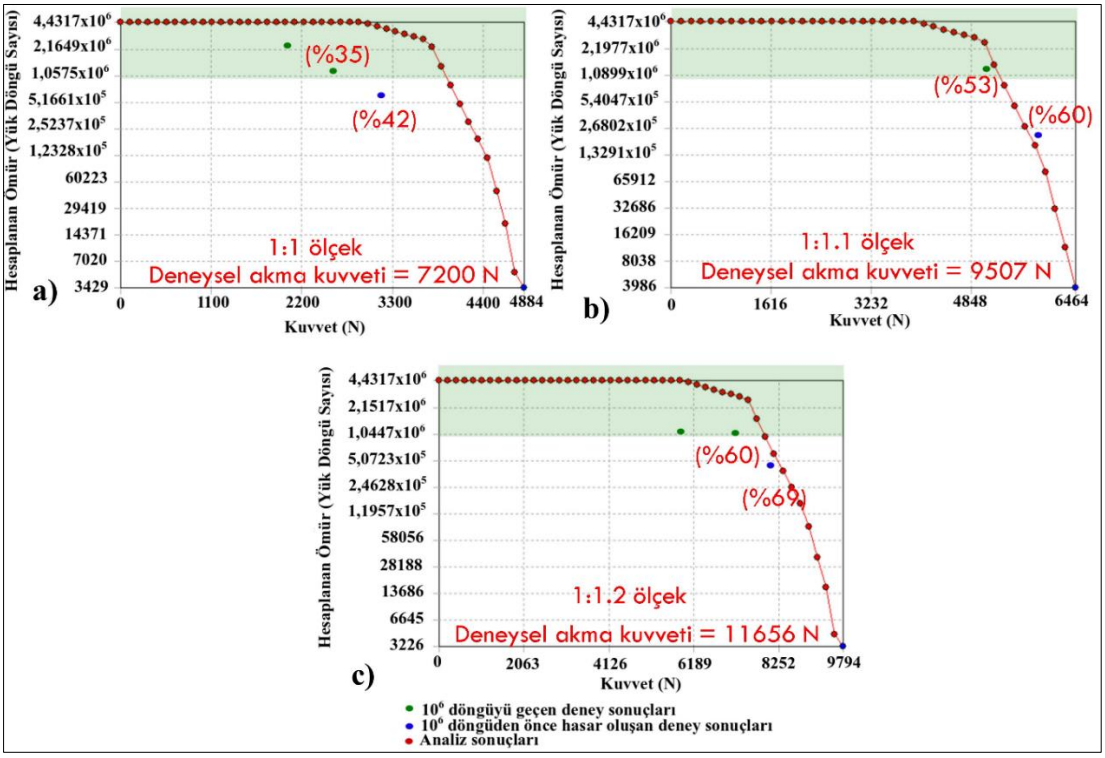
Şekil 4.50. Basma yorulma testi sonucu örnek kırılma yüzeyi

Yorulma dayanımları sonlu elemanlar analizi ile belirlenen vertebra 1 trabeküler yapısına ait numune geometrilerinin farklı kuvvetler altındaki ömür değişimlerine ait farklı kuvvet- ömür grafikleri Şekil 4.51'de yer almaktadır. Yorulma analizi sonuçlarına bakıldığında vertebra 1:1 ölçeğe ait ömür değerlerinde yapılan statik analizlerde karşılaşıldığı gibi sapma miktarının yüksek olduğu gözlenmiştir. Vertebra 1:1,10 ve 1:1,20 ölçek için ise sonuçlardaki sapma miktarının düştüğü gözlenmiştir. Yorulma deneyi yapılan numunelerde 10^6 döngü dinamik yükleme dayanımına ait değerlerin analiz sonuçlarını gösteren grafiklerde oluşturulan yeşil bölgede olması analiz doğruluğunu desteklediği kabul edilmiştir.

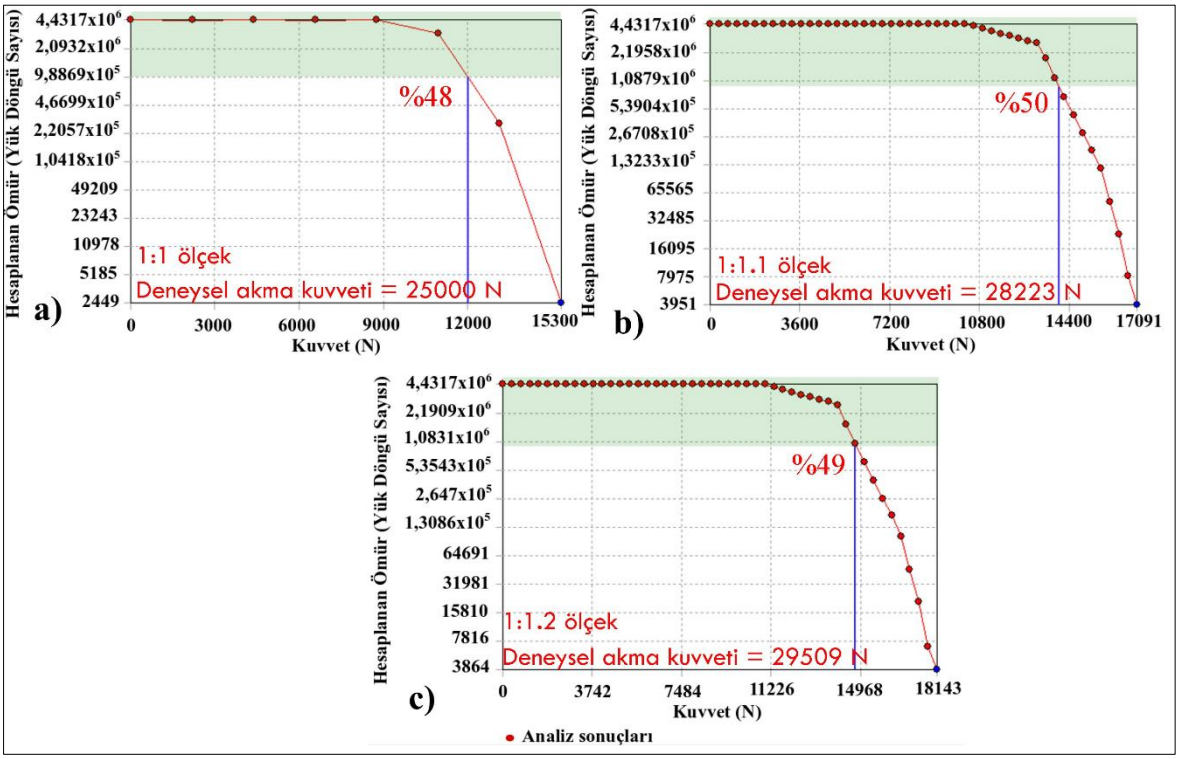
Çizelge 4.11. Ti6Al4V ELI alaşımının yorulma analizi için alternatif gerilme-döngü sayısı değerleri [203]

Döngü sayısı	2336	3760	4540	12914	1,25E+05	2,71E+06	4,43E+06
Alternatif Gerilme (MPa)	729	718	705	695	653	551	433

