KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ALT ÇENE KEMİKLERİNDEKİ KEMİK KAYIPLARININ GİDERİLMESİNDE KULLANILACAK GÖZENEKLİ PROTEZLERİN TASARLANMASI; BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Derya KARAMAN

OCAK 2026
TRABZON

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ALT ÇENE KEMİKLERİNDEKİ KEMİK KAYIPLARININ GİDERİLMESİNDE KULLANILACAK GÖZENEKLİ PROTEZLERİN TASARLANMASI; BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

Derya KARAMAN

ORCID :

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünce
"DOKTOR (MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ)"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 28 / 11 / 2025

Tezin Savunma Tarihi : 06 / 01 / 2026

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Hüccet KAHRAMANZADE

ORCID :

Trabzon 2026

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Makina Mühendisliği Anabilim Dalında
Derya KARAMAN Tarafından Hazırlanan

ALT ÇENE KEMİKLERİNDEKİ KEMİK KAYIPLARININ GİDERİLMESİNDE KULLANILACAK GÖZENEKLİ PROTEZLERİN TASARLANMASI; BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 11 / 12 / 2025 gün ve 2132 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Yasin ALEMDAĞ

Üye : Prof. Dr. Adnan ÖZEL

Üye : Doç. Dr. Hüccet KAHRAMANZADE

Üye : Doç. Dr. Mete BAKIR

Üye : Doç. Dr. Uğur UZUNER

Prof. Dr. Asim KADIOĞLU
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

“Alt Çene Kemiklerindeki Kemik Kayıplarının Giderilmesinde Kullanılacak Gözenekli Protezlerin Tasarlanması; Biyomekanik Açıdan İncelenmesi” başlıklı bu tez çalışması, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Doktora Programı kapsamında hazırlanmıştır. Tez çalışmam boyunca emeği geçen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana rehberlik eden danışman hocam, Doç. Dr. Hüccet KAHRAMANZADE’ye teşekkürlerimi sunarım.

Lisans eğitimimden itibaren akademik profilini kendime rol model aldığım ve akademik hayata yönelmemde büyük katkıları olan kıymetli hocam, Doç. Dr. Erkan BAHÇE ’ye şükranlarımı sunarım. Deney çalışmalarımın tamamlanmasında gösterdikleri ilgi ve destekleri için Karadeniz Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerinden, Prof. Dr. Gençağa PÜRÇEK ve Prof. Dr. Yasin ALEMDAĞ başta olmak üzere, Malzeme Bilimi Anabilim Dalı akademik personeline en samimi teşekkürlerimi sunarım. Çalışma sürecimde sağladıkları katkılar için Makine Yüksek Mühendisi Muhammet ŞAHİN’e, kıymetli arkadaşım Uzman Dt. İzel TOPAL’a ve Karadeniz Teknik Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü’ndeki araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Doktora eğitimimin her aşamasında yardım ve desteklerini esirgemeyen; motive edici konuşmalarıyla her karamsarlığa düştüğümde bana moral ve güç veren değerli çalışma arkadaşlarım Arş. Gör. Aleyna AĞIRMAN KALCA ve Arş. Gör. Soner BİRİNCİ ’ye en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (Proje No: FDK-2023-10776) ve Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) 1002-Hızlı Destek-A Programı (Proje No: 222M383) kapsamında desteklenmiştir. Tez çalışmamın tamamlanmasında sağladıkları finansal destekten dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi’ne ve TÜBİTAK’a teşekkür ederim.

Hayatım boyunca her başarımda emeği bulunan, maddi ve manevi hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan; sevgi ve ilgileriyle bana her zaman destek olan babama, anneme, kardeşlerime ve yeğenlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışmasının, bundan sonraki araştırmalara katkı sağlamasını temenni ederim.

Derya KARAMAN

Trabzon 2026

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “Alt Çene Kemiklerindeki Kemik Kayıplarının Giderilmesinde Kullanılacak Gözenekli Protezlerin Tasarlanması; Biyomekanik Açıdan İncelenmesi” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Doç. Dr. Hüccet KAHRAMANZADE’nin sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 06/01/2026

Derya KARAMAN

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ IV
İÇİNDEKİLER V
ÖZET VII
ŞEKİLLER DİZİNİ IX
TABLOLAR DİZİNİ XV
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ XVI
1. GENEL BİLGİLER 1
1.1. Alt Çene Kemiği Morfolojisi 1
1.2. Alt Çene Kemiğinde Görülen Kusurlar ve Tedavi Yöntemleri 2
1.3. Gözenekli Yapılar 4
1.3.1. Gözenekli Yapıların Biyomedikal Alanında Kullanımı 7
1.4. Eklemeli İmalat 8
1.4.1. Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS) 9
1.4.2. Eklemeli İmalat Teknolojilerindeki Üretim Kusurları 10
1.5. Sonlu Elemanlar Modellemesi 12
1.6. Literatür Araştırması 13
1.6.1. Biyomedikal Alanında Gözenekli Yapılar 13
1.6.2. Alt Çene Kemiğinin Rekonstrüktifi 19
1.7. Tezin Amacı ve Kapsamı 23
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR 24
2.1. Birim Hücre Mimarileri ve Kafes Yapıların Tasarımı 24
2.1. Gözenekli Yapıların Eklemeli İmalat ile Üretimi 30
2.2. Deneysel Basma Testleri 35
2.3. Sayısal Analizler 36
2.3.1. Basma Testleri 36
2.3.2. Akış Analizleri 38
2.4. Alt Çene Protez Tasarımı 40
2.4.1. Alt Çene Protezi İçin Mimari Seçimi 43
2.4.2. Alt Çene Protez Tasarımı ve Üretimi 44
2.4.3. Alt Çene Protezi Deneysel ve Sayısal Analizleri 47
3. BULGULAR VE TARTIŞMA 53

3.1. Kafes Yapıların Üretim Karakterizasyonu 53
3.2. Kafes Yapıların Mekanik Özellikleri 60
3.2.1. Deneysel Sonuçlar 60
3.2.2. Deformasyon Mekanizmaları ve Kırık Yüzey İncelemesi 73
3.2.3. Sayısal Sonuçlar 82
3.3. Kafes Yapıların Akış Analizi Sonuçları 88
3.3.1. Doğrulama Çalışması 88
3.3.2. Geçirgenlik 89
3.3.3. Duvar Kayma Gerilmesi 93
3.3.4. Akış Hızı 99
3.4. Protez Tasarımı İçin Uygun Mimari Seçimi 101
3.5. Alt Çene Protezlerinin Sayısal Analizleri 106
3.5.1. von-Mises Gerilme Dağılımları 106
3.5.2. Deformasyon / Yer Değiştirme Analizi 108
3.6. Alt Çene Protezlerinin Basma Testleri 109
4. SONUÇLAR 116
5. ÖNERİLER 118
6. KAYNAKLAR 119
7. EKLER 133
ÖZGEÇMİŞ

Doktora Tezi

ÖZET

ALT ÇENE KEMİKLERİNDEKİ KEMİK KAYIPLARININ GİDERİLMESİNDE KULLANILACAK GÖZENEKLİ PROTEZLERİN TASARLANMASI; BİYOMEKANİK AÇIDAN İNCELENMESİ

Derya KARAMAN

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Hüccet KAHRAMANZADE
2026, 132 Sayfa, 15 Ek Sayfa

Bu çalışmanın amacı, alt çene kemiğindeki kemik kayıplarının tedavisinde kullanılabilecek gözenekli protezlerin optimum tasarımını yapmak ve biyomekanik performanslarını değerlendirmektir. Çalışmada, kiriş esaslı ve üç yönlü periyodik minimal yüzey (ÜPMY) esaslı kafes yapıları kullanılmıştır. Kafes yapıları için 12 farklı birim hücre mimarisi belirlenmiş ve bu mimariler dört farklı gözeneklilik seviyesinde (%50, %60, %70 ve %80) toplamda 46 model olarak oluşturulmuştur. 5x5x5 birim hücre diziliminden oluşan kafes yapılar, Ti6Al4V malzemesi kullanılarak eklemeli imalat yöntemiyle üretilmiş ve mekanik davranışları deneysel testlerle değerlendirilmiştir. Ayrıca, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak mekanik ve akış analizleri gerçekleştirilmiştir. Deneysel ve sayısal veriler, alt çene kemiği için modellenen gözenekli protezlerin hem dayanım açısından yeterli seviyede olduğunu hem de kemik rejenerasyonu için uygun biyolojik ortamı sağlayabileceğini göstermiştir. Özellikle, ÜPMY esaslı kafes yapılarının kemik hücre gelişimini teşvik ettiği ve mekanik uyumluluk açısından avantaj sunduğu gözlenmiştir. Üç katmanlı gözenekli protez tasarımı hem mekanik performans hem de biyolojik entegrasyon açısından umut verici bir çözüm sunmaktadır. Elde edilen bulgular, gözenekli yapıların alt çene kemiği protez tasarımlarında dolu yapılara kıyasla daha yüksek biyomekanik uyum, enerji sönümleme kabiliyeti ve hücre entegrasyonu potansiyeli sunduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Protez, Alt çene kemiği, Tasarım, Sonlu Elemanlar Analizi, Eklemeli İmalat Yöntemi, ÜPMY

PhD. Thesis

SUMMARY

DESIGNING POROUS PROSTHESES TO BE USED IN THE REMOVAL OF BONE LOSSES IN THE MANDIBLE; BIOMECHANICAL EXAMINATION

Derya KARAMAN

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering
Supervisor: Assoc. Prof. Hüccet KAHRAMANZADE
2026, 132 Pages, 15 Appendix Pages

The objective of this study was to design the optimum porous prostheses for the treatment of bone loss in the mandible and to evaluate their biomechanical performance. In the study, beam-based and triply periodic minimal surface (TPMS) based lattice structures were utilized. For the lattice structures, 12 distinct unit cell architectures were ascertained, and these architectures were formulated as 46 models in total at four distinct porosity levels (50%, 60%, 70%, and 80%). Lattice structures consisting of 5x5x5 unit cell arrays were manufactured by additive manufacturing method using Ti6Al4V material, and their mechanical strength was evaluated by experimental tests. Furthermore, mechanical and flow analyses were conducted using the finite element method. The experimental and numerical data demonstrated that the porous prostheses modeled for the mandible exhibited adequate mechanical behavior and the capacity to facilitate bone regeneration through the provision of a suitable biological environment. Specifically, it was ascertained that TPMS based lattice structures promote the proliferation of bone cells and offer advantages in terms of mechanical compatibility. The three-layer porous prosthesis design offers a promising solution in terms of both mechanical performance and biological integration. The findings demonstrate that porous structures exhibit superior biomechanical compliance, augmented energy absorption capacity, and enhanced cell integration potential in comparison to solid structures in the context of mandibular bone prosthesis designs.

Key Words: Prosthesis, Mandible, Design, Finite Element Analysis, Additive Manufacturing, TPMS

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1. Alt çene kemiği morfolojisi ve alt çene kemiği bölgeleri 1

Şekil 2. Alt çene kemiğinde görülen kırıkların bölgeleri ve yüzdeleri (Stacey vd., 2006) 2

Şekil 3. (A) ve (B) Üç boyutlu mandibular rezeksiyon ve mandibula intraosseöz karsinoması olan bir hasta için mandibular rezeksiyon kılavuzunun tasarımı; (C) Fibula iç kısmının sanal planlaması; (D) ve (E) Fibula flep uzunluğu, osteotomi açısı ve osteotomi kılavuzunun otomatik sanal planlaması; (F) Mandibular rekonstrüksiyon şablonunun sanal planlaması (Wang vd., 2016) 3

Şekil 4. Hastaya ait (a) total eklem protezi uygulanacak ameliyat planlanmasının üç boyutlu modeli ve (b) ameliyat sonrası protez bileşenlerinin radyografisi (Westermark vd., 2011) 4

Şekil 5. Düzensiz gözenek dağılımına sahip alüminyum köpük yapı (Kulshreshtha & Dhakad, 2020) 5

Şekil 6. Kiriş esaslı birim hücre örnekleri (Al-Ketan vd., 2018) 6

Şekil 7. Üç yönlü periyodik minimal yüzeyli birim hücre örnekleri (Al-Ketan vd., 2018) 7

Şekil 8. Doğrudan metal lazer sinterleme üretim teknolojisinde üretim süreci (URL-1) 10

Şekil 9. Toz yapışmasının şematik görünümü (Feng vd., 2021) 11

Şekil 10. Merdiven etkisi ve bunun CAD modelinden doğal geometrik sapması (Carolo & Cooper, 2022) 12

Şekil 11. SEA modeli ve biyomekanik test kurulumu. A) Alt çene açıları üzerindeki yükün %70-%30 dağılımını temsil eden oklarla alt çene kopyası. i) Sol kondilin hareketi tüm yönlerde kısıtlanmıştır, ii) Sağ kondilin hareketine yatay düzlemde yalnızca lateral veya mediale izin verilir, iii) Ön dişlerin hareketi yatay düzlemle sınırlıdır. B) SEA model kurulumunu takiben test tertibatına yerleştirilen poliüretan mandibula modeli. Ölçek çubukları: 20 mm.(Koper vd., 2021) 21

Şekil 12. (a) SE simülasyonunda uygulanan sınır koşulları ve (b) yer değiştirmeler. (c) CM1 için deneysel test kurulumu (van Kootwijk vd., 2023) 22

Şekil 13. Kişiye özel üretilen rekonstrüktif implantın biyomekanik olarak değerlendirilmesi için uygulanan test düzeneği (Wu vd., 2024) 22

Şekil 14. Kiriş esaslı hücre mimarilerinin üç boyutlu modelleri ve 5×5×5 dizilimdeki kafes yapıları (%70 gözeneklilik örnekleri) 24

Şekil 15. ÜPMY mimari yapılarına ait ağ esaslı birim hücreler ve 5×5×5 dizilimindeki kafes yapıları (%70 gözeneklilik örnekleri) 26

Şekil 16. ÜPMY mimari yapılarına ait levha esaslı birim hücreler ve 5×5×5 dizilimindeki kafes yapıları (%70 gözeneklilik örnekleri) 26

Şekil 17. Birim hücrelere ait geometrik özelliklerin belirlenmesi (Örnek modeller %70 gözeneklilik oranlarına sahiptir)..... 28

Şekil 18. Doğrudan metal lazer sinterleme için kullanılan cihaz (EOSINT M 280 model)..... 31

Şekil 19. Çekme numunesine ait boyut detayları 32

Şekil 20. Eklemeli imalat sürecine ait üretim görüntüleri: (a) Üretim cihaz görüntüsü, (b) Toz metal katmanına lazer ışını ile ısıl işlem uygulanması, (c) Üretimin tamamlanması ve (d) Üretilen modellerin metal tozlardan arındırılması 33

Şekil 21. Basma testi için kullanılan cihaz ve deney sistemi..... 35

Şekil 22. %70 gözeneklilikteki (a) CFCC, (b) ağ esaslı I-WP ve (c)levha esaslı I-WP kafes yapılarına sahip basma numuneleri 36

Şekil 23. Sonlu elemanlar analizleri için oluşturulan ağ yapısına ait örnek görsel: (a) CFCC, (b) Ağ esaslı Diamond ve (c) Levha esaslı Diamond kafes yapıları (%70 gözeneklilik oaranında kafes yapılar) 37

Şekil 24. Akış analizleri için akış hacimlerinin üç boyutlu modellenmesi..... 38

Şekil 25. 8950 kodlu yapay alt çene kemiği 41

Şekil 26. Bilgisayarlı tomografi ile elde edilen verilerin 3DSlicer yazılımının arayüzü..... 41

Şekil 27. Yapay alt çene kemiğine ait katı model; (a) ana görünüş, (b) kortikal ve trabeküler kemik gösterimi ve (c) kesit görünümü..... 42

Şekil 28. Alt çene kemiğinden ayrılan hasarlı bölgenin üç boyutlu modeli 43

Şekil 29. Kemikte hasarlı bölge yerine geçecek tam dolu protez modeli ve alt çene kemiğine montajı..... 45

Şekil 30. Kemikteki hasarlı bölge yerine geçecek gözenekli protez için bölgelerin (a) dolu modeli ve (b) gözenekli modelleri 46

Şekil 31. 5 mm hücre boyuna sahip mimarilerden oluşan gözenekli protezin CAD görüntüsü 46

Şekil 32. Eklemeli imalat ile üretilen dolu ve gözenekli protezlerin görüntüsü 47

Şekil 33. Protezlerin sayısal analizi için, deneysel düzeneğe uygun olarak oluşturulan test modeli (katı model protez örneği) 48

Şekil 34. Sayısal analiz için tanımlanan sınır şartları 50

Şekil 35. Alt çene kemiği için modellenmiş deney düzeneği 50

Şekil 36. (a) Protezlerin alt çene kemiklerine montajı için kalıp modeli, (b) protezlerin montajı için belirlenen kusurlu kemik bölgesinin tespiti, (c) kusurlu olarak tanımlanan kemik bölgeleri ve (d) deney başlangıcı 52

Şekil 37. EOSINT M 280 model cihazında firmanın kullanmayı tavsiye ettiği Ti6Al4V tozlarının SEM görüntüsü 53

Şekil 38. Ti6Al4V tozlarının EDS analizi sonuçları 54

Şekil 39. Eklemeli imalat ile üretilen ve aynı birim hücre dizilimine sahip kafes yapıların izometrik görünümleri: (a) kiriş tabanlı, (b) ÜPMY ağ esaslı ve (c) ÜPMY levha esaslı kafes yapılar 54

Şekil 40. Kafes yapılarının yüzeylerindeki yapışmış toz taneleri: (a) CFCC70, (b) D50-A ve (c) G70-L 55

Şekil 41. Merdiven etkisinden kaynaklanan çökmeler: (a) I50-A ve (b) S70-L 56

Şekil 42. Eksik enerji girişinden kaynaklanan boşluklar: (a) CBFCC70 ve (b) CBFCC80 56

Şekil 43. SEM görüntülerinden üretim boyut değerlendirilmesinin belirlenmesi: (a) CBFCC70, (b) CFCC70, (c) K70, (ç) O-T70, (d) D70-A, (e) G70-A, (f) I70-A, (g) S70-A, (h) D70-L, (ı) G70-L, (i) I70-L, (j) S70-L 57

Şekil 44. Numunelere ait üretim değerlendirmesi (a) D50-A ve (b) D50-L 59

Şekil 45. CBFCC kafes yapılarının basma testi grafikleri 60

Şekil 46. CFCC kafes yapılarının basma testi grafikleri 61

Şekil 47. Kelvin kafes yapılarının basma testi grafikleri 61

Şekil 48. Octet Truss kafes yapılarının basma testi grafikleri 62

Şekil 49. Diamond ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri 62

Şekil 50. Gyroid ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri 63

Şekil 51. I-WP ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri 63

Şekil 52. Schwarz Primitive ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri 64

Şekil 53. Diamond levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri 64

Şekil 54. Gyroid levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri 65

Şekil 55. I-WP levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri..... 65

Şekil 56. Schwarz Primitive levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri..... 66

Şekil 57. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması 67

Şekil 58. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması 68

Şekil 59. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması 68

Şekil 60. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması 69

Şekil 61. Aynı gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen efektif elastik modül değerlerinin karşılaştırılması: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve (d) %80 gözenekli kafes yapıları 72

Şekil 62. CBFCC kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 73

Şekil 63. CFCC kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 74

Şekil 64. Kelvin kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 74

Şekil 65. Octet Truss kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 75

Şekil 66. Diamond Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri..... 75

Şekil 67. Gyroid Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri..... 76

Şekil 68. I-WP Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri..... 76

Şekil 69. Schwartz Primitive Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 77

Şekil 70. Diamond Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 77

Şekil 71. Gyroid Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 78

Şekil 72. I-WP Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 78

Şekil 73. Schwarz Primitive Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri 79