Deney sonuçları ile sapma miktarı ve analiz sonuçları ile tutarlılığı belirlenen model ile femur 1 geometrisine sahip numunelerin yorulma ömürleri sonlu elemanlar analizi ile belirlenmiştir. Femur 1 geometrisinin yorulma analizinde 1:1 ölçek için 12000N, 1:1,10 ölçek için 14000N ve 1:1,20 ölçek için 14500N ve bu kuvvetlerden daha düşük kuvvet değerleri için 10^6 döngü dayanımı değerleri elde edildiği görülmüştür (Şekil 4.52). Femur 1 numunelerinin 10^6 döngü dayanımı için 1:1, 1:1,10 ve 1:1,20 ölçeklerde elde edilen kuvvet değerlerinin sırasıyla deneysel akma kuvvetine oranının %48, %50 ve %49 olduğu hesaplanmıştır. İnsan vertebrasının yorulma dayanımının 501- 6242 N arası değişen basma kuvvetleri altındaki döngü ömür değeri 33-950 arasında değişim göstermekte olup [207] üretimi yapılan numunelere ait yorulma dayanımının kemiğin kendisine oranla çok yüksek olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.51. Vertebra numunelerinin basma yorulma dayanımlarının analiz sonuçları: a)1:1 ölçek, b)1:1,10 ölçek ve c) 1:1,20 ölçek



Şekil 4.52. Femur numunelerinin basma yorulma dayanımlarının analiz sonuçları: a)1:1 ölçek, b)1:1,10 ölçek ve c) 1:1,20 ölçek

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada gözenekli metal üretimi için koyuna ait femur ve vertebra kemiklerine ait trabeküler geometriler Mikro-CT tarama yardımıyla kopyalanarak kullanılmıştır. Tomografi ile kopyalanan trabeküler yapıların üretilebilirliği, dayanımı ve sonlu elemanlar yöntemi ile analiz modeli geliştirilmesi incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıda yer almaktadır.

1. Tomografi ile kopyalanan doğal oluşuma sahip trabeküler kemik yapının, Ti6Al4V ELI alaşımından SLE ile üretiminde kullanılan 150 µm lazer spot çapından daha düşük boyuta sahip kolları geometrisinde barındırması sebebiyle yapıda kalınlaşmalar gözlenmiştir. Üretimde gözlenen değişimler sebebiyle doğal trabeküler yapının temsil edildiği ölçek aralığının belirlenmesi için gözenek ağ modellerinden (PNM) faydalanılmış olup 1:1-1:1,25 aralığında yer alan ölçekler ile yapılan üretimlerin kemik yapıyı gözenek boyut dağılımı açısından temsil kabiliyetinin yüksek olduğu görülmüştür.
2. CoCr alaşımında kullanılan lazer spot çapı değeri 55 µm olup titanyum alaşımından yapılan üretime göre düşük olması, üretim hassasiyetini artırırken kalınlaşmaları azaltmış, yapıdaki gözeneklilik değişimini düşürmüş ve dolayısıyla üretim geometri değişimine etkisi azalmıştır. Gözeneklilik oranında üretim öncesine göre ortalama %0,5±0,4 değişim gösteren CoCr alaşımından yapılan üretimler sonucu elde edilen gözenekli metal yapıların, trabeküler kemik geometrisini temsil edebildiği sonucuna varılmıştır.
3. Trabeküler yapı, kafes geometrilerde olduğu gibi düzenli dizilime sahip olmayıp karmaşık geometriyi bünyesinde barındırmakta ve üretim sonrasında yapıda toz kalma problemi oluşabilmektedir. Numune geometrilerine kemik büyümesi ile uyumlu olarak 1 mm çapa sahip toz tahliye kanallarının eklenmesiyle Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan üretimlerde çalışma kapsamında karşılaşılan kalıntı toz problemi ortadan kaldırılmıştır.
4. Üretimlere dair incelemeler kapsamında elde edilen mikro tomografi, taramalı elektron mikroskobu ve optik mikroskop görüntülerinde üretim içi boşluk hataları tespit edilmiştir. Küresel geometriye sahip olan bu boşlukların yüksek lokal enerji yoğunluğu sebebiyle oluştuğu ve 51±29 µm ortalama eşdeğer küresel çap boyutuna sahip olduğu gözlenmiştir.

5. Basma deneylerine ilişkin sonuçlarda, Ti6Al4V ELI için ortalama 2,03±0,17 – 3,18±0,11 GPa ve CoCr alaşımı için ortalama 1,93±0,33 – 2,26±0,03 GPa arası değişen elastisite modül değerleri elde edilmiştir. Gözeneklilik değişiminde, Ti6Al4V ELI alaşımı için %19,1±6 azalma ve CoCr alaşımı için %0,5±0,4 artış gözlenmiş olup CoCr alaşımından yapılan üretimlerin kemik yapıya yakın dayanım ve gözeneklilik sebebiyle Ti6Al4V ELI numunelerine göre daha başarılı olduğu görülmüştür.
6. Ti6Al4V ELI ve CoCr alaşımlarından üretilen trabeküler metal yapıların 81±6 ile 319±5 MPa ve 60±2 ile 103±9 MPa aralığında gerilme dayanımına sahip olduğu görülmüş olup kortikal ve trabeküler kemik yapı dayanımlarını sağlamıştır.

Bu çalışma sonrasında karmaşık gözenek yapısına sahip malzemelerin üretimi ve dayanımlarının belirlenmesi için yapılacak çalışmalara ait öneriler ise aşağıda sıralanmıştır.

1. Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan üretimlerde lazer spot çapı değerinin gözenekli yapının sahip olduğu unsur boyutlarına uygun olarak düşürülmesi yapının üretimindeki hassasiyeti artırarak tasarlanan gözenek boyut dağılım değerlerine yakın üretimler yapılabilir.
2. Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan üretim sonucu elde edilen gözenekli yapılar asitte bekletme gibi ek yüzey işlemlerine tabi tutularak yüzeydeki toz yapışmaları azaltılarak biyouyumluluk artırılabilir.
3. Ti6Al4V ELI alaşımından yapılan üretimler sonucu ısıl işlemde yapı daha sünek hale getirilerek ani kırılmalara karşı dayanım artırılabilir.
4. Çalışma kapsamında geometri tasarımları Ti6Al4V ELI alaşımının üretimi için yapılmış ve yapıda kalan tozun çıkarılması için tahliye kanallarına ihtiyaç duyulmuştur. Tahliye kanallarının yapıya eklenmesiyle dayanım azalmıştır. Kalınlaşmanın görüldüğü üretimlerde tahliye kanal boyutlarına ilişkin optimizasyon çalışması yapılarak yapının dayanımda görülen düşüş azaltılabilir.
5. Karmaşık gözenekli yapıya sahip gözenekli metal yapının temsil eden hacmi için farklı yönlerdeki kuvvet-yer değişimi davranışları belirlenerek yapı analizinde izotropik, ortotropik ve izotropik olmayan kabuller ile homojenizasyon yapılarak analiz doğruluğu yükseltilebilir.

KAYNAKLAR

1. Küçükaltun, F. (2019). *Trabeküler Kemik Gözenek Yapıya Sahip Malzemelerin Seçimli Lazer Ergitme Yöntemi İle Ti6Al4V Tozu Kullanılarak Üretimi Ve Geometrik Doğruluğunun Araştırılması*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Universitesi, Ankara

2. ISO/ASTM 52900 (2015). Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies – General Principles – Terminology. *ASTM Book of Standards.* 1, 1–9.

3. Wohlers, T. and Grimm, T. (2003). Is CNC machining really better than RP. Gardner Publications, from Http://Learn.Lboro.Ac.Uk/Ludata/Cd/Cad/Rp_v_cnc.Pdf, Son Erişim tarihi: 20 Haziran 2012.

4. Deckard, C. R. (1989). *U.S. Patent No. 4,863,538.* Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

5. Sames, W.J., List, F.A., Pannala, S., Dehoff, R.R., and Babu, S.S. (2016). The metallurgy and processing science of metal additive manufacturing. *International Materials Reviews*. 61 (5), 315–360.

6. 3D Hubs. (2019) "What is 3D printing? The definitive guide 3D Hubs." https://www.3dhubs.com/guides/3d-printing/, Son Erişim tarihi:18 Şubat 2019.

7. Gibson, I., Rosen, D., and Stucker, B. (2015). *Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing.* New York: Springer, 107-145.

8. Poyraz, Ö. (2018). *Metallerin Lazer Katmanlı İmalatında Kullanılan Proses Parametrelerinin Etkisinin, Modelleme ve Simülasyon Yöntemleri Kullanılarak İncelenmesi*. Doktora Tezi, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Eşkişehir.

9. Shipley, H., McDonnell, D., Culleton, M., Coull, R., Lupoi, R., O'Donnell, G., et al. (2018). Optimisation of process parameters to address fundamental challenges during selective laser melting of Ti-6Al-4V: A review. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 128 (9), 1–20.

10. Attar, H., Calin, M., Zhang, L.C.C., Scudino, S., and Eckert, J. (2014). Manufacture by selective laser melting and mechanical behavior of commercially pure titanium. *Materials Science and Engineering A*. 593, 170–177.

11. Cao, S., Chen, Z., Lim, C.V.S., Yang, K., Jia, Q., Jarvis, T., et al. . (2017). Defect, microstructure, and mechanical property of Ti-6Al-4V alloy fabricated by high-power selective laser melting. *JOM*. 69 (12), 2684–2692.

12. Yadroitsev, I., Krakhmalev, P., and Yadroitsava, I. (2015). Hierarchical design principles of selective laser melting for high quality metallic objects. *Additive Manufacturing*. 7, 45–56.

13. Mercelis, P., Froyen, L., Rombouts, M., and Kruth, J.P. (2006). Fundamentals of selective laser melting of alloyed steel powders. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*. 55 (1), 187–192.

14. Rehme, O., and Emmelmann, C. (2010). *Cellular design for laser freeform fabrication*. Göttingen: Cuvillier, 1-8.

15. Yadroitsau, I. (2008) *Direct manufacturing of 3D objects by selective laser melting of metal powders.* Ph.D. Thesis, ENISE, Saint-Etienne, France.

16. Lee, H., Lim, C.H.J., Low, M.J., Tham, N., Murukeshan, V.M., and Kim, Y.J. (2017). Lasers in additive manufacturing: A review. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing - Green Technology*. 4 (3), 307–322.

17. Gu, D.D., Meiners, W., Wissenbach, K., and Poprawe, R. (2012). Laser additive manufacturing of metallic components: materials, processes and mechanisms. *International Materials Reviews*. 57 (3), 133–164.

18. Garban-Labaune, C., Fabre, E. Max, C.E., Fabbro, R., Amiranoff, F., J. Virmont, Weinfeld, M. and Michard, A. (2012). Effect of laser wavelength and pulse duration on laser-light absorption and back reflection. *Physical Review Letters*. 017205 (2005), 2011–2012.

19. Hoffman, J., Chrzanowska, J., Kucharski, S., Moscicki, T., Mihailescu, I.N., Ristoscu, C., et al. (2014). The effect of laser wavelength on the ablation rate of carbon. *Applied Physics A*. 117 (1), 395–400.

20. Sing, S.L., Yeong, W.Y., Wiria, F.E., Tay, B.Y., Zhao, Z., Zhao, L., et al. (2017). Direct selective laser sintering and melting of ceramics: a review. *Rapid Prototyping Journal*. 23 (3), 611–623.

21. Regenfuss, P., Streek, A., Hartwig, L., Klötzer, S., Brabant, T., Horn, M., et al. (2007). Principles of laser micro sintering. *Rapid Prototyping Journal*. 13 (4), 204–212.

22. Chung Ng, C., Savalani, M., ve Chung Man, H. (2011). Fabrication of magnesium using selective laser melting technique. *Rapid Prototyping Journal*. 17 (6), 479–490.

23. Moges, T., Ameta, G., and Witherell, P. (2019). A review of model inaccuracy and parameter uncertainty in laser powder bed fusion models and simulations. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 141 (4), 1.

24. Tan, J.H., Wong, W.L.E., and Dalgarno, K.W. (2017). An overview of powder granulometry on feedstock and part performance in the selective laser melting process. *Additive Manufacturing*. 18, 228–255.

25. Yusuf, S.M. and Gao, N. (2017). Influence of energy density on metallurgy and properties in metal additive manufacturing. *Materials Science and Technology (United Kingdom)*. 33 (11), 1269–1289.

26. Yang, J., Han, J., Yu, H., Yin, J., Gao, M., Wang, Z., et al. (2016). Role of molten pool mode on formability, microstructure and mechanical properties of selective laser melted Ti-6Al-4V alloy. *Materials and Design*. 110, 558–570.

27. Patil, R.B. and Yadava, V. (2007). Finite element analysis of temperature distribution in single metallic powder layer during metal laser sintering. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 47 (7–8), 1069–1080.

28. Li, R., Shi, Y., Liu, J., Yao, H., and Zhang, W. (2009). Effects of processing parameters on the temperature field of selective laser melting metal powder. *Powder Metallurgy and Metal Ceramics*. 48 (3), 186–195.

29. Xiao, B. and Zhang, Y. (2007). Laser sintering of metal powders on top of sintered layers under multiple-line laser scanning. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 40 (21), 6725–6734.

30. Yadroitsev, I., Gusarov, A., Yadroitsava, I., and Smurov, I. (2010). Single track formation in selective laser melting of metal powders. *Journal of Materials Processing Technology*. 210 (12), 1624–1631.

31. Fischer, P., Romano, V., Weber, H.P., Karapatis, N.P., Boillat, E., and Glardon, R. (2003). Sintering of commercially pure titanium powder with a Nd:YAG laser source. *Acta Materialia*. 51 (6), 1651–1662.

32. Irrinki, H., Dexter, M., Barmore, B., Enneti, R., Pasebani, S., Badwe, S., et al. (2016). Effects of powder attributes and laser powder bed fusion (L-PBF) process conditions on the densification and mechanical properties of 17-4 PH stainless steel. *JOM*. 68 (3), 860–868.

33. Simchi, A. (2004). The role of particle size on the laser sintering of iron powder. *Metallurgical and Materials Transactions B*. 35 (5), 937–948.

34. Dawes, J., Bowerman, R., and Trepleton, R. (n.d.). Introduction to the additive manufacturing powder metallurgy supply chain. *Johnson Matthey Technology Review*. 59 (3), 243–256.

35. Slotwinski, J.A., Garboczi, E.J., Stutzman, P.E., Ferraris, C.F., Watson, S.S., and Peltz, M.A. (2014). Characterization of metal powders used for additive manufacturing. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*. 119, 460– 493.

36. Mindt, H.W., Megahed, M., Lavery, N.P., Holmes, M.A., and Brown, S.G.R.R. (2016). Powder bed layer characteristics: the overseen first-order process input. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 47 (8), 3811–3822.

37. Parteli, E.J.R. and Pöschel, T. (2016). Particle-based simulation of powder application in additive manufacturing. *Powder Technology*. 288, 96–102.

38. Dou, X., Mao, Y., and Zhang, Y. (2014). Effects of contact force model and size distribution on microsized granular packing. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 136 (2), 21003–21009.

39. Parteli, E. J. (2013). *DEM simulation of particles of complex shapes using the multisphere method: application for additive manufacturing*. In AIP conference proceedings. 1542 (1), 185-188.

40. Rausch, M.A., Küng, E.V., Pobel, C., Markl, M., and Körner, C. (2017). Predictive simulation of process windows for powder bed fusion additive manufacturing: influence of the powder bulk density. *Materials* . 10 (10), 1117.

41. Rosenberg, H.W., Chesnutt, J.C., and Margolin, H. (1982). Fracture properties of titanium alloys. *Application of Fracture Mechanics for Selection of Metallic Structural Materials A. 83-25317 10 26*, 213–252.