Şekil 74. Kiriş esaslı kafes numunelerinin SEM görüntüleri 80

Şekil 75. Ağ esaslı ÜPMY esaslı kafes numunelerinin SEM görüntüleri 81

Şekil 76. Levha esaslı ÜPMY esaslı kafes numunelerinin SEM görüntüleri 81

Şekil 77. Eklemeli imalat ile üretilen çekme numunesinin çekme test sonuçları 82

Şekil 78. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının yöne bağlı şekil değiştirme görseli 84

Şekil 79. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının von-Mises gerilmelerinin yapı yüzeylerindeki dağılım profilleri 85

Şekil 80. Kafes yapılarına ait deneysel ve sayısal elastik modül verilerinin karşılaştırılması 87

Şekil 81. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarına ait akış hacminde oluşan basınç dağılımları 91

Şekil 82. Kafes yapılara ait geçirgenlik değerlerinin trabeküler kemiği geçirgenlik değerlerine göre karşılaştırılması: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve %80 gözenekli kafes yapılar 92

Şekil 83. Kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan maksimum duvar kayma gerilme değerleri: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve (d) %80 gözenekli kafes yapıları 93

Şekil 84. Kafes yapı yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin dağılım profili (%50 gözeneklilikteki kafes yapıları) 94

Şekil 85. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı 95

Şekil 86. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı 96

Şekil 87. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı 97

Şekil 88. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı 98

Şekil 89. Aynı kafes yapılarının akış hızı ve çıkış alanı verilerinin karşılaştırılması: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve (d) %80 gözeneklilik..... 100

Şekil 90. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarındaki akış hızlarının 1000 adet akış çizgileri ile gösterimi 101

Şekil 91. Dolu ve gözenekli protez modellerinin statik yapısal analiz sonuçları. (a–e) dolu protez modeline, (f–j) gözenekli protez modeline ait von-Mises gerilme dağılımları: (a, f) protez–kemik bütünleşik model, (b, g) protez modelleri, (c, h) mini vida bileşenleri, (d, ı) kortikal kemik bileşenleri, (e, i) trabeküler kemik bileşenleri 107

Şekil 92. Dolu ve gözenekli protez modellerine ait toplam deformasyon dağılımları: (a) dolu protez ve (c) gözenekli protez modellerinin gerçek görüntüleri, (b) dolu protez ve (d) gözenekli protez modellerinin büyütülmüş görüntüleri..... 108

Şekil 93. Sağlam yapay alt çene kemiğinin (a) deney başlangıç ve (b) deney sonrası hasar görüntüsü 110

Şekil 94. Deney esnasında alınan görüntü (gözenekli protezli alt çene kemiği numune örneği)..... 110

Şekil 95. Deney sonrası numune görüntüleri: (a), (b) dolu protez montajlı alt çene kemik numuneleri ve (c), (d), (e) gözenekli protez montajlı alt çene kemik numuneleri 112

Şekil 96. Yapay alt çene kemiklerine ait basma yükü-basma kısalması değişim grafikleri: (a) sağlam, (b) dolu protezli ve (c) gözenekli protezli..... 113

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1. Farklı parametrelere sahip gözenekli yapıların mekanik özellikleri 15

Tablo 2. Farklı parametrelere sahip gözenekli yapıların akış performans verileri 17

Tablo 3. ÜPMY yapılarına ait yüzey denklemleri 25

Tablo 4. Kafes yapılarına ait kısaltma ifadeleri 27

Tablo 5. Birim hücrelere ait geometrik veriler 29

Tablo 6. Üretimde dikkate alınan teknik özellikler 31

Tablo 7. Ti6Al4V toz kimyasal bileşimleri (URL-2) 32

Tablo 8. Kafes yapılarının üretim esnasındaki numaralandırmaları 33

Tablo 9. Doğrulama çalışması parametreleri (Ali vd., 2020) 39

Tablo 10. Ağ bağımsızlık analizleri 40

Tablo 11. Mimari Seçimi için kabul edilen parametreler 43

Tablo 12. Sayısal analizlerde tanımlanan kontakt tipleri 48

Tablo 13. Kafes yapılarında üretim sonrası oluşan boyut değişimleri 58

Tablo 14. Kafes yapılarına ait basma test sonuçları 70

Tablo 15. Çekme numunelerinin test sonuçları 82

Tablo 16. Kafes yapılarına ait statik analiz sonuçları 83

Tablo 17. Sayısal olarak yapılan basma test sonuçlarına göre hesaplanan efektif elastik modüller 86

Tablo 18. Doğrulama çalışması sonuçlarının karşılaştırılması 89

Tablo 19. Kafes yapılarının akış giriş yüzey alanı ve basınç düşüş değerleri 90

Tablo 20. Kafes yapılarının akış hız ve çıkış alan verileri 99

Tablo 21. Kortikal kemik için mimari belirleme çizelgesi 102

Tablo 22. Trabeküler kemik için mimari belirleme çizelgesi 104

Tablo 23. Yapay alt çene kemiklerinin farklı konfigürasyonlarındaki basma test sonuçları 114

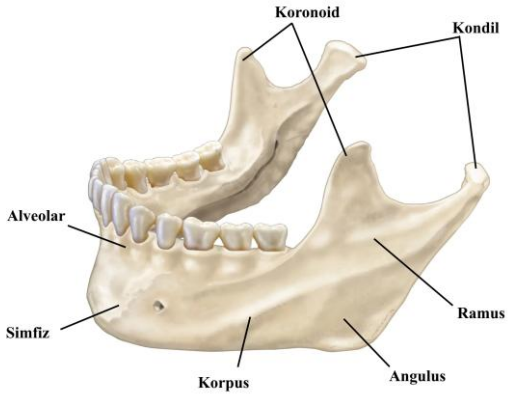
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

σ	: Gerilme
ε	: Gerinim
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
m	: metre
s	: Saniye
mPa	: Mili paskal
Pa	: Paskal
MPa	: Mega paskal
GPa	: Giga paskal
N	: Newton
kg	: Kilogram
E	: Elastik Modül
E_{ef}	: Efektif Elastik Modül
k	: Geçirgenlik
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
CAD	: Computer-Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
SE	: Sonlu Elemanlar
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
Al	: Alüminyum
V	: Vanadyum
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
Ta	: Tantalyum
Mo	: Molibden
Ti	: Titanyum
.stl	: Stereolithography

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Alt Çene Kemiği Morfolojisi

Alt çene kemiği (mandibula), kafatasındaki tek hareketli kemik olup alt dişleri barındırma, çiğneme fonksiyonuna katkı sağlama ve alt yüzün estetik formunu oluşturma açısından önemli bir role sahiptir. Alt çene kemiği, temporal kemik ile arka bölgesinden eklem yaparak yatay bir kemer şeklinde uzanır. Mandibula, dişlerin yerleşimine olanak sağlarken aynı zamanda sinirler ve kan damarları için bir geçiş yolu görevi görür. Bu kemik anatomik olarak gövde ve dallar olmak üzere iki ana bölümden oluşmaktadır. Gövde, mandibulanın ön kısmını oluşturur ve U şeklindeki bu bölümde dişler yer alır. Gövdenin her iki yanında bulunan ve dikey uzantılar şeklinde gelişen dallar ise çiğneme kaslarının tutunma yüzeylerini oluşturur ve çenenin hareket fonksiyonunun gerçekleştirilmesini sağlar. Alt çene kemiği anatomik olarak koronoid, kondil, ramus, angulus, korpus, alveolar ve simfiz olmak üzere yedi bölgeden oluşmaktadır (Stacey vd., 2006). Bu bölümler Şekil 1'de gösterilmiştir.

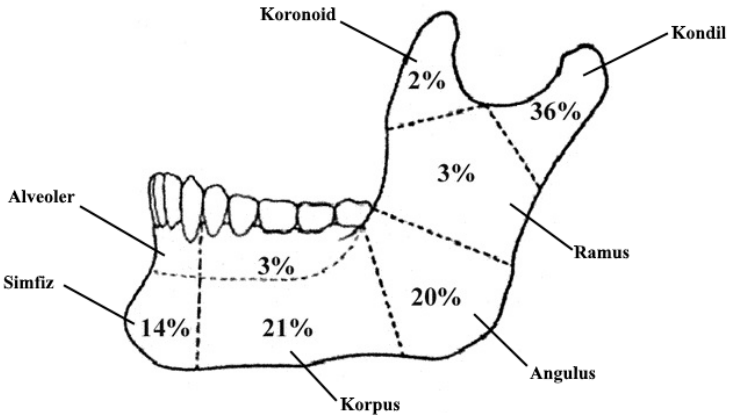


Şekil 1. Alt çene kemiği morfolojisi ve alt çene kemiği bölgeleri

Ramus ve korpus, angulus adı verilen bölgede belirli bir açı yaparak birleşir. Ramusun üst kısmında kondiler bölge ve koronoid çıkıntı bulunur. Kondiler bölgenin yukarı doğru uzanan kısmı kondili oluşturur. Simetrik bir yapıya sahip olan alt çene kemiği, orta hatta birleşerek çene çıkıntısı olan simfizisi oluşturur. Kaninlerin (köpek dişlerinin) bulunduğu bölgeye parasimfizis denmektedir. Korpus, parasimfizisten sonra yatay olarak uzanan bölgeyi oluşturmaktadır. Kondil, alt çene hareketlerine katkıda bulunan, karmaşık ve birbiriyle ilişkili bir eklem olan temporomandibular eklem (TME) aracılığıyla temporal kemiğe bağlanır.

1.2. Alt Çene Kemiğinde Görülen Kusurlar ve Tedavi Yöntemleri

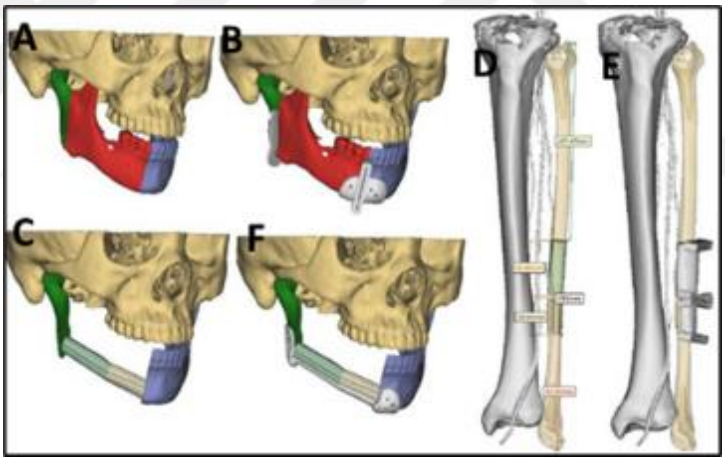
Alt çene kemiğinde, doğuştan (örneğin temporomandibular eklem rahatsızlıkları) ya da büyüme ve gelişim sürecinde ortaya çıkan hastalıklar (örneğin enfeksiyonlar ve tümörler) sonucunda yapısal kusurlar meydana gelebilmektedir. Bunun yanı sıra trafik ve spor kazaları, fiziksel şiddet, düşmeler ile iş kazaları gibi dış etkenlere bağlı travmalar sonucunda oluşan kırıklar da alt çene kemiğinde önemli kusurlara yol açabilmektedir. Alt çene kemiğinde oluşan kusurların anatomik bölgelere göre dağılımı Şekil 2'de sunulmaktadır.



Şekil 2. Alt çene kemiğinde görülen kırıkların bölgeleri ve yüzdeleri (Stacey vd., 2006)

Alt çene kemiğinde meydana gelen kusurlar, çiğneme, konuşma ve yüz estetiği gibi temel fonksiyonları olumsuz etkileyerek hastaların yaşam kalitesinde belirgin bir düşüşe neden olabilmektedir. Bu tür kusurların tedavisinde, fonksiyonel bütünlüğün yeniden sağlanmasının yanı sıra estetik görünümün korunması da temel hedefler arasında yer almaktadır. Bu olumsuzlukları gidermek amacıyla, alt çene kemiği kusurları tedavisinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Alt çene kemiği kusurlarının giderilmesi ile alt çene kemiğinin fizyolojik ve estetik açıdan eski haline getirilmesi amaçlanmaktadır. Bu amaç doğrultuda alt çene rekonstrüksiyonu uygulanmaktadır. Alt çene kemiği rekonstrüksiyonunda kemik yapısının fiziksel ve geometrik özellikleri dikkate alınarak çeşitli prosedürler ortaya konulmaktadır. Alt çene kemiklerinde oluşan hasar boyutlarının 20 mm'den küçük olması durumunda kemiğin kendiliğinden iyileşebilmesi için plak uygulamaları yapılmaktadır (Hayden vd., 2012). Bu yöntemdeki amaç, kırık bölgesindeki

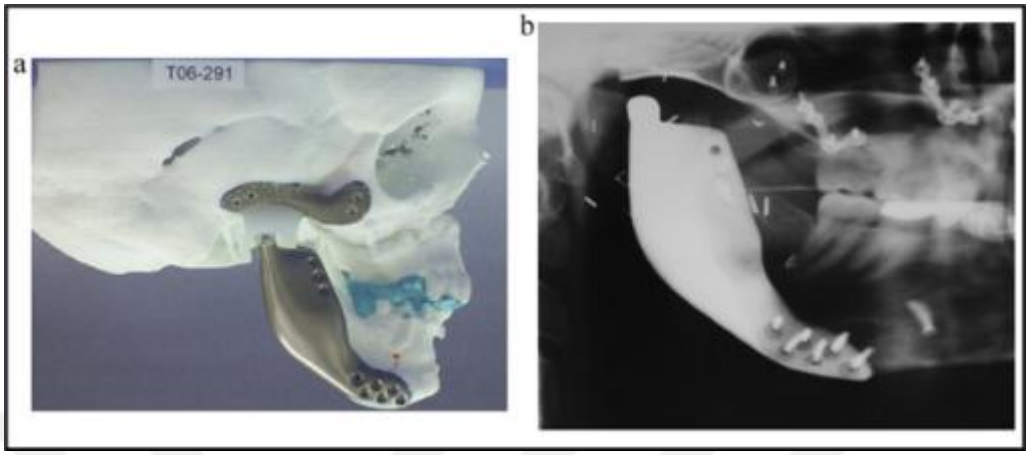
kemiklerin konumlarını sabitleyerek birbirleri ile kaynaşmalarını sağlamaktır. Oluşan kırık bölgelerinin veya kemik morfolojisindeki yapı bozulmalarının 20 mm'den büyük olması durumunda kemiklerin kendiliğinden iyileşmelerini sağlayabilmesinin zor olduğu literatürce bilinmektedir (Okay vd., 2016). Bu tür geniş segmental kemik kusurlarının rekonstrüksiyonu için günümüzde iki temel yöntem yaygın olarak kullanılmaktadır. Birinci yöntem, serbest fibula flebi ile alt çene kemiği rekonstrüksiyonu olarak tanımlanmaktadır (Brown vd., 2017). Bu yaklaşım, kendiliğinden iyileşme potansiyeli bulunmayan geniş kemik kayıplarında, vücudun başka bir bölgesinden alınan kemik greftinin, vücudun hasar görmüş alanına aktarılması esasına dayanmaktadır (Hayden vd., 2012). Bu cerrahi prosedüründe greftler, genel olarak vücut işlevinin ve desteğinin çok fazla etkilenmeyeceği yerler olan baldır, kalça veya kürek kemiklerinden alınmaktadır. Örnek olarak, Şekil 3'te büyük ölçekli bir kemik kaybına uğramış alt çene kemiği için serbest fibula flebi kullanılarak gerçekleştirilen sanal cerrahi planlama gösterilmektedir.



Şekil 3. (A) ve (B) Üç boyutlu mandibular rezeksiyon ve mandibula intraosseöz karsinoması olan bir hasta için mandibular rezeksiyon kılavuzunun tasarımı; (C) Fibula iç kısmının sanal planlaması; (D) ve (E) Fibula flep uzunluğu, osteotomi açısı ve osteotomi kılavuzunun otomatik sanal planlaması; (F) Mandibular rekonstrüksiyon şablonunun sanal planlaması (Wang vd., 2016)

İkinci yöntemde ise kemik kaybının yerini alacak protezler kullanılmaktadır. Protezler, hasar görmüş kemiklerin yerini alan biyouyumlu malzemelere sahip yapılardır. Bu yapılar, çiğneme sırasında oluşan yüklerin karşılanması, alt çene hareket fonksiyonlarının yeniden kazandırılması ve hastanın estetik bütünlüğünün korunması açısından önemli avantajlar sunmaktadır (Kargarnejad vd., 2020; Moiduddin vd., 2019). Şekil 4'te, kondil kısmından

korpus bölgesine kadar kemik kaybı meydana gelen bir hasta için protez uygulaması gösterilmektedir.



Şekil 4. Hastaya ait (a) total eklem protezi uygulanacak ameliyat planlanmasının üç boyutlu modeli ve (b) ameliyat sonrası protez bileşenlerinin radyografisi (Westermark vd., 2011)

Protezlerin, hastalarda kafatası bütünlüğünün sağlanması ve uzun süreli fonksiyonel kullanımın sürdürülebilmesi amacıyla farklı tasarım yaklaşımları ve biyomekanik analizleri araştırmacılar tarafından kapsamlı biçimde incelenmiş ve çalışmalar devam etmektedir (Moiduddin vd., 2017; Wu vd., 2017; Yang vd., 2020). Bu doğrultuda, protezlerin doğal kemik morfolojisine daha yakın özellikler göstermesini hedefleyen çalışmalar, gözenekli yapılar içeren protez tasarımı üzerine yoğunlaşmaktadır.

1.3. Gözenekli Yapılar

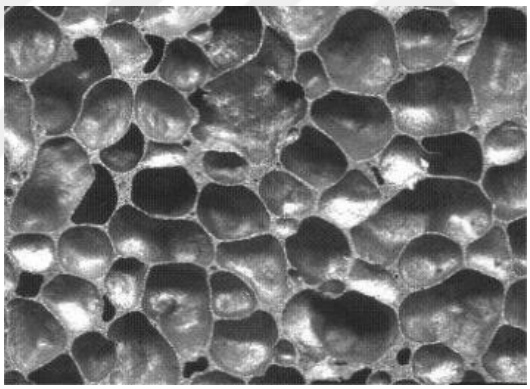
Gözenekli yapılar, hafiflikleri ve üstün mekanik özelliklerinden dolayı ideal yapılar olarak dikkat çekmektedirler. Gözenekli yapılar geometrik olarak gözenek boyutu, duvar kalınlığı, birim hücre boyutu, yüzey alanı ve gözenek oranı terimleri ile tanımlanmaktadır. Gözenek boyutu, bir hacim içerisindeki boşluklardan geçebilen en büyük küresel geometrinin çapı olarak ifade edilmektedir. Duvar kalınlığı, gözenekli bir yapının herhangi bir kesit düzleminde ölçülen, katı yapıya ait en küçük yatay veya düşey kalınlığı tanımlamaktadır. Birim hücre, eşit kenar uzunluklarına sahip üç boyutlu bir geometrik yapı olup, gözenekli yapının tekrarlayan en küçük yapı elemanını oluşturmaktadır. Yüzey alanı, birim hücre içerisinde yer alan ve dış sınır yüzeyleri hariç tutulan tüm iç yüzeyleri kapsamaktadır. Gözenek oranı (porozite) ise bir malzemenin toplam hacmi içerisindeki

boşlukların kapladığı hacim oranını ifade eden nicel bir ölçüt olup, gözenekliliğin belirlenmesinde hacimsel ilişkileri temel alan denklem kullanılmaktadır (Liu vd., 2018).

$$P\ (\%) = \left(\frac{V_T - V_P}{V_T}\right) \times 100 \quad (1)$$

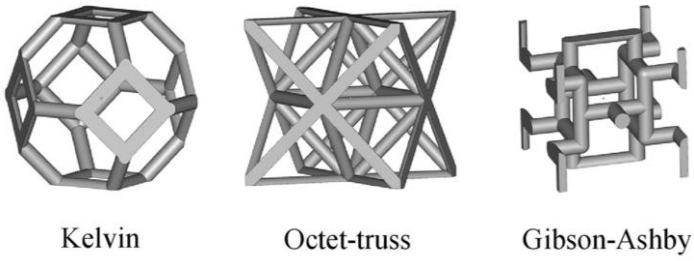
Bu denklemde yer alan, P gözeneklilik oranını veya poroziteyi, V_T aynı boyutlardaki küpün tam dolu hacmini, V_P ise gözenekli yapının hacmini göstermektedir. Bu denklem ile yapılara ait gözeneklilik yüzde (%) olarak ifade edilmektedir.