42. Wu, S.Q.Q., Lu, Y.J.J., Gan, Y.L.L., Huang, T.T.T., Zhao, C.Q.Q., Lin, J.J.J.X.X., et al. (2016). Microstructural evolution and microhardness of a selective-laser-melted Ti-6Al-4V alloy after post heat treatments. *Journal of Alloys and Compounds*. 672, 643–652.

43. Thijs, L., Verhaeghe, F., Craeghs, T., Humbeeck, J. Van, and Kruth, J.-P.P. (2010). A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. *Acta Materialia*. 58 (9), 3303–3312.

44. Gong, H., Rafi, K., Starr, T., and Stucker, B. (2013). *The effects of processing parameters on defect regularity in Ti-6Al-4V parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting*. 24th Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium An Additive Manufacturing Conference, Austin, TX, Aug, pp. 12–14.

45. Kasperovich, G., Haubrich, J., Gussone, J., and Requena, G. (2016). Correlation between porosity and processing parameters in TiAl64V produced by selective laser melting. *Materials & Design*. 105, 160–170.

46. Tobergte, D.R. and Curtis, S. (2013). Defect morphology in Ti-6AL-4V parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting. *Journal of Chemical Information and Modeling*. 53 (9), 1689–1699.

47. Song, B., Dong, S., Zhang, B., Liao, H., and Coddet, C. (2012). Effects of processing parameters on microstructure and mechanical property of selective laser melted Ti6Al4V. *Materials and Design*. 35 120–125.

48. Cunningham, R., Narra, S.P., Montgomery, C., Beuth, J., and Rollett, A.D. (2017). Synchrotron-based x-ray microtomography characterization of the effect of processing variables on porosity formation in laser power-bed additive manufacturing of Ti-6Al-4V. *JOM*. 69 (3), 479–484.

49. Kurzynowski, T., Chlebus, E., Kuźnicka, B., and Reiner, J. (2012). Parameters in selective laser melting for processing metallic powders. *High Power Laser Materials Processing: Lasers, Beam Delivery, Diagnostics, and Applications.* 14, 8239-8239.

50. Kasperovich, G. and Hausmann, J. (2015). Improvement of fatigue resistance and ductility of TiAl6V4 processed by selective laser melting. *Journal of Materials Processing Technology*. 220, 202–214.

51. Gong, H., Rafi, K., Gu, H., Janaki Ram, G.D.D., Starr, T., and Stucker, B. (2015). Influence of defects on mechanical properties of Ti-6Al-4V components produced by selective laser melting and electron beam melting. *Materials and Design*. 86, 545–554.

52. Prashanth, K.G., Scudino, S., Maity, T., Das, J., and Eckert, J. (2017). Is the energy density a reliable parameter for materials synthesis by selective laser melting? *Materials Research Letters*. 5 (6), 386–390.

53. Scipioni Bertoli, U., Wolfer, A.J., Matthews, M.J., Delplanque, J.-P.R.P.R., and Schoenung, J.M. (2017). On the limitations of volumetric energy density as a design parameter for Selective Laser Melting. *Materials and Design*. 113, 331–340.

54. Gu, D., Hagedorn, Y.-C., Meiners, W., Meng, G., Batista, R.J.S., Wissenbach, K., et al. (2012). Densification behavior, microstructure evolution, and wear performance of selective laser melting processed commercially pure titanium. *Acta Materialia*. 60 (9), 3849–3860.

55. Leuders, S., Thöne, M., Riemer, A., Niendorf, T., Tröster, T., Richard, H.A.A., et al. (2013). On the mechanical behaviour of titanium alloy TiAl6V4 manufactured by selective laser melting: Fatigue resistance and crack growth performance. *International Journal of Fatigue*. 48, 300–307.

56. Murr, L.E., Quinones, S.A., Gaytan, S.M., Lopez, M.I., Rodela, A., Martinez, E.Y., et al. (2009). Microstructure and mechanical behavior of Ti–6Al–4V produced by rapidlayer manufacturing, for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2 (1), 20–32.

57. Murr, L.E., Esquivel, E.V., Quinones, S.A., Gaytan, S.M., Lopez, M.I., Martinez, E.Y., et al. (2009). Microstructures and mechanical properties of electron beam-rapid manufactured Ti–6Al–4V biomedical prototypes compared to wrought Ti–6Al–4V. *Materials Characterization*. 60 (2), 96–105.

58. Vilaro, T., Colin, C., and Bartout, J.D. (2011). As-fabricated and heat-treated microstructures of the Ti-6Al-4V alloy processed by selective laser melting. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 42 (10), 3190–3199.

59. Attar, H., Bönisch, M., Calin, M., Zhang, L.-C., Scudino, S., and Eckert, J. (2014). Selective laser melting of in situ titanium–titanium boride composites: Processing, microstructure and mechanical properties. *Acta Materialia*. 76, 13–22.

60. Pang, S., Chen, W., and Wang, W. (2014). A quantitative model of keyhole instability induced porosity in laser welding of titanium alloy. *Metallurgical and Materials Transactions A*, *45*(6), 2808-2818.

61. Courtois, M., Carin, M., Masson, P. Le, Gaied, S., and Balabane, M. (2013). A new approach to compute multi-reflections of laser beam in a keyhole for heat transfer and fluid flow modelling in laser welding. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 46 (50), 505305.

62. Qiu, C., Adkins, N.J.E.E., and Attallah, M.M. (2013). Microstructure and tensile properties of selectively laser-melted and of HIPed laser-melted Ti-6Al-4V. *Materials Science and Engineering A*. 578, 230–239.

63. Kruth, J.-P.P., Deckers, J., Yasa, E., and Wauthlé, R. (2012). *Assessing and comparing influencing factors of residual stresses in selective laser melting using a novel analysis method.* Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture. 226 (6), 980–991.

64. Wu, A.S., Brown, D.W., Kumar, M., Gallegos, G.F., and King, W.E. (2014). An experimental Investigation into additive manufacturing-induced residual stresses in 316L stainless steel. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 45 (13), 6260–6270.

65. Parry, L., Ashcroft, I., Bracket, D., and Wildman, R.D. (2014). Investigation of residual stresses in selective laser melting. *Key Engineering Materials*. 627, 129–132.

66. Jiang, W., Dalgarno, K.W., and Childs, T.H.C. (2002). *Finite element analysis of residual stresses and deformations in direct metal SLS process*. SFF Symposium. 340–348.

67. Parry, L., Ashcroft, I.A., and Wildman, R.D. (2016). Understanding the effect of laser scan strategy on residual stress in selective laser melting through thermo-mechanical simulation. *Additive Manufacturing*. 12, 1–15.

68. Lu, Y., Wu, S., Gan, Y., Huang, T., Yang, C., Junjie, L., et al. (2015). Study on the microstructure, mechanical property and residual stress of SLM Inconel-718 alloy manufactured by differing island scanning strategy. *Optics & Laser Technology*. 75 197–206.

69. Ali, H., Ma, L., Ghadbeigi, H., and Mumtaz, K. (2017). In-situ residual stress reduction, martensitic decomposition and mechanical properties enhancement through high temperature powder bed pre-heating of Selective Laser Melted Ti6Al4V. *Materials Science and Engineering A*. 695 (2), 211–220.

70. Shiomi, M., Osakada, K., Nakamura, K., Yamashita, T., and Abe, F. (2004). Residual stress within metallic model made by selective laser melting process. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*. 53 (1), 195–198.

71. Zaeh, M.F. and Branner, G. (2010). Investigations on residual stresses and deformations in selective laser melting. *Production Engineering*. 4 (1), 35–45.

72. Mazur, M., Leary, M., McMillan, M., Sun, S., Shidid, D., and Brandt, M. (2017). Mechanical properties of Ti6Al4V and AlSi12Mg lattice structures manufactured by Selective Laser Melting (SLM). *Laser Additive Manufacturing*. 119-161.

73. Currey, J. D. (2006). *Bones: structure and mechanics*. New Jersey: Princeton University Press, 1-110.

74. Wegst, U.G.K.K., Bai, H., Saiz, E., Tomsia, A.P.,and Ritchie, R.O. (2015). Bioinspired structural materials. *Nature Materials*. 14 (1), 23–36.

75. Marieb, E. N., and Hoehn, K. (2007). *Human anatomy & physiology*. Boston: Pearson education, 95-144.

76. Tortora, G. J., and Derrickson, B. H. (2018). *Principles of anatomy and physiology*. Huboken: John Wiley & Sons, 171-234.

77. Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., et al. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*. 83, 127–141.

78. Lacroix, D. (2019). Biomechanical aspects of bone repair. *Bone repair biomaterials Woodhead Publishing*, 53-64.

79. Choi, K., Kuhn, J.L., Ciarelli, M.J., and Goldstein, S.A. (1990). The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of Biomechanics*. 23 (11), 1103–1113.

80. Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*. 20 (2), 92–102.

81. Murr, L.E. (2017). 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.

82. Li, X., Chu, C., Zhou, L., Bai, J., Guo, C., Xue, F., et al. (2017). Fully degradable PLAbased composite reinforced with 2D-braided Mg wires for orthopedic implants. *Composites Science and Technology*. 142, 180–188.

83. Al-Tamimi, A.A., Peach, C., Fernandes, P.R., Cseke, A., and Bartolo, P.J.D.S. (2017). *Topology optimization to reduce the stress shielding effect for orthopedic applications.* Procedia CIRP. 65, 202–206.

84. Taniguchi, N., Fujibayashi, S., Takemoto, M., Sasaki, K., Otsuki, B., Nakamura, T., et al. (2016). Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Materials Science and Engineering C*. 59, 690–701.

85. Patton, K. T., and Thibodeau, G. A. (2013). A*natomy & Physiology*. Missouri: Elsevier Health Sciences, 105-165.

86. Sabry, F.F., Ebraheim, N.A., Mehalik, J.N., and Rezcallah, A.T. (2000). Internal architecture of the calcaneus: implications for calcaneus fractures. *Foot & Ankle International*. 21 (2), 114–118.

87. Tsubota, K., Suzuki, Y., Yamada, T., Hojo, M., Makinouchi, A., and Adachi, T. (2009). Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using largescale voxel FE models: Approach to understanding Wolff's law. *Journal of Biomechanics*. 42 (8), 1088–1094.

88. Yeni, Y.N., Wu, B., Huang, L., and Oravec, D. (2013). Mechanical loading causes detectable changes in morphometric measures of trabecular structure in human cancellous bone. *Journal of Biomechanical Engineering*. 135 (5), 54505.

89. Kinney, J.H., Stölken, J.S., Smith, T.S., Ryaby, J.T., and Lane, N.E. (2005). An orientation distribution function for trabecular bone. *Bone*. 36 (2), 193–201.

90. Smit, T.H. (2002). The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations. *European Spine Journal*. 11 (2), 137–144.

91. Pitzen, T., Geisler, F.H., Matthis, D., Müller-Storz, H., Pedersen, K., and Steudel, W.-I. (2001). The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment. *European Spine Journal*. 10 (1), 23–29.

92. Majumdar, S., Kothari, M., Augat, P., Newitt, D.C., Link, T.M., Lin, J.C., et al. (1998). High-Resolution magnetic resonance imaging: Three-dimensional trabecular bone architecture and biomechanical properties. *Bone*. 22 (5), 445–454.

93. Cramer, G. D., and Darby, S. A. (2017). *Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS-E-Book*. St Louis: Elsevier Health Sciences, 5-216.

94. Konda, S.R. (2017). Anatomy of the proximal femur. *Proximal Femur Fractures: An* Evidence-*Based Approach to Evaluation and Management*. 1–7.

95. Nordin, M., and Frankel, V. H. (Eds.). (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Baltimore: Lippincott Williams ve Wilkins, 65-124.

96. Hall, S. (2014). *Basic biomechanics*. New York: McGraw-Hill Higher Education, 27-345.

97. Milz, S., Schneider, E., Pearce, A.I., Richards, R.G., Milz, S., Schneider, E., et al. (2007). Animal models for implant biomaterial research in bone : a review. *European Cells and Materials*. 13 (0), 1–10.

98. Newman, E., Turner, A.S., and Wark, J.D. (1995). The potential of sheep for the study of osteopenia: current status and comparison with other animal models. *Bone*. 16 (4), 277–284.

99. Liebschner, M.A.K. (2004). Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone. *Biomaterials*. 25 (9), 1697–1714.

100. Nafei, A., Danielsen, C.C., Linde, F., and Hvid, I. (2000). Properties of growing trabecular ovine bone: Part I: mechanical and physical properties. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*. 82 (6), 910–920.

101. Willie, B.M., Bloebaum, R.D., Bireley, W.R., Bachus, K.N., and Hofmann, A.A. (2004). Determining relevance of a weight-bearing ovine model for bone ingrowth assessment. *Journal of Biomedical Materials Research Part A:* 69 (3), 567–576.

102. Li, Y., Chen, S.K., Li, L., Qin, L., Wang, X.L., and Lai, Y.X. (2015). Bone defect animal models for testing efficacy of bone substitute biomaterials. *Journal of Orthopaedic Translation*. 3 (3), 95–104.

103. Mittra, E., Rubin, C., and Qin, Y.X. (2005). Interrelationship of trabecular mechanical and microstructural properties in sheep trabecular bone. *Journal of Biomechanics*. 38 (6), 1229–1237.

104. Sheep Skeletal System Clinical Anatomy. http://fashionfortheladies.blogspot.com /search/?q=sheep+skeletal+system. Son Erişim tarihi: 18 Nisan 2020.

105. Peyrin, F., Salome, M., Cloetens, P., and Laval-jeantet, A.M. (1998). Micro-CT examinations of trabecular bone samples at different resolutions : 14 , 7 and 2 micron level. *Technology and Health Care.* 6, 391–401.

106. Engelke, K., Graeff, W., Meiss, L., Hahn, M., and Delling, G. (1993). High spatial resolution imaging of bone mineral using computed microtomography. Comparison with microradiography and undecalcified histologic sections. *Investigative Radiology*. 28 (4), 341—349.

107. Christiansen, B.A. (2016). Effect of micro-computed tomography voxel size and segmentation method on trabecular bone microstructure measures in mice. *Bone Reports*. 5, 136–140.

108. Maloney, K.J., Fink, K.D., Schaedler, T.A., Kolodziejska, J.A., Jacobsen, A.J., and Roper, C.S. (2012). Multifunctional heat exchangers derived from three-dimensional micro-lattice structures. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 55 (9–10), 2486–2493.

109. Kumar, V., Manogharan, G., and Cormier, D. (2009). *Design of periodic cellular structures for heat exchanger applications.* Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium, Texas. 738–748.

110. Harrigan, J.J., Reid, S.R., and Seyed Yaghoubi, A. (2010). The correct analysis of shocks in a cellular material. *International Journal of Impact Engineering*. 37 (8), 918– 927.

111. Luxner, M.H., Stampfl, J., and Pettermann, H.E. (2005). Finite element modeling concepts and linear analyses of 3D regular open cell structures. *Journal of Materials Science*. 40 (22), 5859–5866.

112. Vanderesse, N., Ky, I., Quevedo González, F., Nuño, N., and Bocher, P. (2016). Image analysis characterization of periodic porous materials produced by additive manufacturing. *Materials and Design*. 92, 767–778.

113. Bose, S., Vahabzadeh, S., and Bandyopadhyay, A. (2013). Bone tissue engineering using 3D printing. *Materials Today*. 16 (12), 496–504.