Kafes yapıları olarak da adlandırılan gözenekli yapılar gözeneklerin dağılım geometrisine göre düzenli veya düzensiz kafes yapıları olarak ikiye ayrılmaktadır (Nazir vd., 2019; Park vd., 2021). Köpük olarak adlandırılan düzensiz gözenekli kafes yapılar, yapı içerisinde belirli bir düzen göstermeksizin rastgele oluşan boşluklar içermektedir (Şekil 5).



Şekil 5. Düzensiz gözenek dağılımına sahip alüminyum köpük yapı (Kulshreshtha & Dhakad, 2020)

Düzenli kafes yapıları ise duvar geometrisine göre kiriş esaslı ve yüzey esaslı yapılar olarak iki temel gruba ayrılmaktadır. Kiriş esaslı yapılar, kirişlerin (payandaların) çeşitli açı ve bağlanma noktaları üzerinde birleştirilmeleri ile oluşturulmaktadır (Şekil 6). Bu yapılar, hafif ve yüksek mukavemetli olup, uygulanan yüklemelerin yapı içerisinde homojen bir dağılıma sahip olmasına katkı sağlamaktadır (Wojnicz vd., 2021).



Şekil 6. Kiriş esaslı birim hücre örnekleri (Al-Ketan vd., 2018)

Yüzey esaslı kafes yapılar, üç yönlü periyodik minimal yüzeyli yapılar (ÜPMY) olup, matematiksel denklemlere bağlı olarak değişken yüzey bağlantılarına sahiptir. ÜPMY yapıları, kontrol edilebilir yüzey eğrilikleri sayesinde üstün mekanik özellikler sergilemekte ve etkili bir yorulma ömrü sunmaktadır (Blanquer vd., 2017; Zhang vd., 2018). Bu yapılar, geometrik özellikleri denklemler aracılığıyla tanımlanan ve parametrik olarak kontrol edilebilen yapılar olarak ifade edilmektedir (Al-Ketan vd., 2021). Örnek olarak;

$$\varphi_{Diamond}(x,y,z) = \sin(\alpha x)\sin(\beta y)\sin(\gamma z) + \sin(\alpha x)\cos(\beta y)\cos(\gamma z) + \cos(\alpha x)\sin(\beta y)\sin(wz) + \cos(\alpha x)\sin(\beta y)\cos(\gamma z) \quad (2)$$

Denklem 2, literatürde Diamond olarak adlandırılan gözenekli yapıya ait matematiksel ifadeyi tanımlamaktadır. Burada, α, β ve γ terimleri uzay düzlemlerinde kontrol edilebilir olarak kabul edilmektedir. Aynı denklemdeki x, y ve z terimleri ise birim hücrelerin kübik şekilli olduğunu ifade etmektedir. Üç yönlü periyodik minimal yüzeyli (ÜPMY) mimariler, aynı matematiksel temele sahip iki farklı katı formda üretilebilmekte olup, bunlar literatürde ağ esaslı (network solid) ve levha esaslı (sheet solid) yapılar olarak bilinmektedir. Aşağıda verilen denklemler, aynı mimariye ait bu iki farklı katı formun birbirine dönüştürülmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca, burada gözenekliliği ayarlamak amacıyla $r\,(x,y,z)$ skaler bir fonksiyon eklenmektedir.

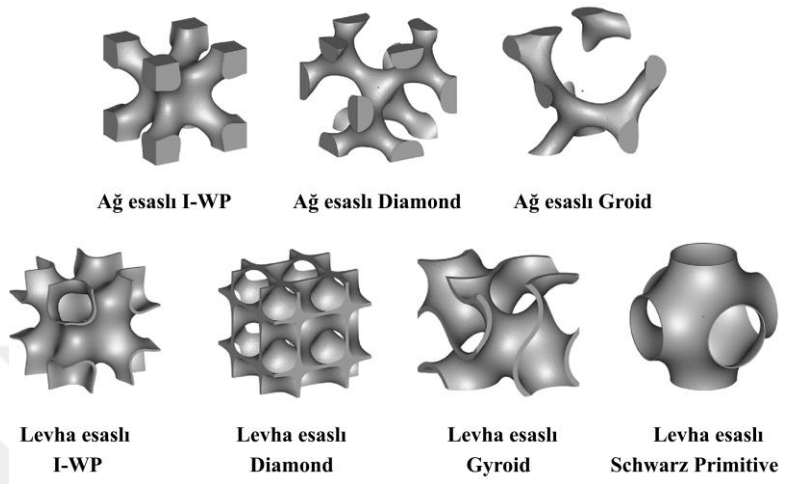
Ağ esaslı ÜPMY için:

$$\varphi_{ağ\ esaslı}(x,y,z) = \varphi_{\text{ÜPMY}}(x,y,z) + r\,(x,y,z) > 0 \quad (3)$$

Levha esaslı ÜPMY için:

$$\varphi_{levha\ esaslı}(x,y,z) = (\varphi_{\text{ÜPMY}}(x,y,z) + r\,(x,y,z)) \times (\varphi_{\text{ÜPMY}}(x,y,z) - r\,(x,y,z)) > 0 \quad (4)$$

Denklemler yardımıyla elde edilen grafik yüzeyler, hedeflenen gözeneklilik oranının sağlanabilmesi amacıyla yüzeyler etrafında belirli bir duvar kalınlığı tanımlanarak üç boyutlu katı modellere dönüştürülmektedir (Şekil 7).



Şekil 7. Üç yönlü periyodik minimal yüzeyli birim hücre örnekleri (Al-Ketan vd., 2018)

1.3.1. Gözenekli Yapıların Biyomedikal Alanında Kullanımı

Gözenekli yapılar, biyomedikal alanda geniş bir kullanım sahasına sahiptir. Bu yapıların en önemli özelliklerinden biri, hücrelerin bu yapılar içine nüfuz edebileceği ve büyüyebileceği mikro ve makro gözeneklere sahip olmalarıdır (Li vd., 2016). Bu özellik, gözenekli yapıların doku mühendisliği ve kemik rejenerasyonu gibi alanlarda önemli bir role sahip olmasını sağlamaktadır.

Kemikler, kendilerini sürekli olarak yenileyen, şekillenen ve biyolojik savunma mekanizmaları barındıran dinamik dokular olarak tanımlanmaktadır. Kemik dokusu, oluşum ve gelişim süreci boyunca modelleme ve yeniden şekillendirme olmak üzere iki temel biyolojik süreçten geçmektedir. Bu süreçler, kemik yüzeylerinde yeni doku oluşumu ya da mevcut yapının kısmen ortadan kaldırılması yoluyla kemiğin geometrik ve mekanik özelliklerinin düzenlenmesini kapsamaktadır. Bu mekanizmalar, insan gelişimi sırasında ortaya çıkan kütle artışına uyumlu olarak kemiğin büyümesi ve gelişimi açısından kritik öneme sahiptir (Florencio-Silva vd., 2015). Mezenkimal kök hücrelerinin (osteoprogenitör hücreler) gelişim gösterecekleri yüzeylere yapışması/tutunması ile kemik oluşumunun başlangıç evresi tamamlanmaktadır. Bu kök hücrelerin farklılaşmasıyla osteoblast hücreleri oluşmaktadır. Osteoblast hücreleri osteoid kemik matrisleri sentezleyerek osteoit hücrelerini

oluşturmakta ve bu hücrelerin içerisinde gömülü kalmaktadır. Kemik hücrelerinin %90-95'ini oluşturan osteosit hücreleri, kemik dokunun canlılığını ifade etmektedir. Son hücre tipi olan osteoklast hücreleri kemik oluşumu sırasında meydana gelmekte ve kemikler son şeklini alınca yok olmaktadırlar. Tanımlanan bu hücre gelişim seviyeleri, belirli çevre şartları sağlanması durumunda gerçekleşmektedir. Organik veya inorganik sentez maddelerinin ortamlarda bulunmasının yanı sıra kemik hücre gelişimi için tutunma yüzeyi, bu sentez maddelerinin gelişmekte olan kemik hücrelerine iletilmesi için bir akış süreci, gelişimi yönlendirebilecek mekanik bir etki (basınç) gibi parametreler çevre şartlarını oluşturmaktadır.

Gözenekli yapılar, kemik hücrelerinin tutunması, büyümesi ve işlevsel dokuların farklılaşması için uygun alanlar sağlayabilmektedir. Bu sayede, daha iyi kemik büyümesi ve kemik ile protezlerin neredeyse bütünüyle birleşmesi (osseointegrasyon) gerçekleşmektedir (Li vd., 2016). Buna ek olarak, tamamen dolu metal protezler genellikle kemiğe kıyasla daha yüksek homojenlik ve elastik modül göstermektedir (Parthasarathy vd., 2010). Bu durum, protezin çevresindeki sağlam kemiklere daha düşük yük aktarılmasına neden olmaktadır. Bu mekanik üstünlük durumu, literatürde gerilme kalkanı olarak tanımlanmaktadır. Gerilme kalkanı etkisi, implant çevresindeki sağlam kemik dokuda yük taşınımının azalmasına neden olarak kemik zayıflamasına yol açmakta; bu durum ise protezlerin erken gevşemesi veya tedavi sürecinin başarısızlığı ile sonuçlanabilmektedir (Zhang vd., 2021). Metal implantlarda gözenekli yapıların tasarlanması ve üretilmesiyle, implantların efektif elastisite modülü kemik dokusuna daha yakın değerlere düşürülebilmektedir. Bu yaklaşım sayesinde implant ile kemik arasındaki yük transferi iyileştirilmekte, gerilme kalkanı etkisi azaltılmakta ve sonuç olarak metal protezlerin uzun dönem biyomekanik uyumu ile hasta kullanım verimliliği arttırılabilmektedir.

1.4. Eklemeli İmalat

Eklemeli imalat (Eİ), bilgisayar ortamında belirli ölçülerde oluşturulan modellerin ve geometrik olarak karmaşık bileşenlere sahip yapıları üretebildiği katmanlı bir imalat teknolojisidir. Geleneksel imalat teknolojilerinin aksine Eİ, aşamalı olarak birçok katmanı inşa ederek katı yapılar üretmektedir (Petrovic vd., 2011). Eİ teknolojisi yenilikçi bir prototipleme tekniği olarak ortaya çıksa da teknolojideki gelişmeler ile biyomedikal alanında ürün tasarımı ve üretimi için oldukça popülerdir (Rouf vd., 2022). Karmaşık geometrilere

sahip yapıların üretiminde sunduğu üstün imalat kabiliyetinin yanı sıra eklemeli imalat, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ortamında oluşturulan modellerin hızlı ve doğrudan üretimine olanak tanımakta ve bu süreci daha az malzeme kullanımı ile gerçekleştirmektedir. Bu özellikleri sayesinde Eİ, uygun maliyetli, yüksek enerji verimliliği ve çevre dostu bir üretim yöntemi olarak kabul edilmektedir (Javaid vd., 2021).

Biyomedikal uygulamalarda eklemeli imalat teknolojisi kullanılarak titanyum ve titanyum alaşımları, 316L paslanmaz çelik, kobalt ve kobalt alaşımları ile poliüretan ve diğer polimerler gibi çeşitli metalik ve polimerik malzemelerden yapılar üretilebilmektedir (Harun vd., 2018; Singh & Ramakrishna, 2017). Kemik protezleri için mekanik performansları nedeniyle metaller daha sık tercih edilmektedir (Zhang vd., 2019a). Metal esaslı yapıların eklemeli imalat yöntemleriyle üretilmesi genel olarak iki ana grupta sınıflandırılmaktadır. Birinci grup, toz yatağı füzyonuna dayalı yöntemleri kapsamakta olup Seçici Lazer Ergitme (SLE), Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS) ve Elektron Işını Eritme (EBM) gibi teknikleri içermektedir. İkinci grup ise yönlendirilmiş enerji biriktirme esasına dayanan yöntemlerden oluşmakta olup, bu gruba Lazerle Tasarlanmış Ağ Şekillendirme (LENS) yöntemi örnek olarak verilebilmektedir.

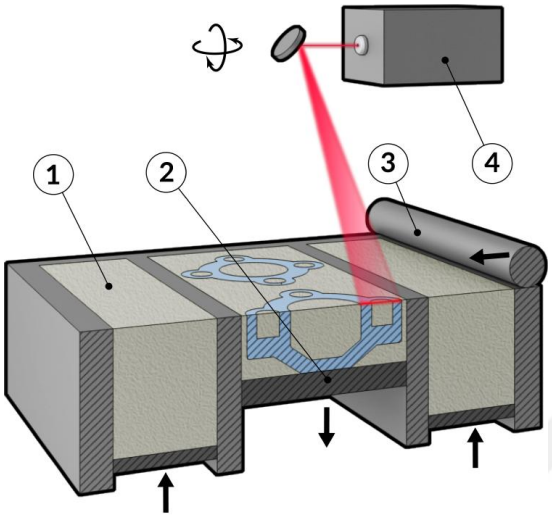
Toz yatağı füzyon tekniklerinde, istenilen geometriyi oluşturan katmanlardaki tozlar, enerji kaynağı olarak kullanılan lazer veya elektron ışını ile kaynaştırılır. Bu teknikler, yüksek boyutsal hassasiyete sahip küçük ve karmaşık parçaların üretiminde diğer metal eklemeli imalat yöntemlerine göre daha avantajlıdır. Bu nedenle, biyomedikal uygulamalarda gerekli olan üstün mekanik ve işlevsel özelliklere sahip karmaşık ve ince yapılar üretmek için toz yatağı füzyon teknikleri oldukça umut verici olarak kabul edilmektedir (Joshua vd., 2024).

Biyomedikal alanda nihai geometriye sahip yapıların üretilmesinde, toz hammadde kullanan metal esaslı eklemeli imalat yöntemlerine daha fazla odaklanılmaktadır (Harun vd., 2018). Bu kapsamda en yaygın kullanılan metal katkılı üretim teknikleri Seçici Lazer Eritme (SLE) ve Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS) yöntemleridir.

1.4.1. Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)

Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS), toz yatak füzyon teknolojilerinden biridir ve yaygın olarak üç boyutlu (3D) metal baskı için kullanılmaktadır. Bu teknoloji, 1994 yılında Münih'teki Electro-Optical Systems (EOS) tarafından geliştirilmiş ve patentlenmiştir

(Wohlers vd., 2016). DMLS teknolojisine ait üretim sürecinin şematik gösterimi Şekil 8'de sunulmaktadır.



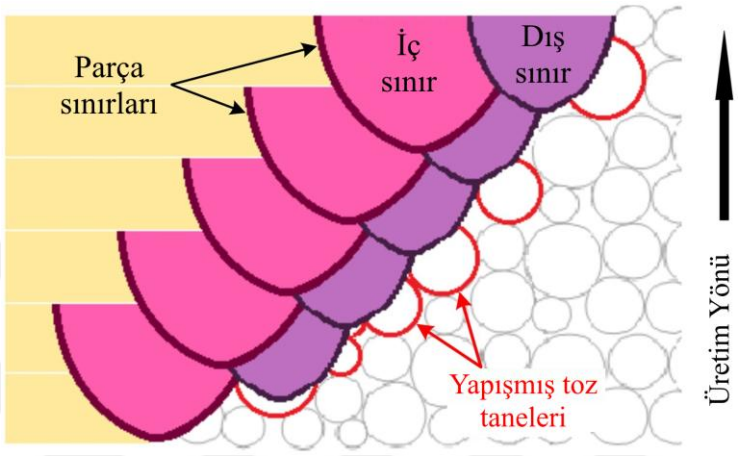
Şekil 8. Doğrudan metal lazer sinterleme üretim teknolojisinde üretim süreci (URL-1)

SLS imalatında, toz metal (1), erime noktasının hemen altındaki bir sıcaklığa kadar ısıtılır ve ardından bir silindir (3) yardımıyla yapı platformu (2) üzerine eşit bir tabaka halinde yayılır. Titreşimli bir lazer (4), toz malzemenin üzerinde bir CAD modelinin kesitini çizer ve bu işlem, toz parçacıklarının sinterleme yoluyla birbirine yapışmasını sağlar. Yapı platformu, genellikle 0,1 mm'den daha az olan bir katman kalınlığına karşılık gelecek şekilde aşağı indirilir ve işlem model tamamlanana kadar tekrarlanır. DMLS'nin çalışma prensibi, Seçici Lazer Sinterleme (SLS) sürecine benzer. Her iki süreç de katmanları birbirine kaynaştırmak için lazer ışını kullanır, ancak aralarındaki temel fark, SLS'nin plastik toz malzeme, DMLS'nin ise metal toz malzeme kullanmasıdır. DMLS teknolojisi, yüksek hassasiyet ve karmaşıklık gerektiren uygulamalar için tercih edilmektedir (Salmi vd., 2012).

1.4.2. Eklemeli İmalat Teknolojilerindeki Üretim Kusurları

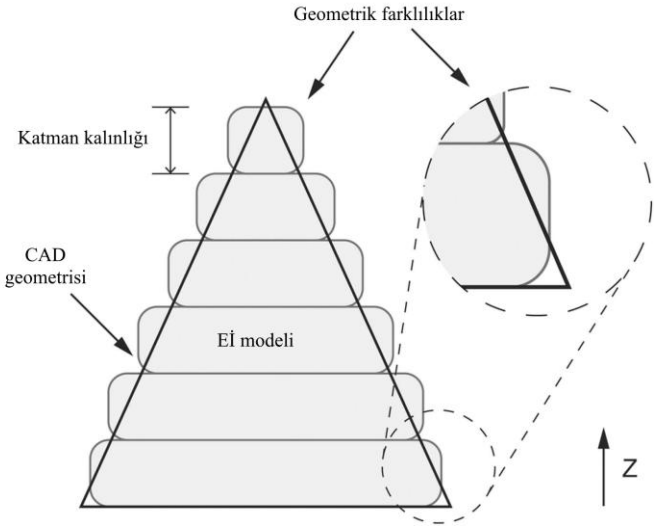
Eklemeli imalat ile üretim sürecinde boyut fazlalığı/eksikliği veya iç yapı kusurları oluşabilmektedir (Gong vd., 2014). Boyut fazlalığı erimiş katmanlara yapışan toz tanelerinden kaynaklanmaktadır. Üretim modelindeki sınırların birbiriyle etkileşimi ile ısıdan etkilenen toz tanelerinin yapışma süreci Şekil 9'da gösterilmektedir. Üretim esnasında metal eriyik havuzu, öngörülenden daha sınırlı bir alanda oluşabilmekte ve bu durum metal

tozlarının tam olarak ergimesini engelleyebilmektedir. Erimeyen tozlar üzerine yeni bir katman serildiğinde, katmanlar arasında yeterli bağ oluşamayabilmekte ve bu durum eksik füzyon (lack of fusion) boşluklarına bağlı boyutsal eksikliklere yol açmaktadır. Söz konusu üretim kaynaklı farklılıkların, bir yapı içerisinde benzer karakteristiklerde ve tekrarlı biçimde oluştuğu literatürde bildirilmektedir (Brennan vd., 2021).



Şekil 9. Toz yapışmasının şematik görünümü (Feng vd., 2021)

Eklemeli imalat, katmanlı üretim prensibine dayandığından, özellikle eğimli yüzeylere sahip geometrilerde "merdiven etkisi" olarak tanımlanan yüzey kusurları ortaya çıkabilmektedir (Strano vd., 2013; Taylor vd., 2020). Merdiven etkisi, katmanların ardışık olarak üst üste birikmesi sonucunda yüzeyde mikro ölçekte girinti ve çıkıntıların oluşmasıyla meydana gelmektedir (Maconachie vd., 2019). Şekil 10, eğimli bir geometriye sahip modelin bilgisayar destekli tasarım (CAD) ortamındaki görünümü ile üretim sırasında oluşan katman yerleşimlerinin karşılaştırmalı görselini sunmaktadır. Bu durum, özellikle hassas ölçü gerektiren mühendislik uygulamalarında geometrik hatalara ve yüzey pürüzlülüğünde artışa yol açabilmektedir (Soe vd., 2024). Ayrıca, üretim sürecinde oluşan bu boyutsal farklılıklar, parçanın mekanik özelliklerini (örneğin yorulma dayanımı ve elastik modül) olumsuz yönde etkileyebilmekte ve sonlu elemanlar analizlerinde sonuç sapmalarına yol açabilmektedir (Zhang vd., 2019b). Dolayısıyla, sayısal analizlerde bu üretim kaynaklı geometrik sapmaların dikkate alınması, daha doğru simülasyon sonuçları elde edilmesi açısından kritik öneme sahiptir.



Şekil 10. Merdiven etkisi ve bunun CAD modelinden doğal geometrik sapması (Carolo & Cooper, 2022)

1.5. Sonlu Elemanlar Modellemesi

Sonlu elemanlar (SE) modeli, karmaşık diferansiyel denklemleri çözmek için kullanılan etkili bir sayısal yöntemdir (Kaveh, 2014). Bu yöntem, mühendislik sorunlarını analiz etmek ve çeşitli uygulamalar için öngörülerde bulunmak amacıyla oldukça güçlü bir araç sunmaktadır. Akışkanlar dinamiği, ısı transferi ve yapısal mekanik, bu yöntemin sıkça uygulandığı alanlardan bazılarıdır. SE modellerindeki temel ilke, bir sistemin veya bileşenin çok sayıda elemanlara bölünmesidir. Bu elemanlar, kenarlar veya yüzeylerle birbirine bağlanan düğümlerden oluşmaktadır. Bu düğüm ve elemanlara ağ (mesh) adı verilmektedir. Diferansiyel denklemler her düğümde çözülmekte ve sürekli dağılımlar yaklaşım fonksiyonları kullanılarak modelin herhangi bir konumundaki değerleri hesaplanmaktadır (Bathe, 2008). SE modellerinin ana uygulama alanlarından biri, yapısal mekaniğe yöneliktir. Örneğin köprüler gibi büyük yapıların tasarımlarının sayısal olarak analiz edilebilmesi büyük bir avantaj sağlamaktadır. Bu analizler sırasında, sistemlerin deformasyonlarını ve arıza mekanizmalarını anlamak amacıyla gerilme ve gerinim dağılımları hesaplanmaktadır. Sistemleri en doğru şekilde simüle etmek için farklı malzeme özellikleri, yükleme koşulları ve arayüz koşulları uygulanmaktadır. Biyomedikal mühendisliği, SE yönteminin geniş kullanım alanlarından bir diğeridir. Kemik ve implant sistemlerinin deneysel testlere gerek kalmadan incelenmesine ve bu sistemlerin canlı vücudundaki işlevselliğinin anlaşılmasına olanak sağlamaktadır (Parashar & Sharma, 2016). Deneysel testlerde genellikle numunelerin

tekrar kullanımı mümkün olmamaktadır. Ayrıca, biyomedikal uygulamalarda test numuneleri sağlamak oldukça maliyetlidir. Kemik yapıların yeniden şekillenmesi gibi bazı süreçler zamana bağlıdır. Bu yüzden SE modelleri, tek bir model üzerinde farklı zaman noktalarında çok sayıda analiz yapılmasına olanak tanımaktadır. Özellikle biyomedikal alanında SE modellerinin kullanımı, araştırmacıların insan vücudundaki olayları ve implant/protez tasarımlarının etkilerini anlamalarını sağlayan sürekli gelişen bir yaklaşımdır (Poelert vd., 2013). Ortopedik protezlerin ve plakların, özellikle karmaşık gerilme dağılımlarına sahip kafes yapıların SE modelleri, standart mukavemet özelliklerinin belirlenmesinin yanı sıra yapı bozulmalarını ve gerilmeleri hızlı bir şekilde değerlendirme imkân sunar. Bu, umut vaat eden yapıların belirlenmesi için geniş bir parametre çerçevesinin test edilmesine ve araştırılmasına olanak tanır (Pankaj, 2013).

1.6. Literatür Araştırması

Günümüzde multidisipliner çalışmaların en iyi sonuç alabildiği noktalardan birisi sağlık ve mühendislik alanlarının birbiri ile kombinasyonlu bir şekilde çalışmalarıdır. İnsan sağlığını geliştirmek için yeni ve yenilikçi çözümler sürekli olarak araştırılmaktadır. Son yıllarda, gözenekli yapılar, havacılık ve savunma sanayi gibi alanların yanı sıra implant tasarımları, doku iskeleleri ve ilaç taşıyıcı sistemler gibi çeşitli biyomedikal uygulamalarda büyük ilgi görmeye başlamıştır (Mohammed vd., 2020; Tseng vd., 2022).

1.6.1. Biyomedikal Alanında Gözenekli Yapılar

Eklemeli imalat teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte, biyomalzemelerden üretilen gözenekli yapılar sağlık alanında önemli tedavi yöntemleri için sıkça tercih edilmektedir (Mobarak vd., 2023). Bu yapıların en büyük avantajlarından biri, kemik dokusunu taklit eden gözenekli yapıları sayesinde biyouyumluluklarının yüksek olmasıdır. Gözenekli yapılar, daha düşük ağırlık sunarak enerji tasarrufu ve taşıma kolaylığı gibi ek faydalar sağlar. Aynı çevre boyutlarına sahip tamamen dolu (katı) yapılar düşünüldüğünde mekanik performans ve kemik hücre gelişimi açısından gözenekli yapılara göre dezavantajlıdır. Gözenekli yapıların sunduğu bu avantajlar, biyomedikal uygulamalarda tercih edilmelerinin temel nedenlerinden biridir.

Geometrik özellik olarak incelendiğinde, kemik anizotropik ve karmaşık bir yapıdır (Jiao vd., 2022). Kortikal ve trabeküler kemik türlerinin farklı oranlardaki birleşimine sahip kemiklerde, özellikle trabeküler kemikte bulunan çeşitli düzensiz gözenekler yük aktarımında görev almaktadır. İnsan alt çene kemiğindeki kortikal ve trabeküler kemiğin mekanik özelliklerini Rho vd., (1993) ve Misch ve ark. (1999), kadavralardan örnekler alarak belirlemişlerdir. Yapılan basma testlerine göre kortikal ve trabeküler kemiğin elastik modülleri sırasıyla 13000 MPa ve 500 MPa olarak belirlenmiştir. Genel olarak trabeküler kemiğinin mekanik özelliklerinin gözenekli yapılar tarafından karşılanabilmesi için çok karmaşık süreçler ortaya çıkmakta ve benzetim için çalışmalar devam etmektedir (Lakatos vd., 2014). Gözenekli yapıların gözeneklilik ve gözenek tipi gibi yapısal parametreleri değiştirilerek yapıların mukavemet özelliklerinin değiştiği Torres-Sanchez vd., (2017) tarafından ifade edilmiştir. Araştırmacılar, bu farklılıkları ortaya koymak ve biyomedikal alandaki potansiyel uygulamalarını değerlendirmek amacıyla çeşitli sayısal ve deneysel analizler gerçekleştirmişlerdir. Tablo 1'de farklı gözenek mimarilerinin mekanik performans bakımından değerlendirmesini ifade eden literatür özeti bulunmaktadır.

Tablo 1. Farklı parametrelere sahip gözenekli yapıların mekanik özellikleri

Referans	Model	Birim Hücre Boyutu (mm)	Gözeneklilik (%)	Malzeme	Mekanik Özellikler		
					Elastik Modül (MPa)	Akma Gerilmesi (MPa)	Basma Dayanımı (MPa)
(Rho vd., 1993)	Kortikal Kemik	-	-	-	13000	-	-
(Misch vd., 1999)	Trabeküler Kemik	-	-	-	500	-	-
(Ataee vd., 2018)	FCC BCC	0,75 0,75	69,53 70,60	CoCrMo	15860±380 15840±470	- -	716,13±21,48 668,20±23,38
(Ataee vd., 2018)	Ağ Esaslı - Gyroid	2 2,5 3	73 73 73	CP-Ti	2676 ± 16 2170 ± 40 1465 ± 33	51,6 ± 2,0 44,9 ± 0,9 53,3 ± 1,2	- - -
(Al-Ketan vd., 2018)	Ağ Esaslı - Diamond	7	-	Maraging çeliği	6250	-	2354
(Zhang vd., 2018)	Levha Esaslı – Schwarz-P	4	-	316L Paslanmaz Çelik	10640	-	-
(Qi vd., 2019)	Octet Truss Truncated-octahedron	6 8,49	- -	AlSi10Mg	925 106	- -	- -
(Mishra vd., 2021)	Levha Esaslı – Schwarz-P	6	-	PLA ABS	1185 1116	31,20 20,90	50,52 39,75
(Huang vd., 2022)	Kiriş esaslı - Diamond	3	70	Tantalyum Ti6Al4V	2260 ± 120 1510 ±40	48,16 ±2,50 37,71 ±1,05	- -
(Distefano vd., 2023)	TAOR Kelvin	4,2 4,2	95 95	Ti6Al4V	109 46	- -	2,8 1,0

Tablo 1'den de anlaşılacağı üzere, birçok farklı gözenekli yapı dahil olmak üzere, formunu kaybeden kemik dokusunun yerini alacak bir yapının geliştirmesi için çok sayıda girişimde bulunulmuştur. Mekanik etkilerin yanı sıra, gözenekli yapıların tasarımına ilham veren en önemli faktörlerden biri hücre gelişim potansiyelleridir. Gelişimine devam eden kemik yapılarında, bozulmuş formdaki kemikler arındırıldıktan sonra vücut sıvısının dolaşım fonksiyonları devam etmektedir. Bu dolaşım ile kemik yapıların oluşması, besin ve oksijen taşınması ve damar yapıların devamlılığı sağlanmaktadır (Arabnejad vd., 2016). Grimm & Williams (1997), kemik yapılardaki vücut sıvısının geçiş oranını yani geçirgenliğini belirlemek amacıyla kadavralardan alınan kemik numunelerini kullanmışlardır. Yaptıkları deneysel testler sonucunda kemik geçirgenliğini 0,4-10x10^{-9} m^2 olarak belirlemişlerdir ve bu değer literatürde referans geçirgenlik olarak kabul edilmektedir.

Gözenekli yapılar, kemiğin gözenekli yapıların içine doğru büyümesini destekleyecek uygun bir ortam sağlamak amacıyla sağlam kemik yüzeylerine yerleştirilmektedir. Gözenekli bir yapı içinde kemik büyümesi, model mimarisi, hücre topolojisi, gözeneklilik, gözenek şekli ve boyutu gibi çeşitli faktörlerden etkilenen karmaşık bir süreçtir (Biemond vd., 2011; Fini vd., 2004; Lv vd., 2015). Bu parametreler vücut sıvısının gözenekli yapıdan ne oranda geçtiğini yani gözenekli yapının geçirgenlik özelliğini doğrudan etkilemektedir. Kemik rejenerasyon olgusunun oluşması için geçirgenlik, yüzey alanı ve hücre gelişimini teşvik eden duvar kayma gerilmesi parametreleri birçok araştırmacı tarafından dikkate alınmaktadır. Araştırmacılar, yüksek geçirgenliğin besin ve oksijen taşınımı için gerekli süreyi sağlamadığı, düşük geçirgenliklerde ise yapılar içinde düzensiz kemik hücre gelişimi nedeniyle tıkanmaların meydana geldiği tespit etmişlerdir (Abbasi vd., 2020; Turnbull vd., 2018). Bu nedenle gözenekli yapılarda kemik içe büyümesinin daha elverişli şekilde gelişmesi için optimizasyon çalışmaları yapılmaktadır. Genel olarak çalışmalarda belirtildiği üzere gözeneklilik, gözenek boyutu, yapıya ait yüzey alanı ve gözeneklerin birbiri ile bağlantı şekilleri parametrelerin kontrol edilebilirliği ile sağlanmaya çalışılmaktadır. Bu nedenle köpük yapılardaki düzensiz gözenekler yerine gözenek boyutları ve birbiri ile bağlantıları daha düzenli sağlanabilen kiriş esaslı yapılar ve ÜPMY yapılar osteogenezi destekleme bakımından oldukça elverişlidir (Ouyang vd., 2019). Gözenekli yapıların kemik rejenerasyonu için potansiyellerini belirlemek amacıyla literatürde birçok çalışma bulunmakta ve çalışmalarda gözenekli yapıların akış özellikleri incelenmektedir. Tablo 2'de farklı geometrik parametrelere sahip gözenekli yapıların hücre gelişim potansiyellerini değerlendirmek için akış performans değerlendirilme verileri bulunmaktadır.

Tablo 2. Farklı parametrelere sahip gözenekli yapıların akış performans verileri

Referans	**Model**	**Birim Hücre Boyutu (mm)**	**Gözenek Çapı (µm)**	**Gözeneklilik (%)**	**Geçirgenlik ($x10^{-9}$ m^2)**	**Maksimum Duvar Kayma Gerilmesi (mPa)**	**Uygulama Yöntemi**
(Grimm & Williams, 1997)	Trabeküler Kemik	-	-	-	0,4 - 11	-	Deneysel
(Lipowiecki vd., 2014)	Cubic Hexagonal	-	600	30	5,49 4,21	- -	Deneysel
(Ali vd., 2020)	Octet Truss Truncated-octahedron	1,40 1	-	80	4,81 5,06	44,9 43,2	Sayısal
(Pires vd., 2021)	Levha - Gyroid Levha - Schwarz P	3,25 3,25	-	60	8,5 5	-	Sayısal
(Zou vd., 2022)	Gyroid Diamond FKS (Levha esaslı)	-	600	71,56 62,44 53,19	5,97 4,85 1,75	- - -	Deneysel
(Prakoso vd., 2023)	Levha - Gyroid Cubic	2,1	-	60	0,79 1,15	- -	Deneysel
(Yánez vd., 2024)	Stokastik Levha - Gyroid	-	- 980	80	2,23 2,87	- -	Deneysel

Tablodan da anlaşıldığı gibi, gözenekli yapılarda geçirgenliğin artırılmasına yönelik literatürde çeşitli çalışmalar yer almaktadır. Bu çalışmaların birçoğunda, gözenekli yapıların modellenmesinde geçirgenliğin temel bir tasarım parametresi olarak ele alınması gerektiği vurgulanmaktadır (Dias vd., 2012). Blanquer vd. (2017), yüzey eğriliğini gözenekli yapılarda bir tasarım parametresi olarak değerlendirerek geçirgenlik üzerindeki etkilerini deneysel olarak incelemiş ve elde ettikleri sonuçlar doğrultusunda eğrisel yüzeylerin yapı geçirgenliğini artırıcı bir unsur olarak değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymuşlardır. Bu bulgular, üç yönlü periyodik minimal yüzeyli yapıların kemik rejenerasyonu uygulamalarındaki kullanım potansiyelini artırmıştır. Gözenekli yapı tasarımlarının optimize edilmesiyle hedeflenen bir diğer önemli unsur, kemik hücre büyümesinin ve yapı içerisine yönlenmesinin desteklenmesidir. Bu durum, doğrudan gözenek boyutu ve gözenek geometrisi ile ilişkilidir. Literatürde, kemik dokusunun büyümesi ve yapı içerisine infiltrasyonunun sağlanabilmesi için ideal gözenek boyutunun 100–500 μm aralığında olması gerektiği bildirilmektedir (Brentel vd., 2006; Vasconcellos vd., 2008). Ayrıca, gözenek boyutunun 300 μm'den büyük olması durumunda damarlanmanın büyük ölçüde sağlandığı ifade edilmektedir (Frosch vd., 2002; Karageorgiou & Kaplan, 2005). Bu sınır değerler, genellikle laboratuvar ortamında gerçekleştirilen hücre kültürü çalışmaları ile belirlenmektedir. Ran vd. (2018) eklemeli imalat teknolojisini kullanarak titanyumdan ürettikleri gözenekli yapıların 12 haftalık hücre kültürü takibine ait sonuçları sunmuşlardır. Çalışmada, bilgisayar ortamında tasarlanan 500 μm, 700 μm ve 900 μm nominal gözenek boyutlarına sahip numuneler arasından, üretim sonrası yaklaşık 600 μm gözenek çapına sahip yapıların daha iyi kemik içi büyüme sağladığı ve kemik–protez arayüzünde daha güçlü bir birleşim oluşturduğu gözlemlenmiştir. Buna karşılık, gözeneklerin daha küçük boyutlarda olması veya gözenekler arası bağlantının yetersizliği, besin ve oksijen taşınımını sınırlayarak iskele yapısı içerisinde doku nekrozuna yol açabilmektedir. Bu nedenle, sağlıklı ve sürdürülebilir kemik rejenerasyonu açısından gözenek boyutunun ve bağlantılarının uygun şekilde tasarlanması kritik önem taşımaktadır. Bunlara ek olarak hücre biyoaktivitesini geliştirmek için birçok çalışmada duvar kayma gerilmesi değerinin belirli bir aralıkta olması gerektiği belirtilmiştir (Mccoy vd., 2012). Duvar kayma gerilmesi bu aralıktaki değerlerden daha düşük olduğu durumda, yüzeye tutunan hücrelerin gelişmesi için gerekli seviyede uyarılmadığı ve yüksek gerilmelerde ise hücrelerin direkt öldüğü kaydedilmiştir (Olivares vd., 2009; Sikavitsas vd., 2003). Sikavitsas ve ark. titanyum esaslı kafes yapıları modeli kullanarak yaptıkları hücre kültürleri sonucunda mineralizasyonu

arttıracak gerilme değerlerini 10-30 mPa aralığı olarak belirlemişlerdir (Sikavitsas vd., 2003).

Genel olarak vücuda yerleştirilecek gözenekli bir yapının tasarımı yapılırken kemik yapısına uygun olarak hem mekanik hem de biyolojik etkiler bir arada değerlendirilmelidir. Çünkü büyük gözenekli yapılar tasarlanmaya çalışıldığında mekanik etkiler bakımından olumsuz sonuçlar elde edilmektedir veya bu durumun tersi olarak mekanik olarak güçlü yapılar olsa dahi gözenek boyutları hücre gelişimini teşvik edememektedir. Bu bilgilerin öncülüğünde gözenekli yapıların biyomekanik verilerinin oluşturulması açısından literatürde çalışmalar sınırlıdır ve geliştirilmesi gereken bir alandır.

1.6.2. Alt Çene Kemiğinin Rekonstrüktifi

Alt çene kemiğindeki kusurların giderilmesi için, hastalara standart cerrahi prosedür (serbest fibula flebi yöntemi) uygulanmaktadır. Bu cerrahi operasyondan genel olarak başarı elde edilmesine karşın, alt çene kemiği içerisinde hacimsel dengesizlik, enfeksiyon ve sınırlı doku oluşumu gibi olumsuz sonuçlar ile karşılaşılmaktadır (McMahon vd., 2013; Okay vd., 2016). Bunlara ek olarak, kemik transferi yapılan diğer eklem bölgelerinde iyileşmenin gecikmesi ve ek komplikasyonlar yaşanabilmektedir (Bauer vd., 2021; Brozovich vd., 2020). Bu olumsuz durumları gidermek amacıyla estetik ve hareket fonksiyonları bakımından alt çeneyle uyumlu protezler cerrahi prosedürlerde kullanılmaya başlanmıştır.