114. Parthasarathy, J. (2014). 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Annals of Maxillofacial Surgery*. 4 (1), 9.

115. Long, M. and Rack, H.. (1998). Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*. 19 (18), 1621–1639.

116. Liang, H., Yang, Y., Xie, D., Li, L., Mao, N., Wang, C., et al. (2019). 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.

117. Frost, H.M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff s law for clinicians. *Angle Orthodontist*. 74 (1), 3–15.

118. Hollister, S.J. (2009). Scaffold design and manufacturing: From concept to clinic. *Advanced Materials*. 21 (32–33), 3330–3342.

119. Olszta, M.J., Cheng, X., Jee, S.S., Kumar, R., Kim, Y.-Y., Kaufman, M.J., et al. (2007). Bone structure and formation: A new perspective. *Materials Science and Engineering R: Reports*. 58 (3–5), 77–116.

120. Rouwkema, J., Rivron, N.C., and Van Blitterswijk, C.A. (2008). Vascularization in tissue engineering. *Trends in Biotechnology*. 26 (8), 434–441.

121. Kumar, A., Nune, K.C., Murr, L.E., and Misra, R.D.K. (2016). Biocompatibility and mechanical behaviour of three-dimensional scaffolds for biomedical devices: Processstructure-property paradigm. *International Materials Reviews*. 61 (1), 20–45.

122. Hollister, S.J. (2005). Porous scaffold design for tissue engineering. *Nature Materials*. 4 (7), 518–524.

123. Hutmacher, D.W., Sittinger, M., and Risbud, M. V (2004). Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems. *Trends in Biotechnology*. 22 (7), 354–362.

124. Novosel, E.C., Kleinhans, C., and Kluger, P.J. (2011). Vascularization is the key challenge in tissue engineering. *Advanced Drug Delivery Reviews*. 63 (4–5), 300–311.

125. Liu, W.F. and Chen, C.S. (2005). Engineering biomaterials to control cell function. *Materials Today*. 8 (12), 28–35.

126. Zaharin, H.A., Rani, A.M.A., Azam, F.I., Ginta, T.L., Sallih, N., Ahmad, A., et al. (2018). Effect of unit cell type and pore size on porosity and mechanical behavior of additively manufactured Ti6Al4V scaffolds. *Materials*. 11 (12).

127. Wang, Y., Arabnejad, S., Tanzer, M., and Pasini, D. (2018). Hip Implant Design With Three-Dimensional Porous Architecture of Optimized Graded Density. *Journal of* Mechanical *Design*. 140 (11), 111406.

128. Kim, T.B., Yue, S., Zhang, Z., Jones, E., Jones, J.R., and Lee, P.D. (2014). Additive manufactured porous titanium structures: Through-process quantification of pore and strut networks. *Journal of Materials Processing Technology*. 214 (11), 2706–2715.

129. Refai, K., Brugger, C., Montemurro, M., and Saintier, N. (2020). An experimental and numerical study of the high cycle multiaxial fatigue strength of titanium lattice structures produced by Selective Laser Melting (SLM). *International Journal of Fatigue*. 138 (3), 105623.

130. Nazir, A., Abate, K.M., Kumar, A., and Jeng, J.Y. (2019). A state-of-the-art review on types, design, optimization, and additive manufacturing of cellular structures. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 104 (9–12), 3489–3510.

131. Liu, F., Zhang, D.Z., Zhang, P., Zhao, M., and Jafar, S. (2018). Mechanical properties of optimized diamond lattice structure for bone scaffolds fabricated via selective laser melting. *Materials*. 11 (3), 374.

132. Tan, X.P., Tan, Y.J., Chow, C.S.L., Tor, S.B., and Yeong, W.Y. (2017). Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A stateof-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility. *Materials Science and Engineering C*. 76, 1328–1343.

133. Liang, H., Yang, Y., Xie, D., Li, L., Mao, N., Wang, C., et al. (2019). Trabecular-like Ti-6Al-4V scaffolds for orthopedic: fabrication by selective laser melting and in vitro biocompatibility. *Journal of Materials Science and Technology*. 35 (7), 1284–1297.

134. Barba, D., Alabort, E., and Reed, R.C. (2019). Synthetic bone: Design by additive manufacturing. *Acta Biomaterialia*. 97, 637–656.

135. Zhang, X.Y., Fang, G., and Zhou, J. (2017). Additively manufactured scaffolds for bone tissue engineering and the prediction of their mechanical behavior: A review. *Materials*. 10 (1), 50.

136. Mahmoud, D. and Elbestawi, M. (2017). Lattice Structures and Functionally Graded Materials Applications in Additive Manufacturing of Orthopedic Implants: A Review. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*. 1 (2), 13.

137. Kayacan, M.C., Delikanlı, Y.E., Duman, B., ve Özsoy, K. (2018). Ti6Al4V toz alaşımı kullanılarak SLS ile üretilen geçişli (değişken) gözenekli numunelerin mekanik özelliklerinin incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*. 33 (1), 127-143.

138. Wieding, J., Wolf, A., and Bader, R. (2014). 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.

139. Scheffler, M., and Colombo, P. (2006). *Cellular ceramics: structure, manufacturing, properties and applications*. John Wiley & Sons, 3-16.

140. Brandt, M., Sun, S.J., Leary, M., Feih, S., Elambasseril, J., and Liu, Q.C. (2013). Highvalue SLM aerospace components: from design to manufacture. *Advanced Materials Research*. 633, 135–147.

141. Liu, L., Kamm, P., García-Moreno, F., Banhart, J., and Pasini, D. (2017). 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.

142. Yan, C., Hao, L., Hussein, A., and Raymont, D. (2012). Evaluations of cellular lattice structures manufactured using selective laser melting. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 62, 32–38.

143. Weißmann, V., Bader, R., Hansmann, H., and Laufer, N. (2016). Influence of the structural orientation on the mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V open-porous scaffolds. *Materials and Design*. 95, 188–197.

144. Ahmadi, S. M., Yavari, S. A., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, H., and Zadpoor, A. A. (2015). Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties. *Materials*, *8*(4), 1871-1896.

145. Kadkhodapour, J., Montazerian, H., Darabi, A.C., Anaraki, A.P., Ahmadi, S.M., Zadpoor, A.A., et al. (2015). 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.

146. Wieding, J., Jonitz, A., and Bader, R. (2012). The effect of structural design on mechanical properties and cellular response of additive manufactured titanium scaffolds. *Materials*. 5 (8), 1336–1347.

147. Wauthle, R., Ahmadi, S.M., Amin Yavari, S., Mulier, M., Zadpoor, A.A., Weinans, H., et al. (2015). Revival of pure titanium for dynamically loaded porous implants using additive manufacturing. *Materials Science and Engineering C*. 54, 94–100.

148. Amin Yavari, S., Wauthle, R., Van Der Stok, J., Riemslag, A.C., Janssen, M., Mulier, M., et al. (2013). Fatigue behavior of porous biomaterials manufactured using selective laser melting. *Materials Science and Engineering C*. 33 (8), 4849–4858.

149. Arabnejad, S., Burnett Johnston, R., Pura, J.A., Singh, B., Tanzer, M., and Pasini, D. (2016). 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.

150. Bobbert, F.S.L., Lietaert, K., Eftekhari, A.A., Pouran, B., Ahmadi, S.M., Weinans, H., et al. (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.

151. Schieker, M. and Mutschler, W. (2006). Bridging posttraumatic bony defects. Established and new methods. *Der Unfallchirurg*. 109 (9), 715–732.

152. Langer, R.S. and Vacanti, J.P. (1999). Tissue engıneerıng: the challenges ahead. *Scientific American*. 280 (4), 86–89.

153. Langer, R. (1993). JP Vacanti. Tissue Engineering. *Science*. 260, 920–926.

154. Cima, L.G., Vacanti, J.P., Vacanti, C., Ingber, D., Mooney, D., and Langer, R. (1991). Tissue Engineering by Cell Transplantation Using Degradable Polymer Substrates. *Journal of Biomechanical Engineering*. 113 (2), 143–151.

155. Langer, R., Cima, L.G., Tamada, J.A., and Wintermantel, E. (1990). Future directions in biomaterials. *Biomaterials*. 11 (9), 738–745.

156. Currey, J.D. (2006). *Bones: structure and mechanics*. Princeton: Princeton university press, 5-456.

157. Rho, J.Y., Ashman, R.B., and Turner, C.H. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*. 26 (2), 111–119.

158. Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*. 20 (2), 92–102.

159. A.I. Itala, H.O. Ylanen, C. Ekholm, K.H. Karlsson, and H.T. Aro (2001) Pore diameter of more than 100 micron is not requisite for bone ingrowth in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research*, 58 (6), 679-683.

160. Kuboki, Y., Jin, Q., and Takita, H. (2001). Geometry of carriers controlling phenotypic expression in BMP-induced osteogenesis and chondrogenesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 83(2), 105-15.

161. Structure of Bones | Biology for Majors I.https://courses.lumenlearning.com/wmbiology2/chapter/structure-of-bones/. Son Erişim tarihi: 16 Nisan 2019.

162. Tsuruga, E., Takita, H., Itoh, H., Wakisaka, Y., and Kuboki, Y. (1997). Pore size of porous hydroxyapatite as the cell-substratum controls BMP-induced osteogenesis. *The Journal of Biochemistry*. 121 (2), 317–324.

163. De Wild, M., Zimmermann, S., Rüegg, J., Schumacher, R., Fleischmann, T., Ghayor, C., et al. (2016). Influence of Microarchitecture on Osteoconduction and Mechanics of Porous Titanium Scaffolds Generated by Selective Laser Melting. *3D Printing and Additive Manufacturing*. 3 (3), 142–151.

164. Jones, A.C., Arns, C.H., Hutmacher, D.W., Milthorpe, B.K., Sheppard, A.P., and Knackstedt, M.A. (2009). The correlation of pore morphology, interconnectivity and physical properties of 3D ceramic scaffolds with bone ingrowth. *Biomaterials*. 30 (7), 1440–1451.

165. Von Doernberg, M.-C., von Rechenberg, B., Bohner, M., Grünenfelder, S., van Lenthe, G.H., Müller, R., et al. (2006). In vivo behavior of calcium phosphate scaffolds with four different pore sizes. *Biomaterials*. 27 (30), 5186–5198.

166. Van Bael, S., Chai, Y.C., Truscello, S., Moesen, M., Kerckhofs, G., Van Oosterwyck, H., et al. (2012). The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds. *Acta Biomaterialia*. 8 (7), 2824–2834.

167. Van der Stok, J., Van der Jagt, O.P., Amin Yavari, S., De Haas, M.F.P., Waarsing, J.H., Jahr, H., et al. (2013). Selective laser melting-produced porous titanium scaffolds regenerate bone in critical size cortical bone defects. *Journal of Orthopaedic Research*. 31 (5), 792–799.

168. Dong, G., Tang, Y., and Zhao, Y.F. (2017). A survey of modeling of lattice structures fabricated by additive manufacturing. *Journal of Mechanical Design, Transactions of the ASME*. 139 (10), 1–13.

169. Yang, L., Harrysson, O., West, H., and Cormier, D. (2015). Mechanical properties of 3D re-entrant honeycomb auxetic structures realized via additive manufacturing. *International Journal of Solids and Structures*. 69, 475–490.

170. Lozanovski, B., Leary, M., Tran, P., Shidid, D., Qian, M., Choong, P., et al. (2019). Computational modelling of strut defects in SLM manufactured lattice structures. *Materials and Design*. 171, 107671.

171. Zhou, J., Shrotriya, P., and Soboyejo, W.O. (2004). On the deformation of aluminum lattice block structures: from struts to structures. *Mechanics of Materials*. 36 (8), 723–737.

172. Campoli, G., Borleffs, M.S., Yavari, S.A., Wauthle, R., Weinans, H., and Zadpoor, A.A. (2013). Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing. *Materials & Design*. 49, 957–965.

173. Williams, J.M., Adewunmi, A., Schek, R.M., Flanagan, C.L., Krebsbach, P.H., Feinberg, S.E., et al. (2005). Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering. *Biomaterials*. 26 (23), 4817–4827.

174. Cansizoglu, O., Harrysson, O., Cormier, D., West, H., and Mahale, T. (2008). Properties of Ti–6Al–4V non-stochastic lattice structures fabricated via electron beam melting. *Materials Science and Engineering: A*. 492 (1–2), 468–474.

175. Suard, M., Lhuissier, P., Dendievel, R., Blandin, J.-J., Vignat, F., and Villeneuve, F. (2014). Towards stiffness prediction of cellular structures made by electron beam melting (EBM). *Powder Metallurgy*. 57 (3), 190–195.

176. Park, S. and Rosen, D.W. (2016). Quantifying effects of material extrusion additive manufacturing process on mechanical properties of lattice structures using asfabricated voxel modeling. *Additive Manufacturing*. 12, 265–273.

177. Hazlehurst, K., Wang, C.J., and Stanford, M. (2013). Evaluation of the stiffness characteristics of square pore CoCrMo cellular structures manufactured using laser melting technology for potential orthopaedic applications. *Materials and Design*. 51, 949–955.

178. Wang, L., Kang, J., Sun, C., Li, D., Cao, Y., and Jin, Z. (2017). Mapping porous microstructures to yield desired mechanical properties for application in 3D printed bone scaffolds and orthopaedic implants. *Materials and Design*. 133, 62–68.

179. Standard, ISO 13314: 2011 (2011) Mechanical testing of metals; ductility testing, compression test for porous and cellular metals. 1–7.

180. Balcı, A., Aycan, M.F., Usta., Y., ve Temir, T. (Baskıda). Seçimli lazer ergitme ile Ti6Al4A ELI alaşımından üretilen trabeküler metal yapıların basma ve basma-kayma dayanımlarının incelenmesi. *Politeknik Dergisi*.

181. Standard, A. S. T. M. (2003). F2077-03.". Test Methods For Intervertebral Body Fusion Devices." ASTM International, West Conshohocken, PA.

182. George, D. and Mallery, M. (2010). *SPSS for Windows Step By Step: A Simple Guide and Reference*. Boston: Allyn & Bacon, 112-120.

183. Tabachnick, B.G., Fidell, L.S., and Ullman, J.B. (2007). *Using multivariate statistics*. Boston: Pearson, 99-167.

184. Vrancken, B., Thijs, L., Kruth, J.P., and Van Humbeeck, J. (2012). Heat treatment of Ti6Al4V produced by selective laser melting: Microstructure and mechanical properties. *Journal of Alloys and Compounds*. 541, 177–185.

185. Geiger, M., Leitz, K.H., Koch, H., and Otto, A. (2009). A 3D transient model of keyhole and melt pool dynamics in laser beam welding applied to the joining of zinc coated sheets. *Production Engineering*. 3 (2), 127–136.

186. Pang, S., Chen, X., Zhou, J., Shao, X., and Wang, C. (2015). 3D transient multiphase model for keyhole, vapor plume, and weld pool dynamics in laser welding including the ambient pressure effect. *Optics and Lasers in Engineering*. 74, 47–58.

187. Qiu, C., Panwisawas, C., Ward, M., Basoalto, H.C., Brooks, J.W., and Attallah, M.M. (2015). On the role of melt flow into the surface structure and porosity development during selective laser melting. *Acta Materialia*. 96, 72–79.