Genel olarak kemik yapıların rekonstrüksiyonunda kemik formunu, işlevini, sabitlemesini ve ilerideki kemik oluşumunu niteliksel olarak birbiri ile bağlantılı şekilde gerçekleştirebilecek planlamalar yapılmaktadır (Hollister, 2009). Bu dört unsurun eş zamanlı olarak bir yapı içerisinde bir araya getirilmesi ile protezlerin geliştirilmesi, araştırmacıların ilgi odağı haline gelmiştir. Günümüz teknolojisindeki üretim yöntemlerinin de gelişmesi ile protez tasarımları hastaya özel, karmaşık geometrilerde ve topoloji optimizasyonu referans alınarak geliştirilmektedir (Charbonnier vd., 2021; Wu vd., 2021).

Wu vd. (2017), alt çene kemiğinde oluşan kusurların giderilmesi ve aynı zamanda hastanın yüz konturunun korunabilmesi amacıyla bir plaka modellemişlerdir. Modellenen plaka ve serbest fibula flebi yöntemi ile hibrit bir tedavi yöntemi önermişlerdir. Sayısal analizlerin yanı sıra uyguladıkları yorulma testi ile yapılan biyomekanik değerlendirmelerde sağlam kemiklerde mini vidalardan dolayı oluşan gerilmelerin önemli ölçüde azaltıldığını ifade etmişlerdir.

Hu vd. (2019), alt çenedeki kemik kusurlarının giderilmesi için, sağlam kemiğin orijinal şekline bağlı kalarak dış çerçevesi tamamen dolu bir yapı içerisinde silindirik boşluklar oluşturularak eklemeli imalat teknolojisinde üretilebilecek yeni bir yöntem sunmuşlardır. Ürettikleri yapıların yüksek dayanıma sahip olmasının yanı sıra biyolojik açıdan elverişli bir ortamın da sağlanabileceğini ifade etmişlerdir.

Cheng vd. (2020), alt çene kemiği rekonstrüksiyonu için kemik analoğu olarak ifade ettikleri protez tasarlayarak, fibula greft kemiği uygulaması ile karşılaştırmışlardır. Bu karşılaştırma sonuçlarına göre modellenen protez, çevredeki sağlam kemiklere daha normal bir gerilme iletimini sağlamıştır.

Xia vd. (2020), ağız tümörlü dört hasta için özelleştirilmiş alt çene protezleri tasarlamış ve üretmişlerdir. Eklemeli imalat ile üretilen titanyum protezlerin uygulamasını hastalara gerçekleştirmiş ve 12 aylık hasta takibi verilerini kaydetmişlerdir. Hasta takibi sonucunda kemik simetrisinde iyileşme, çene kapanışı fonksiyonunda düzelme ve normal ağız açıklığı aralığı gözlemlemişlerdir.

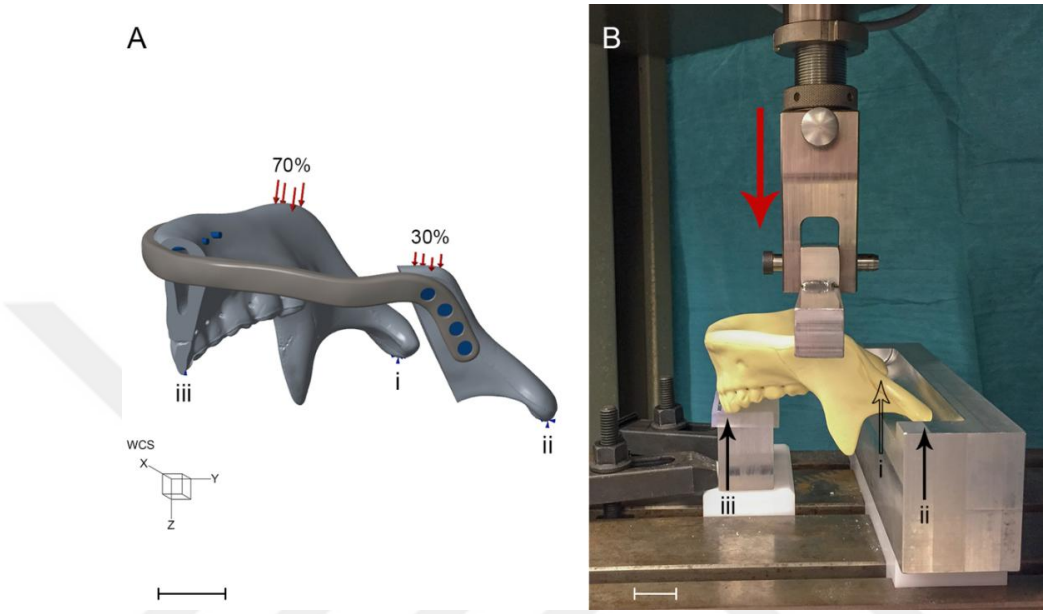
Peng vd. (2021), 3 boyutlu bir kusur simülasyonu ile 30 yaşında kadın bir hastaya ait verilerden tahmini bir kusur bölgesi oluşturmuşlardır. Seçilen bu bölge için altıgen geometrideki yapıyı çeşitli sayılarda çoğaltarak gözenekli protez modellemesi gerçekleştirmişlerdir. Mini vidalar ile alt çene kemiğine sabitlenen protez modelin sayısal olarak analizlerine göre gerilme dağılımının korunduğu ve kemiklerin yeniden şekillenmesi için gözenekli yapılar ile yeni fikirlerin sağlanabileceğini işaret etmişlerdir.

Li vd. (2023a), ızgara geometrisine sahip gözenekli protezleri tasarlayarak titanyumdan eklemeli imalat yöntemi ile üretmişlerdir. Protezler ile hayvan denekler üzerinde klinik uygulamaları gerçekleştirmişlerdir. Uzun süreli takipler sonucunda titanyum ızgara yapılı gözenekli yapıların büyük boyutlardaki kemik kusurlarında kemik rejenerasyonunu kolaylaştırabileceğini kanıtlamışlardır.

Yukarıdaki çalışmalarda da ifade edildiği üzere alt çene kemiklerinde meydana gelen kemik hasarlarının giderilmesi için geliştirilen yöntemler henüz standartlaşmamış olsa da protez veya plak modellemeleri ve üretimleri devam etmektedir. Modellenen bu yapılar, sayısal veya deneysel değerlendirmeler ile biyomekanik uygunlukları tespit edilmektedir.

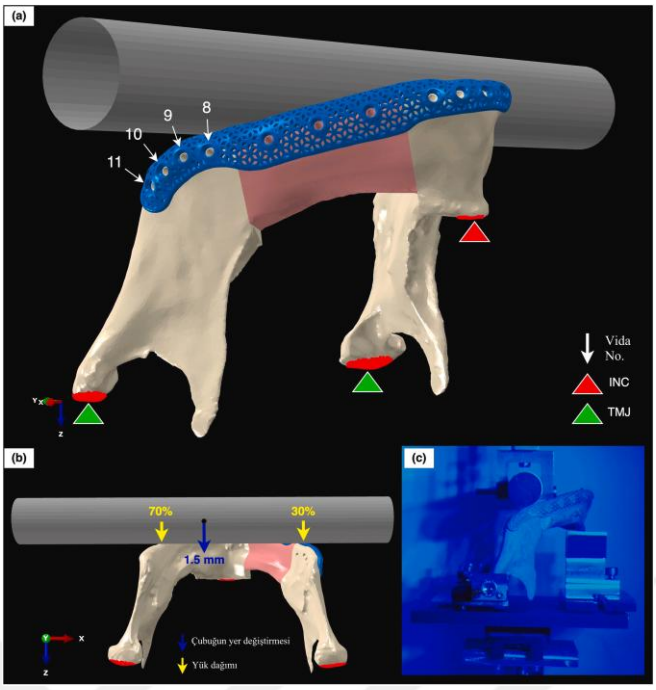
Koper vd. (2021), alt çene kemiği rekonstrüksiyonu için topoloji optimizasyonu ile hastaya özel bir protez/plak tasarlamışlardır. Bu çalışmada tasarlanan plaklara deneysel testler uygulanarak, plakların biyomekanik doğrulaması yapılmıştır. Bunun için tasarlanan plak yapay alt çene kemiğine mini vidalar ile monte edilmiştir. Sol kondilin hareketi tüm

yönlerde kısıtlanmış ve sağ kondilin hareketine yatay düzlemde yalnızca yanal veya orta düzlemde izin verilmiştir (Şekil 11). Ön dişlerin hareketi yatay düzlemle sınırlı konuma getirilmiştir. Yapılan testler sonucunda en düşük hacimdeki modeller ile tepe (peak) gerilmesinin azaltılabileceğini kaydetmişlerdir.



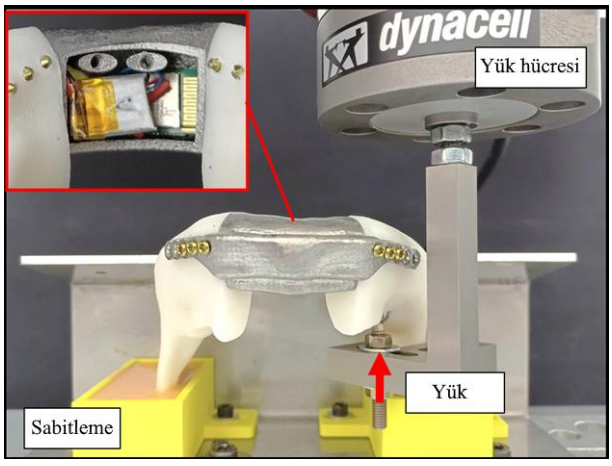
Şekil 11. SEA modeli ve biyomekanik test kurulumu. A) Alt çene açıları üzerindeki yükün %70-%30 dağılımını temsil eden oklarla alt çene kopyası. i) Sol kondilin hareketi tüm yönlerde kısıtlanmıştır, ii) Sağ kondilin hareketine yatay düzlemde yalnızca lateral veya mediale izin verilir, iii) Ön dişlerin hareketi yatay düzlemle sınırlıdır. B) SEA model kurulumunu takiben test tertibatına yerleştirilen poliüretan mandibula modeli. Ölçek çubukları: 20 mm.(Koper vd., 2021)

van Kootwijk vd. (2023), kadavra ve retrospektif vaka serisi çalışmasında yarı otomatik iş akışıyla hastaya özel gözenekli implantların biyomekanik performansını değerlendirmişlerdir. İki kadavra için tasarlanan gözenekli implantlar için sayısal ve deneysel olarak yarı statik testler gerçekleştirmişlerdir (Şekil 12). Kondil kısmı ve ön diş bölgesinde yapılan sabitleme işlemine karşılık 1,5 mm'lik bir yer değiştirme oluşturacak şekilde bir yükleme tanımlamışlardır. Bu iş akışı ile rekonstrüksiyon sistemlerinin oluşturulmasına ve ameliyat öncesi planlamanın kolaylaştırılmasına yardımcı olabilecek bir sistem geliştirmişlerdir.



Şekil 12. (a) SE simülasyonunda uygulanan sınır koşulları ve (b) yer değiştirmeler. (c) CM1 için deneysel test kurulumu (van Kootwijk vd., 2023)

Wu vd. (2024), alt çene kemiği için hastaya özel rekonstrüktif implant tasarlamışlardır. Ek olarak üretilen implant içerisine yerleştirilen kablosuz modül sistemi ile hastanın implant kullanım sürecindeki biyomekanik performans değerlendirmesinin erken izlenmesi için bir yöntem geliştirmişlerdir. Biyomekanik değerlendirme için kondil ve koronoid bölgelerinden sabitleme işlemi yapılmış ve yükleme için tek yönlü olarak korpus bölümünde bulunan diş yüzeyini seçmişlerdir (Şekil 13).



Şekil 13. Kişiye özel üretilen rekonstrüktif implantın biyomekanik olarak değerlendirilmesi için uygulanan test düzeneği (Wu vd., 2024)

1.7. Tezin Amacı ve Kapsamı

Alt çene kemikleri, beslenme, nefes alma ve iletişim gibi hayati fonksiyonların yanı sıra, yüzün yumuşak dokularına iskelet görevi görerek estetik açıdan da önemli bir rol oynamaktadır. Ancak hastalıklar veya kazalar nedeniyle alt çene kemiğinde oluşabilecek kusurlar, bu fonksiyonların zayıflamasına veya tamamen kaybolmasına yol açarak bireylerin yaşam kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir. Bu tür kayıpları telafi etmek amacıyla alt çene kemiği rekonstrüksiyon prosedürleri geliştirilmiş olup, bu alandaki çalışmalar devam etmektedir.

Geleneksel cerrahi yöntemler yerine kullanılan protez uygulamaları, hasta geri bildirimleri açısından olumlu sonuçlar veren alternatif bir yöntem olarak öne çıkmaktadır. Protez tasarımlarında hem mekanik hem de biyolojik gereksinimlerin karşılanabilmesi için gözenekli yapılar kullanılmaktadır. Gözenekli yapılar, geometrik olarak kemik benzetimini sağlamanın yanı sıra, kemik hücre gelişiminin devamlılığını teşvik etmesi nedeniyle biyomedikal alanda yaygın olarak tercih edilmektedir. Ancak, alt çene kemiği rekonstrüksiyonunda, gözenekli yapıların değerlendirilmesi ve uygulamaları sınırlı olup, biyomekanik açıdan kabul görmüş bir yaklaşım henüz bulunmamaktadır.

Bu doğrultuda, tez kapsamında alt çene kemiğine yönelik biyouyumlu ve biyomekanik açıdan optimize edilmiş bir protez tasarımı amaçlanmaktadır. Tasarlanacak protezde hem yük taşıma kapasitesini karşılayacak hem de kemik doku entegrasyonunu destekleyecek gözenekli yapı mimarileri dikkate alınmıştır. Bu yapıların tasarımında, parametrik modelleme tekniklerinden ve sonlu elemanlar analizlerinden yararlanılarak hem mekanik dayanım hem de hücresel gelişim potansiyeli açısından değerlendirmeler yapılmıştır.

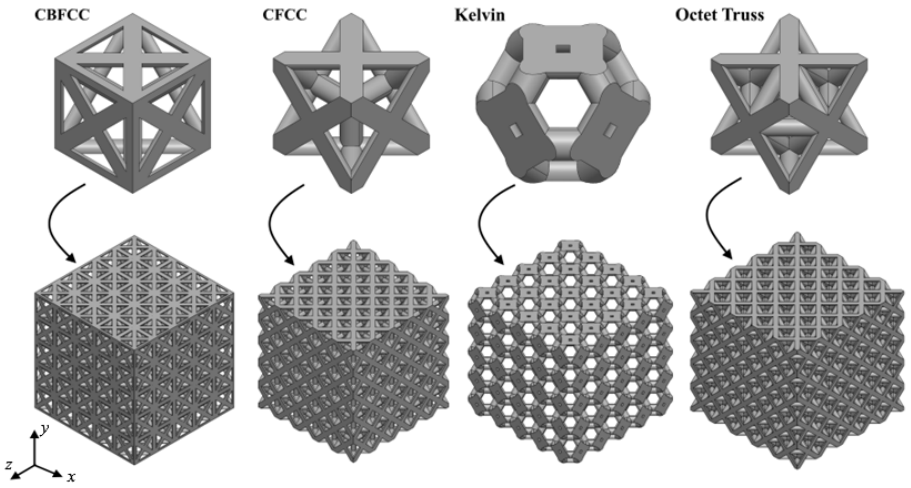
Tezin kapsamı; alt çene anatomisinin incelenmesi, gözenekli yapı tiplerinin karşılaştırılması, uygun bir mimarinin belirlenmesi, bu yapının mekanik performansının sayısal yöntemlerle analiz edilmesi ve sonuçların literatürle karşılaştırılarak değerlendirilmesini içermektedir. Elde edilen bulgular, gelecekte hasta özelinde tasarlanacak protezlerin geliştirilmesine yönelik önemli bir bilimsel altyapı sunmayı amaçlamaktadır.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

2.1. Birim Hücre Mimarileri ve Kafes Yapıların Tasarımı

Tez kapsamında, literatürde kemik yapılarının mekanik özelliklerine daha yakın olmasından dolayı, kemik rejenerasyonunda daha sık tercih edilen birim hücre mimarileri belirlenmiştir. Birim hücreler, kiriş esaslı yapılar ve üç yönlü periyodik minimal yüzeyli (ÜPMY) yapılardan seçilmiştir. Bu birim hücreler %50, %60, %70 ve %80 gözenekliliklerde olacak şekilde modellenmiştir. Modellenen birim hücreler, X, Y ve Z eksenleri doğrultusunda 5×5×5 dizilim oluşturacak şekilde bir araya getirilerek kafes yapılar oluşturulmuştur.

Kafes tabanlı yapılar, kirişlerin çeşitli açı ve birleşim noktalarının düzenlenmesiyle oluşan yapılardır. Bu yapılar içerisinden CBFCC, CFCC, Kelvin ve Octet Truss olarak isimlendirilen dört farklı yapı bu tez çalışması kapsamında uygun model olarak belirlenmiştir (Egan vd., 2017; Li vd., 2020; Oladapo vd., 2021). Belirlenen bu yapılar SolidWorks (SolidWorks 2021) yazılımı kullanılarak modellenmiştir (Şekil 14). Her bir modellenen yapı için dört farklı gözeneklilik oranlarında birim hücreleri oluşturulmuştur. Ancak Kelvin yapısı için %50 gözeneklilik oranında birim hücre oluşturulamamaktadır. Bunun sebebi, bir birim hücre içerisinde oluşturulan yapının birleşim noktalarının konumlarının, %50 gözeneklilik durumunda bu sınırlar içerisinde yer almamasıdır.



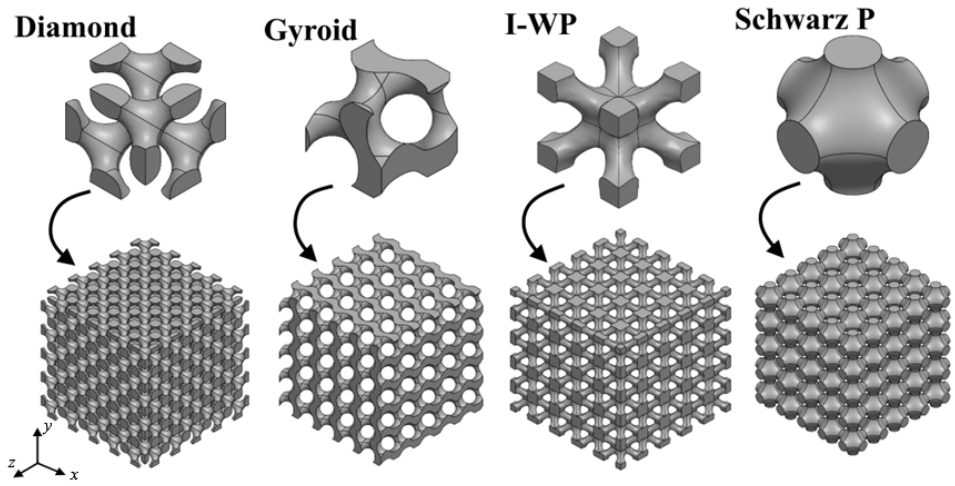
Şekil 14. Kiriş esaslı hücre mimarilerinin üç boyutlu modelleri ve 5×5×5 dizilimdeki kafes yapıları (%70 gözeneklilik örnekleri)

ÜPMY tabanlı yapılar ise bağlantılarını yüzeyler ile sağlayan sonsuz olarak genişletilebilen yapılardır. Bu yapılar içerisinden Diamond, Gyroid, I-WP ve Schwarz Primitive olarak isimlendirilen birim hücre mimarileri bu tez çalışmasında kullanılmıştır. Seçilen ÜPMY yapılarına ait denklemler Tablo 3'te verilmiştir (Al-Ketan vd., 2021).