188. Liu, Y.J. (2016). Microstructure, defects and mechanical behavior of beta-type titanium porous structures manufactured by electron beam melting and selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 60 (4), 65–83.

189. Zhou, B., Zhou, J., Li, H., and Lin, F. (2018). A study of the microstructures and mechanical properties of Ti6Al4V fabricated by SLM under vacuum. *Materials Science and Engineering A*. 724 (3), 1–10.

190. Qi, D., Yu, H., Liu, M., Huang, H., Xu, S., Xia, Y., et al. (2019). Mechanical behaviors of SLM additive manufactured octet-truss and truncated-octahedron lattice structures with uniform and taper beams. *International Journal of Mechanical Sciences*. 163 (5), 105091.

191. Onal, E., Frith, J., Jurg, M., Wu, X., and Molotnikov, A. (2018). Mechanical Properties and In Vitro Behavior of Additively Manufactured and Functionally Graded Ti6Al4V Porous Scaffolds. *Metals*. 8 (4), 200.

192. Al-Ketan, O., Rowshan, R., and Abu Al-Rub, R.K. (2018). Topology-mechanical property relationship of 3D printed strut, skeletal, and sheet based periodic metallic cellular materials. *Additive Manufacturing*. 19, 167–183.

193. Callister, W.D. and Rethwisch, D.G. (2011). *Materials science and engineering*. New York: John Wiley and Sons, 151-195.

194. Shigley, J. E., Mischke, C. R., Budnyas, R. G., and Nisbett, K. J. (2008). *Shigley'S Mechanical Engineering Design*. USA: Tata McGraw-Hill, 201-295.

195. Köse, C., ve Karaca, E. (2017). Ti6Al4V alaşımının fiber lazer kaynak kabiliyeti. *Technological Applied Sciences (NWSATAS), 12*(3), 140-152.

196. Cvijović-Alagić, I., Gubeljak, N., Rakin, M., Cvijović, Z., and Gerić, K. (2014). Microstructural morphology effects on fracture resistance and crack tip strain distribution in Ti-6Al-4V alloy for orthopedic implants. *Materials and Design*. 53, 870–880.

197. Lui, E.W., Xu, W., Pateras, A., Qian, M., and Brandt, M. (2017). New development in selective laser melting of Ti–6Al–4V: A wider processing window for the achievement of fully lamellar α+β microstructures. *JOM*. 69 (12), 2679–2683.

198. Richards, N.L. (2004). Quantitative evaluation of fracture toughness-microstructural relationships in alpha-beta titanium alloys. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 13 (2), 218–225.

199. Rafi, H.K., Karthik, N. V., Gong, H., Starr, T.L., and Stucker, B.E. (2013). Microstructures and mechanical properties of Ti6Al4V parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 22 (12), 3872–3883.

200. Feng, X., Wang, A., Ma, Y., Wu, X., Lei, J., Cui, Y., et al. (2013). *Influence of microstructure on fatigue crack propagation and fracture toughness of large Ti-6Al-4V Cast Structure*. 13th International Conference on Fracture, 2013(2), 1032–1038.

201. Cai, C., Song, B., Xue, P., Wei, Q., Yan, C., and Shi, Y. (2016). A novel near α-Ti alloy prepared by hot isostatic pressing: Microstructure evolution mechanism and high temperature tensile properties. *Materials and Design*. 106, 371–379.

202. Waters, T.R., Baron, S.L., and Kemmlert, K. (1998). Accuracy of measurements for the revised NIOSH lifting equation. *Applied Ergonomics*. 29 (6), 433–438.

203. Carrion, P.E. and Shamsaei, N. (2016). Strain-based fatigue data for Ti-6Al-4V ELI under fully-reversed and mean strain loads. *Data in Brief*. 7, 12–15.

204. Farfán, S., Rubio-González, C., Cervantes-Hernández, T., and Mesmacque, G. (2004). High cycle fatigue, low cycle fatigue and failure modes of a carburized steel. *International Journal of Fatigue*. 26 (6), 673–678.

205. Xu, Z. W., Liu, A., and Wang, X. S. (2019). The influence of building direction on the fatigue crack propagation behavior of Ti6Al4V alloy produced by selective laser melting. *Materials Science and Engineering: A*, 767 (9), 138409.

206. Xu, Z.W., Wu, S.C., and Wang, X.S. (2019). Fatigue evaluation for high-speed railway axles with surface scratch. *International Journal of Fatigue*. 123 (2), 79–86.

207. Hansson, T.H., Keller, T.S., and Spengler, D.M. (1987). Mechanical behavior of the human lumbar spine. II. Fatigue strength during dynamic compressive loading. *Journal of Orthopaedic Research*. 5 (4), 479–487.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı	: BALCI, Arif
Uyruğu	: T.C.
Doğum tarihi ve yeri	: 26.01.1987, İzmit
Medeni hali	: Evli
Telefon	: 0 (505) 804 04 83
e-mail	: arifbalci@gazi.edu.tr



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Makina Mühendisliği	Devam ediyor
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Makina Mühendisliği	2014
Lisans	Gazi Üniversitesi / Makina Mühendisliği	2010
Lise	Trabzon Kanuni Anadolu Lisesi	2005

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2013-Halen	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2012-2013	Tigrat Ltd. Şti.	Makine Mühendisi
2010-2012	JM Mühendislik	Makine Mühendisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Makaleler

1. Balcı, A, Aycan, M.F., Usta, Y., ve Demir, T . (Baskıda). Seçimli Lazer Ergitme İle Ti6Al4V ELI Alaşımından Üretilen Trabeküler Metal Yapıların Basma Ve Basma-Kayma Dayanımlarının İncelenmesi. *Politeknik Dergisi*.

2. Yurdakul, M., Balcı, A. and Ic, Y.T. (2020) A knowledge-based material selection system for interactive pressure vessel design, *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 14, 323–343.

3. Balcı, A., İç, Y.T. ve Yurdakul, M., (2018). Basınçlı kaplarda malzeme seçimine yönelik bir karar destek sisteminin geliştirilmesi. *Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi,* 33-1, (115-125).

Bilimsel Toplantı - Kongre ve Görevler

1. Usta, Y., Balcı, A., Aslanpınar, T., and Apak, A., (2019). *Investıgatıon Of Open Porous Alumınum Foam Productıon By Powder Metallurgy For Heat Exchangers*, The International Porous and Powder Materials Symposium and Exhibition, Muğla/Türkiye

2. Küçükaltun, F., Balcı, A,. Aycan, M. F., Usta, Y., and Demir, T., (2019). *Production of Replicated Trabecular Bone Structure by SLM Method Using Ti6Al4V Powder and Observation of Geometric Accuracy*, The İnternational Conference on Materials Science, Machine and Automotive Engineerings and Technology, Nevşehir/Turkey.

3. F Küçükaltun, F., Balcı, A,. Aycan, M. F., ve Usta, Y., (2019). *Kemik İçindeki Gözenekli Yapının Üç Boyutlu Lazer Yazıcılar Kullanarak Ti6Al4V Malzemeden Üretilebilirliği*, The International Congress on Social Sciences, Üsküp/ Makedonya

4. Güner, S., Balcı, A., and Usta, Y., (2018). *The Effects of Building Angle on the 420J2 Stainless Steel Parts With Using Direct Energy Deposition Method*, The İnternational Conference on Materials Science, Machine and Automotive Engineerings and Technology, İzmir/Turkey.

5. Balcı, A., İç, Y.T., and Yurdakul, M., (2014). *Development Of Material Selection Support System For Pressure Vessel,* The International Symposium on Intelligent Manufacturing and Service Systems, İstanbul/ Turkey



GAZİ GELECEKTİR..