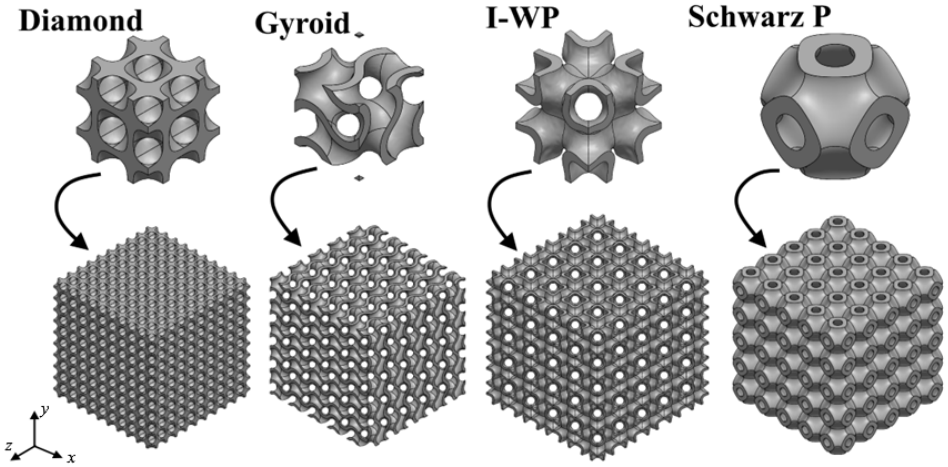
Tablo 3. ÜPMY yapılarına ait yüzey denklemleri

ÜPMY yapılar	**Yüzey denklemleri**
$\boldsymbol{\varphi_{Diamond}(x,y,z)}$	$\cos(\alpha x)\cos(\beta y)\cos(\gamma z) - \sin(\alpha x)\sin(\beta y)\sin(\gamma z)$
$\boldsymbol{\varphi_{Gyroid}(x,y,z)}$	$\sin(\alpha x)\cos(\beta y) + \sin(\beta y)\,cos\,(\gamma z)\; + \sin(\gamma z)\cos(\alpha x)$
$\boldsymbol{\varphi_{I-WP}(x,y,z)}$	$2(\cos(\alpha x)\cos(\beta y) + \cos(\beta y)\cos(\gamma z) + \cos(\gamma z)\cos(\alpha x)) - (\cos(2\alpha x) + \cos(2\beta y) + \cos(2\gamma z))$
$\boldsymbol{\varphi_{Schwarz\ Primitive}(x,y,z)}$	$\cos(\alpha x) + \cos(\beta y)\; + \cos(\gamma z)$

İlgili yapılara ait yüzey grafikleri, yukarıda belirtilen denklemler kullanılarak ücretsiz kullanıma sahip MsLattice yazılımı ile elde edilmiştir. Birim hücrelerin üç boyutlu katı yapılarını oluşturmak için elde edilen yüzey grafikleri SolidWorks yazılımına aktarılmıştır. Daha sonra bu grafiklerden yüzey modelleme yapılarak her bir modele ait yüzeyler oluşturulmuştur. Oluşturulan yüzeyler kullanılarak bir birim olan kübik yapıda 1 mm^3 hacmindeki kübik yapılar "yüzey ile kes" komutu kullanılarak birim hücre mimarileri elde edilmiştir. Modellemeler sonucu oluşturulan yapılara ait üç boyutlu görseller ve kafes yapıları sırasıyla Şekil 15 ve Şekil 16'da gösterilmektedir.



Şekil 15. ÜPMY mimari yapılarına ait ağ esaslı birim hücreler ve 5×5×5 dizilimindeki kafes yapıları (%70 gözeneklilik örnekleri)



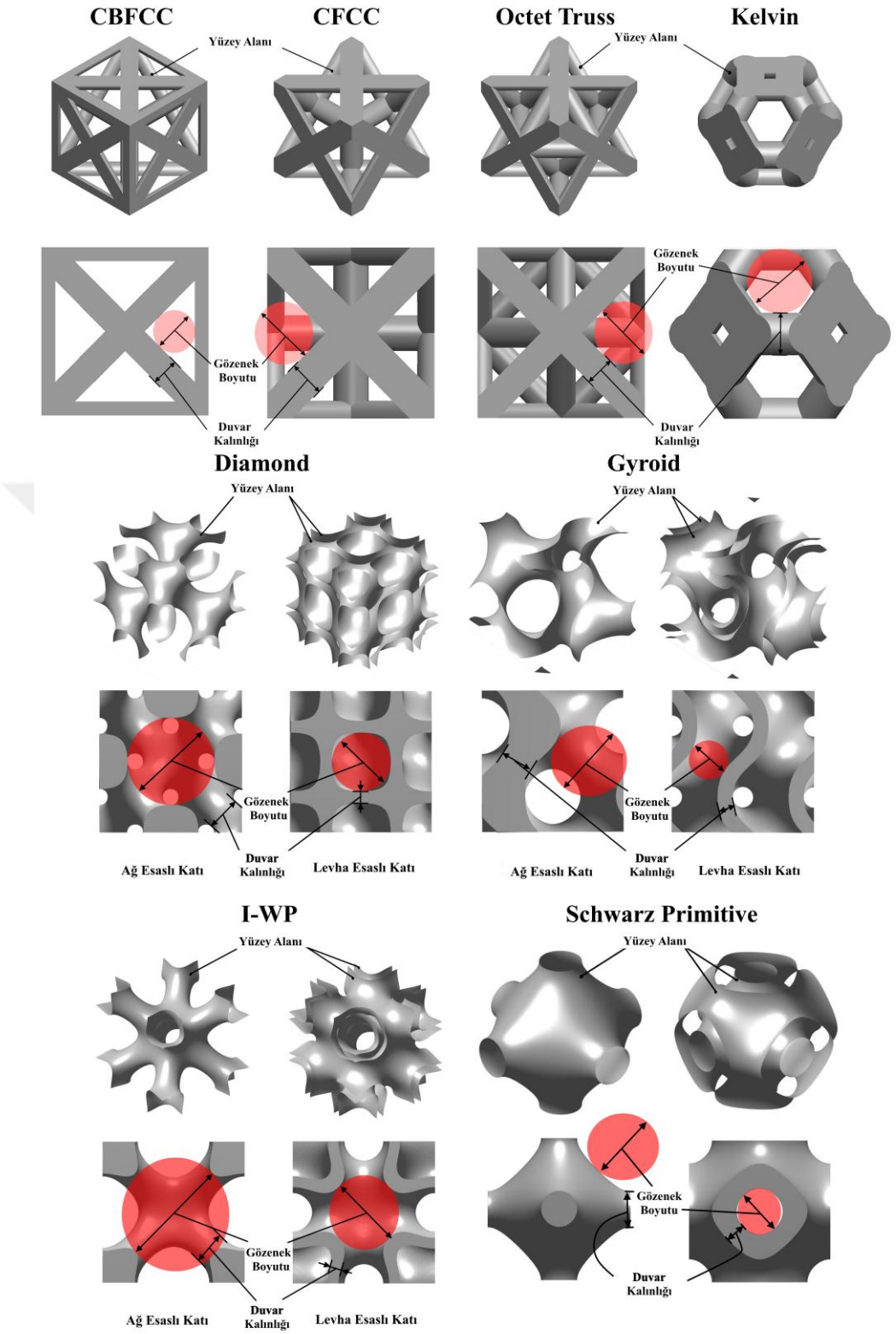
Şekil 16. ÜPMY mimari yapılarına ait levha esaslı birim hücreler ve 5×5×5 dizilimindeki kafes yapıları (%70 gözeneklilik örnekleri)

Belirlenen yapılardan ağ esaslı Schwarz Primitive mimariye ait %80 gözenekliliğe sahip model duvar kalınlıklarındaki kayıplar/açıklıklar nedeniyle modellenememiştir. Nihai olarak toplam 46 adet kafes yapısı modellenmiştir ve bu yapıların daha kısa bir şekilde ifade edilmesi için etiketleme yapılmıştır (Tablo 4).

Tablo 4. Kafes yapılarına ait kısaltma ifadeleri

Yapı Türü	Birim Hücre Mimarisi	Gözenek Oranı			
		%50	%60	%70	%80
Kiriş Esaslı Yapılar	**CBFCC**	CBFCC50	CBFCC60	CBFCC70	CBFCC80
	CFCC	CFCC50	CFCC60	CFCC70	CFCC80
	Kelvin	-	K60	K70	K80
	Octet Truss	O-T50	O-T60	O-T70	O-T80
Ağ Esaslı ÜPMY	**Diamond**	D50-A	D60-A	D70-A	D80-A
	Gyroid	G50-A	G60-A	G70-A	G80-A
	I-WP	I50-A	I60-A	I70-A	I80-A
	Schwarz Primitive	S50-A	S60-A	S70-A	-
Levha Esaslı ÜPMY	**Diamond**	D50-L	D60-L	D70-L	D80-L
	Gyroid	G50-L	G60-L	G70-L	G80-L
	I-WP	I50-L	I60-L	I70-L	I80-L
	Schwarz Primitive	S50-L	S60-L	S70-L	S80-L

Her bir birim hücreye ait yüzey alanı, gözenek boyutu ve duvar kalınlığı parametreleri belirlenmiş olup, bu parametrelere ait boyutlandırma örnekleri kiriş esaslı yapılar ve ÜPMY yapıları için Şekil 17'de gösterilmiştir. Verilen şekillere göre hesaplanan birim hücrelere ait geometrik özellikler ise Tablo 5'te verilmiştir.



Şekil 17. Birim hücrelere ait geometrik özelliklerin belirlenmesi (Örnek modeller %70 gözeneklilik oranlarına sahiptir)

Tablo 5. Birim hücrelere ait geometrik veriler

Birim Hücre Mimarisi	Yüzey Alanı (mm^2)	Duvar Kalınlığı (µm)	Gözenek Boyutu (µm)
CBFCC50	6,5417	228,25	185,96
CBFCC60	6,4370	197,52	216,69
CBFCC70	6,0736	165,65	248,56
CBFCC80	5,3806	130,89	283,32
CFCC50	5,1640	288,88	244,99
CFCC60	5,0820	250,00	267,77
CFCC70	4,7952	209,70	291,37
CFCC80	4,2486	165,71	317,14
K60	3,9168	302,06	315,07
K70	3,8345	250,76	335,47
K80	3,4893	196,50	357,95
O-T50	6,1154	239,80	273,74
O-T60	6,0666	207,09	292,90
O-T70	5,7570	173,40	312,64
O-T80	5,1227	136,82	334,07
D50-A	3,8387	329,70	504,59
D60-A	3,7684	289,79	555,88
D70-A	3,5394	241,46	611,58
D80-A	3,1149	170,72	671,15
G50-A	3,0909	385,81	393,09
G60-A	3,0346	312,81	462,30
G70-A	2,8628	228,41	529,54
G80-A	2,2488	109,60	621,04
I50-A	3,5597	340,79	616,79
I60-A	3,4971	281,51	695,90
I70-A	3,2860	229,02	779,74
I80-A	2,8899	168,95	875,65
S50-A	2,3510	501,16	470,45
S60-A	2,3031	385,25	558,56
S70-A	2,1460	251,51	641,08
D50-L	6,7083	140,58	359,41
D60-L	7,0841	111,75	388,32
D70-L	7,3619	82,14	417,83

Tablo 5'in devamı

D80-L	7,5450	49,59	450,54
G50-L	5,4320	183,71	172,26
G60-L	5,7275	143,68	218,95
G70-L	5,9391	104,74	269,91
G80-L	6,0779	63,60	310,04
I50-L	6,1908	134,80	439,71
I60-L	6,5629	103,25	473,38
I70-L	6,8284	73,74	506,18
I80-L	6,9994	45,72	540,64
S50-L	4,0172	259,73	163,88
S60-L	4,2950	194,78	253,43
S70-L	4,4872	140,41	324,37
S80-L	4,6138	92,21	387,54

2.1. Gözenekli Yapıların Eklemeli İmalat ile Üretimi

Modellenen gözenekli yapılar, biyomedikal uygulamalarda yüksek biyouyumluluk ve üstün mekanik performans sunmaları nedeniyle yaygın olarak tercih edilen titanyum alaşımı (Ti6Al4V) kullanılarak üretilmiştir. Üretim işlemleri, Süleyman Demirel Üniversitesi bünyesinde faaliyet gösteren Yenilenebilir Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Birimi (YETEM) Eklemeli İmalat Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Üretimde kullanılan cihaza ait fotoğraf Şekil 18'de sunulmakta olup, parçaların üretiminde dikkate alınan teknik özellikleri Tablo 6'da verilmiştir.



Şekil 18. Doğrudan metal lazer sinterleme için kullanılan cihaz (EOSINT M 280 model)

Tablo 6. Üretimde dikkate alınan teknik özellikler

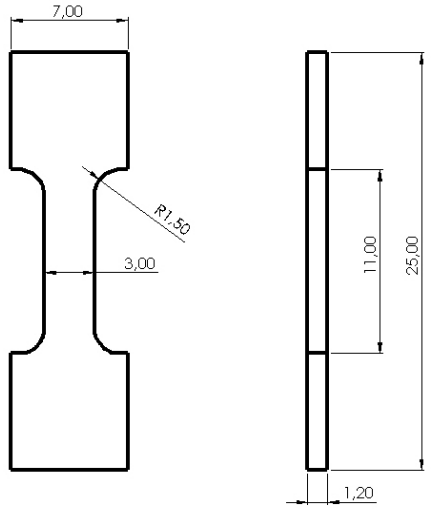
Tarama Hızı	1250 mm/s
Lazer Gücü	170 W
Katman Kalınlığı	0,03 mm
Tarama Mesafesi	0,1 mm
Ortam Gazı	Argon

Eklemeli imalat için %10'u 28,12 µm, %50'si 38,58 µm ve %90'ı 54,84 µm ve altında olan boyut ğıt dağılımına sahip tozlar kullanılmıştır. Bu tozların ve üretilmiş kafes yapıların görsel olarak ifade edilebilmesi amacıyla, işlem görmemiş Ti6Al4V alaşım tozu ve kafes yapıların üretim değerlendirmesi için mikroskobik inceleme yapılmıştır. Görüntülemeler, Karadeniz Teknik Üniversitesi'ne bağlı Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda (MERLAB) bulunan ZEISS marka EVO LS 10 model taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, tozun bileşenlerini doğrulamak amacıyla cihaz ile Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) analizi yapılmıştır. Kullanılan tozun kimyasal bileşenleri Tablo 7'de verilmiştir.

Tablo 7. Ti6Al4V toz kimyasal bileşimleri (URL-2)

Kimyasal Bileşen (% ağırlık)									
Alaşım	**Ti**	**Al**	**V**	**O**	**N**	**C**	**H**	**Fe**	**Diğer**
% Ağırlık	88,55-90,80	5,50-6,75	3,50-4,50	0,20	0,05	0,08	0,015	0,30	0,40

Üretim esnasında oluşabilecek hatalar veya deneysel testlerde verilerin elde edilmesinde herhangi bir sorun oluşmadığını teyit etmek amacıyla, her bir modele ait yedi (7) adet numune üretilmiştir. Ayrıca Ti6Al4V alaşımının mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla çekme numuneleri üretilmiştir. Bu çalışmada kullanılan çekme numunesi geometrisi, ASTM E8/E8M-11 standardı esas alınarak hazırlanmıştır. Standardın öngördüğü boyutlar, deney düzeneği ve numune üretim koşullarına uyum sağlamak amacıyla yaklaşık %50 ölçeklendirilerek uygulanmıştır (Zhang vd., 2019c). Çekme numunelerine ait boyut bilgileri Şekil 19'da verilmiştir.



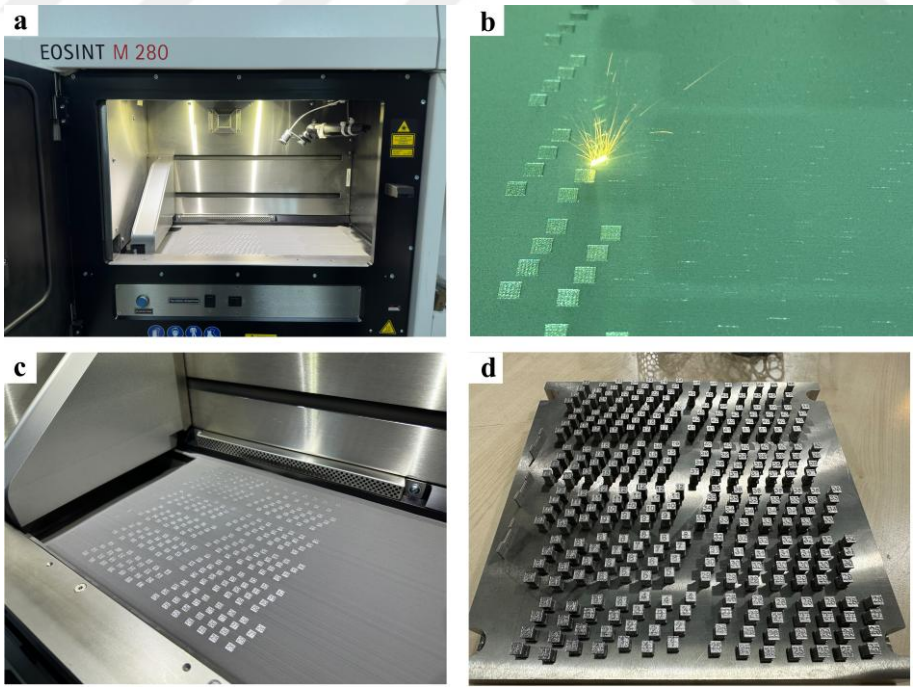
Şekil 19. Çekme numunesine ait boyut detayları

Numunelerin üretimi ve testler sonrasında herhangi bir karışıklık meydana gelmesi amacıyla numaralandırma yapılmış olup, modellere ait numaralar Tablo 8'de verilmiştir. Üretim kapsamında, 46 farklı modele ait toplam 322 adet numune ile birlikte dolu bir küp model üretilmiştir. Dolu küpten, Şekil 19'da boyutları verilen çekme numuneleri üretim

yönü esas alınarak tel erozyon yöntemiyle kesilmiş ve toplam üç adet çekme numunesi elde edilmiştir. Üretim sürecine ve üretim sonrasına ait görüntüler ise Şekil 20'de sunulmuştur.

Tablo 8. Kafes yapılarının üretim esnasındaki numaralandırmaları

Model Adı	Numara	Model Adı	Numara	Model Adı	Numara	Model Adı	Numara
D50-A	1	**D50-L**	13	**CBFCC50**	25	**S50-A**	36
D60-A	2	**D60-L**	14	**CBFCC60**	26	**S60-A**	37
D70-A	3	**D70-L**	15	**CBFCC70**	27	**S70-A**	38
D80-A	4	**D80-L**	16	**CBFCC80**	28	**S80-A**	-
G50-A	5	**G50-L**	17	**CFCC50**	29	**O-T50**	39
G60-A	6	**G60-L**	18	**CFCC60**	30	**O-T60**	40
G70-A	7	**G70-L**	19	**CFCC70**	31	**O-T70**	41
G80-A	8	**G80-L**	20	**CFCC80**	32	**O-T80**	42
I50-A	9	**I50-L**	21	**K50**	-	**S50-L**	43
I60-A	10	**I60-L**	22	**K60**	33	**S60-L**	44
I70-A	11	**I70-L**	23	**K70**	34	**S70-L**	45
I80-A	12	**I80-L**	24	**K80**	35	**S80-L**	46



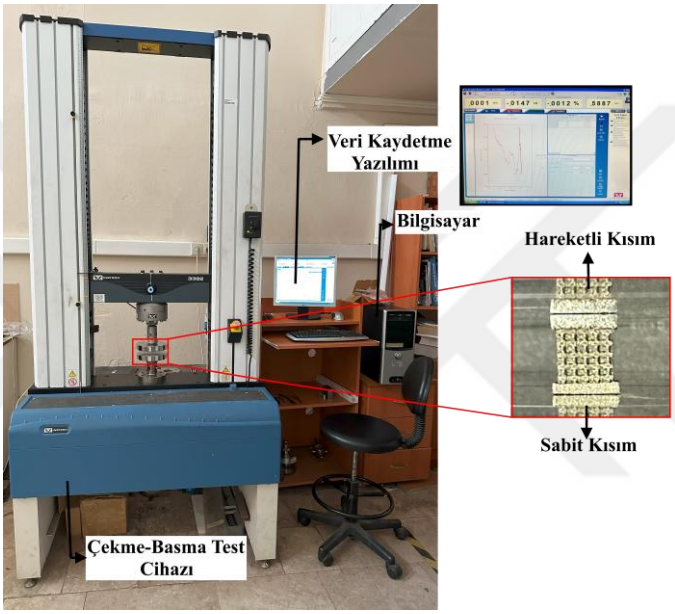
Şekil 20. Eklemeli imalat sürecine ait üretim görüntüleri: (a) Üretim cihaz görüntüsü, (b) Toz metal katmanına lazer ışını ile ısıl işlem uygulanması, (c) Üretimin tamamlanması ve (d) Üretilen modellerin metal tozlardan arındırılması

Üretim sonrasında numunelere gerilme giderme tavı uygulanmıştır. Kullanılan ısıl işlem parametreleri ile 650 °C'ye bir saat içinde çıkılmış olup, üç saat boyunca bu sıcaklıkta bekletilmiştir. Toplam dört saat ısıl işlem uygulandıktan sonra normal soğuma ile fırında soğuma işlemi gerçekleştirilmiştir. Isıl işlem için kullanılan fırın tam korumalı olmayıp kısmi argon gazı kullanılmıştır. Koruyucu gazın sızıntı ihtimali göz önünde bulundurularak ısıl işlem süresince parçalar üzerine argon gazı püskürtülmüştür. Eklemeli imalat yöntemi ile üretilen numuneler, içlerinde kalabilecek toz tanelerinden arındırılması amacıyla alkol kullanılarak ultrasonik yıkama işlemine tabi tutulmuştur.

Isıl işlem ve temizlik süreçlerinin tamamlanmasının ardından numuneler görsel olarak incelenmiş ve yüzeylerinde herhangi bir deformasyon veya çatlak oluşmadığı doğrulanmıştır. Numuneler, mekanik ve geometrik karakterizasyon testlerine hazırlanmak üzere etiketlenmiş ve deney gruplarına ayrılmıştır. Üretim sonrası boyutsal değerlendirme, olası üretim kusurlarının tespiti ve yüzey morfolojisinin incelenmesi amacıyla her bir kafes yapı taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak analiz edilmiştir. Boyutsal ölçümler kapsamında elde edilen SEM görüntüleri AutoCAD yazılımı kullanılarak değerlendirilmiş ve gözenek çapları nicel olarak belirlenmiştir. Değerlendirmeler, temel olarak modellere ait boşluk geometrileri esas alınarak gerçekleştirilmiş olup, gözeneklerin geometrik temsilinde dairesel şekiller kullanılmıştır. Her bir model için belirlenen ölçüm noktaları, farklı gözeneklilik oranlarında mümkün olduğunca aynı konumları temsil edecek şekilde seçilmiştir. Üretim gözenek çapı, her bir ölçüm noktası için alınan dört veya daha fazla ölçümün aritmetik ortalaması hesaplanarak belirlenmiştir. Buna ek olarak, iç yapının ve gözenek geometrisinin daha ayrıntılı olarak incelenebilmesi amacıyla, seçilen iki numune için mikro-bilgisayarlı tomografi (mikro-BT) ile görüntülemeler gerçekleştirilmiştir. Mikro-bilgisayarlı tomografi taramaları, Sabancı Üniversitesi Nanoteknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (SUNUM) altyapısında bulunan SkyScan 1172 Desktop Micro-CT Scanner Nano-Tomograph cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tarama parametreleri 125 kVp, 80 µA, 24 µm/piksel voksel boyutu ve 0,2° rotasyon basamağı olacak şekilde belirlenmiştir. Elde edilen ham veriler NRecon yazılımında işlenerek 500 katmanlı görüntü seti oluşturulmuştur. Oluşturulan üç boyutlu (3B) modeller, CAD verileri ile karşılaştırılarak boyutsal doğruluk ve hacimsel sapmalar değerlendirilmiştir.

2.2. Deneysel Basma Testleri

Üretimi gerçekleştirilen kafes yapıların yük altındaki mekanik davranışlarını belirlemek amacıyla INSTRON marka çekme-basma test cihazında basma testleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 21). Her bir yapı için hareketli kafa, 0,005 mm/s hızda hareket ettirilmiş ve %50 oranında basma (2,5 mm yer değiştirme) uygulanmıştır. Her bir kafes yapısı için üç adet numune test edilmiştir. Bu testler sonucunda, her bir deney numunesine ait yük-basma kısalması verileri, veri kaydetme yazılımı ile bilgisayara kaydedilmiştir.



Şekil 21. Basma testi için kullanılan cihaz ve deney sistemi

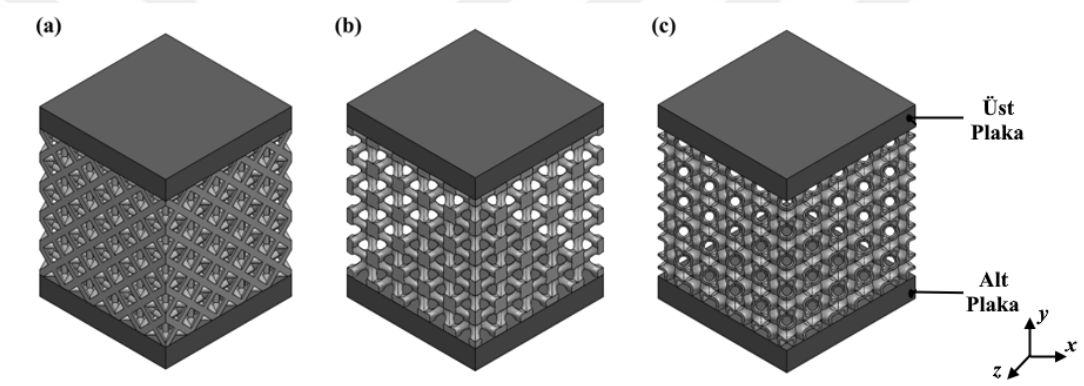
Basma testlerinin ardından, numunelerin deformasyon mekanizmalarını ve kırılma bölgelerini incelemek amacıyla mikroyapısal analizler gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla, test edilen her bir kafes yapısı dikkatlice numune tablasından çıkarılmış ve yüzeyde kalan tozlar temizlenmiştir. Daha sonra, numuneler Karadeniz Teknik Üniversitesi, Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan ZEISS marka EVO LS 10 model taramalı elektron mikroskobunda farklı büyütme seviyelerinde görüntülenmiştir. Yapılan bu incelemeler ile gözeneklerdeki çökme şekilleri, hücre duvarlarındaki kopmalar, plastik deformasyon bölgeleri ve olası toz birikimleri detaylı şekilde gözlemlenmiştir.

2.3. Sayısal Analizler

Modellenen kafes yapıların biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla sonlu elemanlar yöntemleri kullanılmıştır. Mekanik özelliklerin belirlenmesi için basma analizleri, biyolojik özelliklerin belirlenmesi için ise akış analizleri gerçekleştirilmiştir.

2.3.1. Basma Testleri

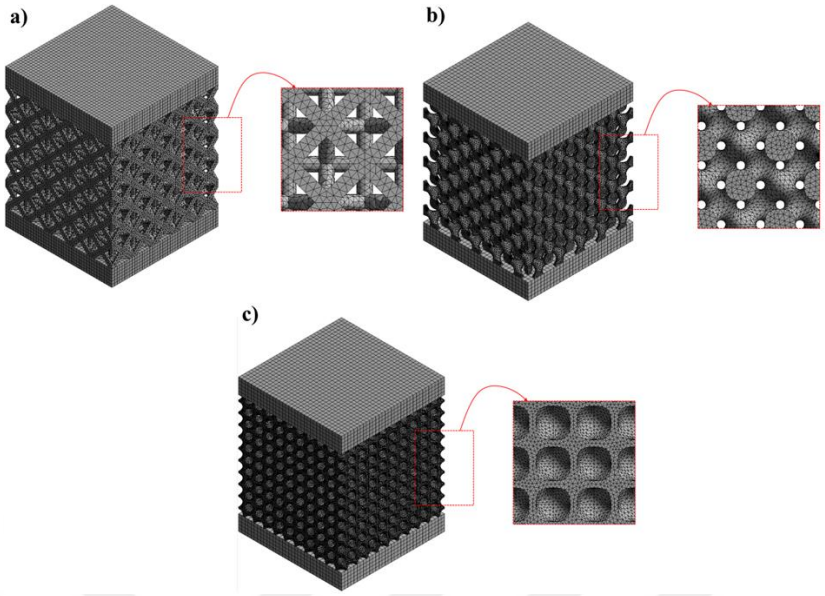
Deneysel basma testleri, SE yöntemi ile sayısal olarak simüle edilmiştir. Basma analizlerinin gerçekleştirilmesi amacıyla her bir kafes yapının alt ve üst kısmına 0,75 mm kalınlığında ve 5×5 mm^2 yüzey alanına sahip plakalar eklenmiştir (Şekil 22).



Şekil 22. %70 gözeneklilikteki (a) CFCC, (b) ağ esaslı I-WP ve (c)levha esaslı I-WP kafes yapılarına sahip basma numuneleri

Alt plakalar tüm yönlerde sabitlenmiş, üst plakalar ise *x* ve *z* yönlerinde kısıtlanarak, *y* yönünde serbest hareket edecek şekilde sınır şartları tanımlanmıştır. Üst plakaya, *"–y"* yönünde uygulanacak basma yükü için 1 MPa büyüklüğünde basınç tanımlanmıştır.

Kafes yapıların sayısal analizlerinde, dört yüzlü (tetrahedral) elemanlar kullanılarak ağ yapısı oluşturulmuştur (Şekil 23). Tetrahedral elemanlar, karmaşık geometrilere uyum sağlama esnekliği nedeniyle tercih edilmiş olup, bu yaklaşım literatürde de yaygın olarak kabul edilmektedir (Cai & Xi, 2009). Kafes yapılar ile yükleme ve sabitleme plakaları arasındaki temas koşulları yapışık (bonded) temas tipi olarak tanımlanmıştır. Bu varsayım kapsamında, kafes yapı ile plakalar arasındaki temas yüzeylerinde kayma veya ayrılma olmadığı kabul edilmiştir. Böylece, hem eklemeli imalat ile üretilen numunelerin yapısal davranışı daha gerçekçi biçimde temsil edilmiş hem de yüklerin kafes yapı içerisine düzgün ve kayıpsız şekilde aktarılması sağlanmıştır.



Şekil 23. Sonlu elemanlar analizleri için oluşturulan ağ yapısına ait örnek görsel: (a) CFCC, (b) Ağ esaslı Diamond ve (c) Levha esaslı Diamond kafes yapıları (%70 gözeneklilik oaranında kafes yapılar)

Modeller için oluşturulan ağ yapısında eleman kalitesinin (element quality) 0,8'den fazla olup 1'e en yakın değerde olması sağlanmıştır. Aynı zamanda ölü bölgeler olarak tanımlanan çarpıklık (skewness) değerinin 0,25'ten düşük olmasına dikkat edilerek ağ boyutlandırmaları yapılmıştır.

Modellerin mekanik analizleri için kemik rejenerasyonlarında uzun bir kullanım ömrü ve biyouyumluluk gösteren Ti6Al4V tercih edilmiştir (Ren vd., 2018). Geleneksel üretim yöntemi ile üretilen Ti6Al4V yapıların mekanik özellikleri eklemeli imalat üretimine göre değişiklik göstermektedir (Nguyen vd., 2022). Bu nedenle tez kapsamında üretilmiş kafes yapıları ile uyumlu olması amacıyla çekme numunesi, eklemeli imalat yöntemi ile üretilmiştir (Şekil 20). Gerçekleştirilen testler sonucunda elde edilen elastik modülü değeri sonlu elemanlar analizlerinde kullanılmıştır. Kafes yapılarının basma analizleri sonucunda "-*y*" yönündeki yer değiştirme değerleri ve von-Mises gerilme değerleri kaydedilmiştir. Yer değiştirme değerleri kullanılarak Hooke Yasasına dayalı olarak her kafes yapının efektif elastik modülü (E_{ef});

$$\sigma = E \times \varepsilon \qquad \varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \qquad E_{ef} = \left(\frac{\sigma}{\varepsilon}\right) = \frac{(\sigma \times L_0)}{\Delta L} \tag{5}$$

denklemi kullanılarak hesaplanmıştır. Bu denklemde σ, L_0 ve ΔL terimleri sırasıyla uygulanan basıncı (MPa), modelin başlangıç uzunluğunu (mm) ve yöne bağlı oluşan deformasyon miktarını (mm) göstermektedir.

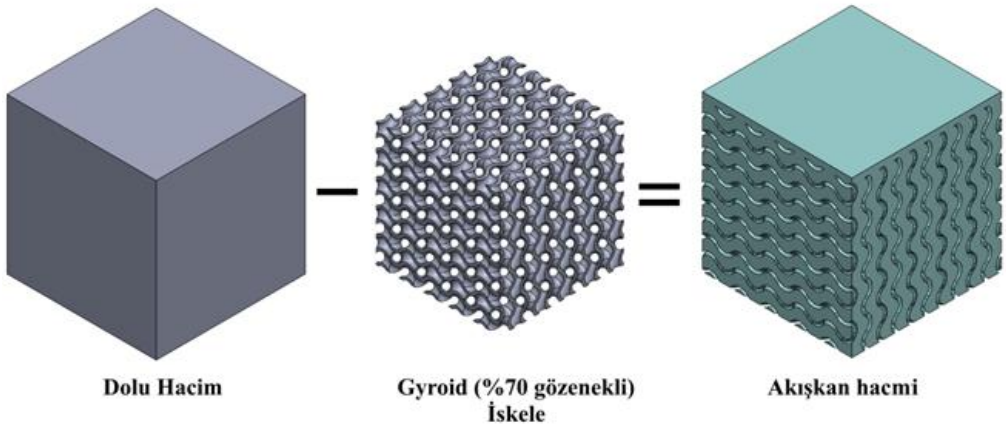
2.3.2. Akış Analizleri

Kafes yapılarının akışa karşı gösterdikleri basınca bağlı olarak değişen geçirgenlik, duvar kayma gerilme değerleri ve akış hızları sayısal olarak incelenmiştir. Sayısal analizler, ticari bir hesaplamalı akışkanlar dinamiği yazılımı olan ANSYS Fluent (ANSYS 18.2) yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sıkıştırılamaz ve laminer akış için Navier-Stokes modeli, yazılımda çözücü olarak kullanılmıştır (Vossenberg vd., 2009):

$$\nabla.\vec{u} = 0, \qquad \rho\frac{\partial\vec{u}}{\partial t} - \mu\nabla^2\vec{u} + \rho(\vec{u}\cdot\nabla)\vec{u} + \nabla p = F \tag{6}$$

Denklem 6'da ρ akışkan yoğunluğunu (kg/m³), $\vec{u}$ hız alanını (m/s), t zamanı (s), μ akışkanın dinamik viskozitesini (kg/m·s), ∇ del operatörünü, p basıncı (Pa) ve F diğer kuvvetleri (yerçekimi veya merkezkaç kuvveti) temsil etmektedir (F = 0 N).

Akış analizleri için her bir kafes yapısına ait akış hacmi elde edilmiştir. Bu akış hacimleri, dolu bir dikdörtgen prizmadan (5×5×5 mm^3) kafes yapısı hacimlerinin boşaltılmasıyla elde edilmiştir (Şekil 24). Akışkanın kafes yapı yüzeylerine girişi 0,2 mm'lik bir mesafeden sağlanmıştır.



Şekil 24. Akış analizleri için akış hacimlerinin üç boyutlu modellenmesi

Akış analizlerinde akış hacimlerinin modellenmesi için yoğunluğu 1000 kg/m^3 ve dinamik viskozitesi 0,0037 Pa.s olan akışkan tanımlanmıştır (Ali vd., 2020). Sayısal simülasyonlar laminer akış rejiminde gerçekleştirilmiş olup, analizlerde çıkış basıncı 0 Pa ve akışkan giriş hızı 0,1 mm/s olarak kaydedilmiştir. Tüm denklemler için yakınsama kriteri 1x10^{-5} olarak seçilmiştir. Akış analizleri ile her kafes yapısına ait basınç, duvar kayma gerilmesi ve yapı içerisindeki akış hızları belirlenmiştir. Elde edilen basınç verileri ile kafes yapıların geçirgenlik performansı değerlendirilmiştir. Geçirgenlik (k, m^2) değeri Darcy yasasına göre hesaplanmakta olup gerekli formül (Deklem 7) aşağıda verilmiştir (Gómez vd., 2016).

$$k = (Q\ \mu\ L)/(A\ \Delta P) \tag{7}$$

Burada Q, μ, L, A ve ΔP terimleri sırasıyla akışkan debiyi (m^3/s), dinamik viskoziteyi (kg/m.s), model uzunluğunu (m), sıvı giriş kesit alanını (m^2) ve basınç düşümünü (Pa) ifade etmektedir. Basınç düşümü, Denklem 8'de görüldüğü üzere, giriş yüzeyindeki basınç değeri ($P_{giriş}$) ile çıkış basıncı ($P_{çıkış}$) değeri arasındaki farka göre belirlenmektedir.

$$\Delta P = P_{giriş} - P_{çıkış} \tag{8}$$

Sayısal modelin validasyonu için tez çalışmasıyla benzer konudaki bir çalışmanın analizleri tekrar edilerek bir doğrulama çalışması gerçekleştirilmiştir (Ali vd., 2020). Çalışmada levha esaslı Schwarz Primitive birim hücresinin %80 gözenekliliğe sahip modeli için doğrulama çalışması gerçekleştirilmiştir. İlgili çalışmaya ait parametreler Tablo 9'da verilmiştir.

Tablo 9. Doğrulama çalışması parametreleri (Ali vd., 2020)

Modele ait veriler		**Analiz Parametreleri**	
Birim hücre boyutları	1x1x1mm^3	**Akışkan yoğunluğu**	1000 kg/m^3
İskele düzeni	4×4×4 dizilim	**Dinamik vizkozite**	0,0037 Pa.s
Eleman sayısı	5.062.830	**Giriş hızı**	0,1 mm/s

2.3.2.1. Ağ Bağımsızlık Çalışması

Sayısal analizler, belirli bir yapının elemanlara bölünmesi ve her bir eleman için analizlerin yapılmasına dayanmaktadır. Bu nedenle sonlu elemanlar analizi için oluşturulan ağ yapısı, analiz sonuçlarını etkileyen önemli bir faktördür. Özellikle ÜPMY yapılarının sahip olduğu yüzey eğrilikleri ağ yapısından etkilenmektedir. Doğrulama çalışmasındaki parametreler kullanılarak her bir mimari için 5×5×5 dizilimindeki kafes yapılarına akış analizleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçların ağ yapısından etkilenmemesi amacıyla, üç farklı ağ yapısında ağ bağımsız çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Bu analizler sonucunda kafes yapının akış modellerinde oluşan basınç değerleri kaydedilerek bu basınç değerlerinin ağ sayısına göre oluşturduğu farklar hesaplanmıştır (Tablo 10).

Tablo 10. Ağ bağımsızlık analizleri

Hücre Mimarisi		Eleman Sayısı	Giriş Basıncı (Pa)	Fark
Diamond	Ağ Esaslı Katı	3693801	0,4618131	1,59%
		5335500	0,4691351	1,10%
		7282156	0,4742914	
	Levha esaslı Katı	3611219	1,7013737	1,48%
		5292718	1,7265057	1,53%
		7685617	1,7529057	

Yapılan ağ bağımsızlık analizlerinde, farklı eleman sayılarıyla oluşturulan modellerde giriş basıncı değerlerinin değişiminin %2'nin altında kaldığı tespit edilmiştir. Bu durum, eleman sayısının artırılmasının sonuçlar üzerinde anlamlı bir farklılık yaratmadığını ve mevcut ağ yoğunluğunun çözüm için yeterli olduğunu göstermektedir. Böylece hem analiz doğruluğu sağlanmış hem de süre gibi hesaplama maliyetlerinin önüne geçilmiştir.

2.4. Alt Çene Protez Tasarımı

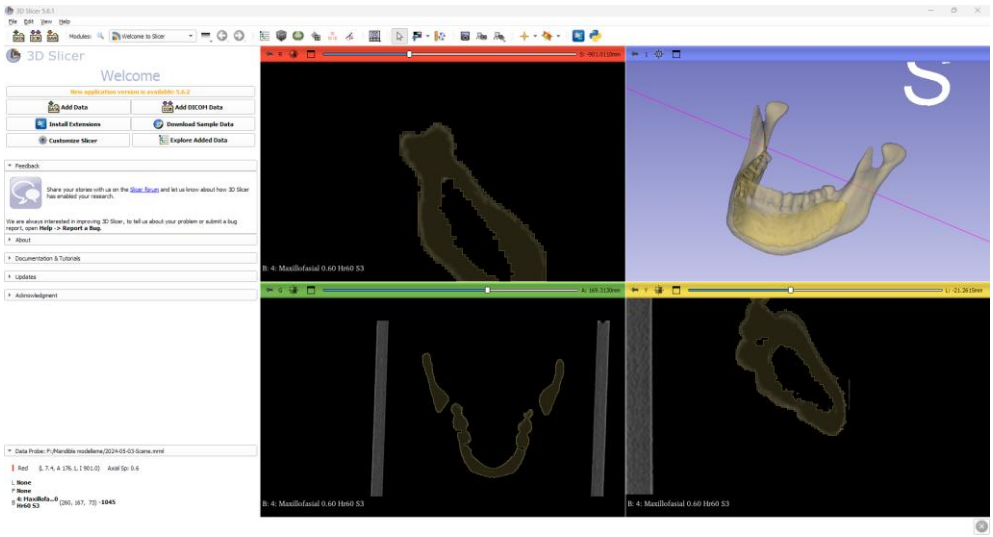
Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen alt çene protezi tasarım ve analiz süreçlerinde, SYNBONE-8950 kodlu yapay alt çene kemiği referans olarak alınmıştır (Koper vd., 2021). Bu yapay kemik, insan alt çene kemiğinin anatomik yapısını ve mekanik

özelliklerini mümkün olduğunca gerçekçi şekilde yansıtmakta olup, deneysel ve sayısal çalışmalar için uygun bir model sağlamaktadır (Koper vd., 2021). Bu sayede, protezlerin tasarımında kullanılan geometri gerçek alt çene kemiği formuna dayandırılmış, böylece elde edilen sonuçların klinik uygulamalara daha yakın olması hedeflenmiştir. Şekil 25'te araştırmada kullanılan yapay alt çene kemiğinin resmi sunulmuştur.



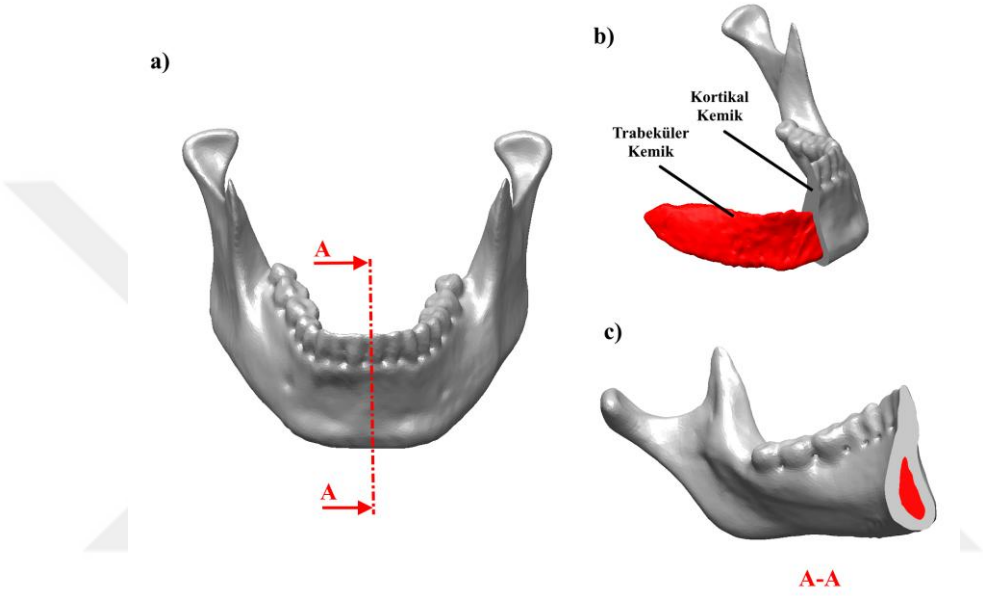
Şekil 25. 8950 kodlu yapay alt çene kemiği

Yapay alt çene kemiğinin bilgisayar ortamında modellenmesi için Siemens marka Somatom go.Top model tomografi cihazında görüntüleme işlemi yapılmıştır. Görüntü için 80 kV ve 6 mA, 17 x 17 cm görüş alanı (FOV), 0,6 mm voksel boyutu ile 4 saniye boyunca taramalar gerçekleştirilmiştir. Veriler DICOM dosya formatında kaydedilmiştir. Bu verilerin katı hale dönüştürülmesi için 3D Slicer yazılımı kullanılmıştır (Şekil 26).



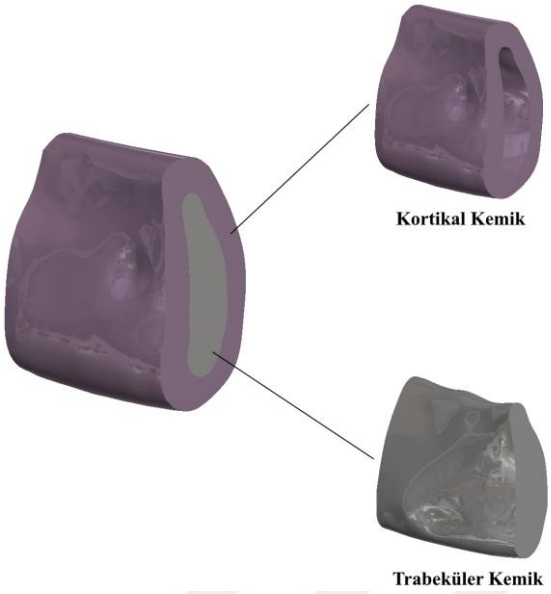
Şekil 26. Bilgisayarlı tomografi ile elde edilen verilerin 3DSlicer yazılımının arayüzü

8950 kodlu model kortikal ve trabeküler kemiklerini bir arada bulunduran yapay alt çene kemiğidir. Bu yapının ayrıntılı olarak gösterilebilmesi amacıyla, bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri katmanlar halinde temizlenmiş ve düzenlenmiştir. 3D Slicer yazılımı kullanılarak modellenen üç boyutlu yapı, ".stl" formatında SolidWorks yazılımına aktarılmıştır. Boşaltma komutu ile kortikal ve trabeküler kemik kısımları ayrı ayrı oluşturulmuştur. Her iki kemik yapı montaj ile bir araya getirilmiştir (Şekil 27).



Şekil 27. Yapay alt çene kemiğine ait katı model; (a) ana görünüş, (b) kortikal ve trabeküler kemik gösterimi ve (c) kesit görünümü

Alt çene kemiğinde kazalardan ve çeşitli hastalıklardan dolayı en çok hasar oluşan ikinci bölge korpus (gövde) olarak ifade edilmektedir (Şekil 2). Protez tedavileri için en az 20 mm genişliğinde bir kemik kaybı durumunda protez uygulaması tavsiye edilmektedir. Bu doğrultuda, alt çene kemiği protez tasarımı korpus bölgesi için en az 20 mm esas alınarak gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, yapay alt çene kemiğinin üç boyutlu modelinde korpus bölgesinden 25 mm genişliğinde bir kısım, hasarlı kemik bölgesi olarak tanımlanmış ve modellenmiştir (Şekil 28).



Şekil 28. Alt çene kemiğinden ayrılan hasarlı bölgenin üç boyutlu modeli

2.4.1. Alt Çene Protezi İçin Mimari Seçimi

Alt çene kemiğinde yer alan kortikal ve trabeküler kemik dokuları için gözenekli yapılara ait elastik modül değerleri, deneysel ve sayısal veriler birlikte kullanılarak belirlenmiştir. Kortikal kemik, düşük gözenekliliğe sahip, yoğun ve yüksek mekanik dayanım gösteren bir doku türü olduğundan, bu bölge için seçilen kafes yapılara ait deneysel olarak elde edilmiş elastik modül değerleri esas alınmıştır. Buna karşılık trabeküler kemik, yüksek gözeneklilik oranına sahip, hafif ve hücresel bir yapı sergilemektedir. Bu nedenle trabeküler kemik için yapılan değerlendirmelerde, kafes yapıların geçirgenlik, gözenek boyutu ve deneysel elastik modül verileri birlikte dikkate alınmıştır. Bu parametrelere ait kabul edilen değerler, Nakajima vd. (1984) ve Gačnik vd. (2014) tarafından gerçekleştirilen deneysel çalışmalarla belirlenmiş olup, ilgili veriler Tablo 11'de sunulmaktadır.

Tablo 11. Mimari Seçimi için kabul edilen parametreler

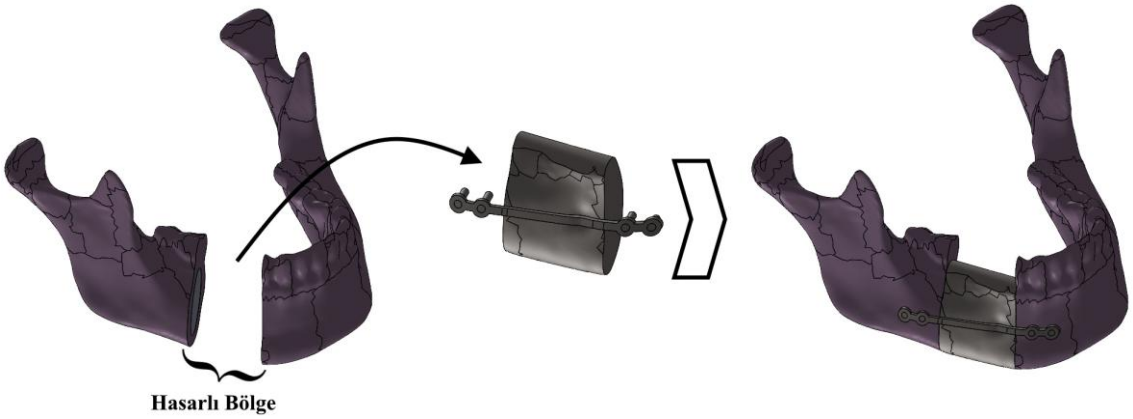
Kemik Türü	**Geçirgenlik (m^2)**	**Gözenek Boyutu (µm)**	**Elastik Modül (MPa)**
Kortikal Kemik	-	-	1500-15000
Trabeküler Kemik	$0{,}4–11x10^{-9}$	450-1100	1500

Kortikal kemik için uygun yapısal mimarinin belirlenmesinde elastisite modülü temel seçim kriteri olarak dikkate alınmıştır. Kortikal kemik, yüksek yoğunluklu ve düşük gözenekliliğe sahip kompakt bir yapı sergilediğinden, mekanik davranışı büyük ölçüde rijitlik ve yük taşıma kapasitesi ile tanımlanmaktadır. Bu nedenle, tasarlanan yapının elastisite modülünün kortikal kemiğin doğal elastisite modülüne yakın olması, fizyolojik yük aktarımının korunması ve implant-kemik arayüzünde gerilme korunumunun sağlanması açısından yeterli bir parametre olarak kabul edilmektedir (Kök vd., 2025).

Trabeküler kemik için ise tasarım sürecinde gözenek boyutu, geçirgenlik ve elastisite modülü birlikte değerlendirilmiştir. Trabeküler kemik, yüksek poroziteye sahip süngerimsi yapısı nedeniyle yalnızca mekanik performans açısından değil, aynı zamanda biyolojik işlevsellik bakımından da kritik öneme sahiptir. Gözenek boyutu hücre adezyonu, proliferasyonu ve osteojenik farklılaşma süreçlerini doğrudan etkilerken, geçirgenlik besin ve oksijen difüzyonunu kolaylaştırarak metabolik atıkların uzaklaştırılmasına ve doku rejenerasyonunun desteklenmesine katkı sağlamaktadır (Olivares vd., 2009). Elastisite modülü ise trabeküler yapının yük paylaşım davranışını düzenlemekte, gerilme kalkanı etkisi riskini azaltarak kemiğin fizyolojik yüklenmeye devam etmesine olanak tanımaktadır (Chmielewska & Dean, 2024). Bu çok parametreli yaklaşım sayesinde, trabeküler bölgedeki biyomekanik uyumun yanı sıra biyolojik olarak elverişli bir mikroçevre oluşturulması hedeflenmiş ve böylelikle doku bütünleşmesinin optimize edilmesi amaçlanmıştır.

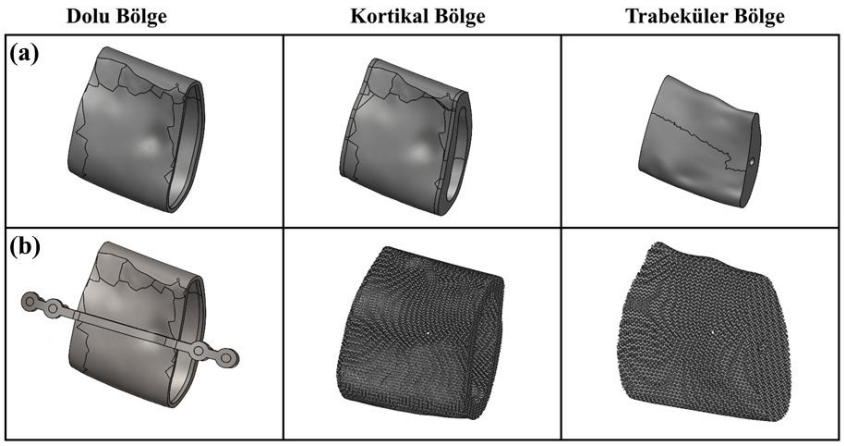
2.4.2. Alt Çene Protez Tasarımı ve Üretimi

Alt çene kemiği protez tasarımı kapsamında belirlenen hasarlı kemik bölgesi için tam dolu ve gözenekli olmak üzere iki farklı protez tasarımı gerçekleştirilmiştir. Şekil 29’da tam dolu protez tasarımı ile bu protezin mandibulaya montajında kullanılan plak ve mini vidalar gösterilmektedir.



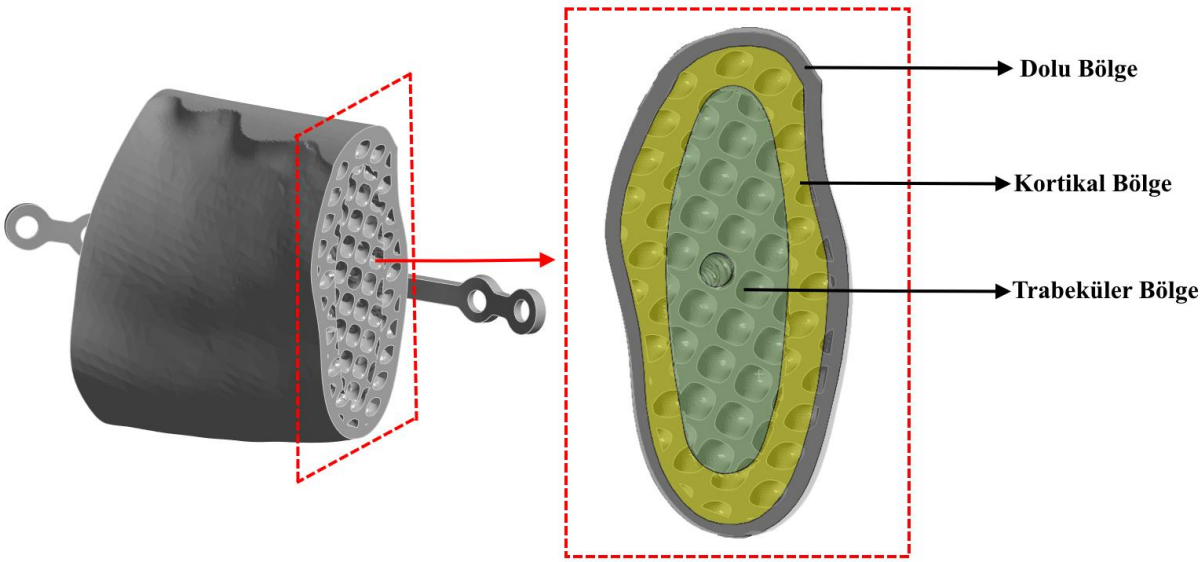
Şekil 29. Kemikte hasarlı bölge yerine geçecek tam dolu protez modeli ve alt çene kemiğine montajı

Gözenekli protez tasarımı kapsamında, hasar bölgesindeki kemik yapısı dolu bölge, kortikal bölge ve trabeküler bölge olmak üzere üç ayrı bölgeye ayrılmıştır. Protez tasarımında biyolojik yapıyla fonksiyonel uyumu artırmak amacıyla, alt çene anatomisine özgü önemli bir detay olan sinir geçişi de göz önünde bulundurulmuştur. Bu doğrultuda, mandibuladaki alveolar sinir kanalını temsil edecek şekilde, trabeküler bölge içerisinde sinir transferine olanak sağlayacak 1 mm yarıçapında silindirik bir boşluk tasarıma entegre edilmiştir. Bu boşluk, sinir dokusunun protez boyunca yönlendirilmesine imkân tanımakta ve potansiyel sinir rejenerasyonu ya da koruması açısından kritik bir tasarım öğesi olarak değerlendirilmektedir. Yapının hem biyomekanik sürekliliğini koruyacak hem de anatomik gereksinimleri karşılayacak şekilde konumlandırılan bu silindirik kanal, protezin klinik uygulanabilirliğini ve biyolojik entegrasyon potansiyelini artırmayı hedeflemektedir. Şekil 30'da bu bölgelere ait '.stl' formattaki oluşturulan modellerin görselleri verilmiştir.



Şekil 30. Kemikteki hasarlı bölge yerine geçecek gözenekli protez için bölgelerin (a) dolu modeli ve (b) gözenekli modelleri

Şekil 30'da gösterilen protez modelleri başlangıçta 1 mm hücre boyutuna göre tasarlanmıştır. Ancak, bu modellerin çok yüzeyli (multi-surface) yapıda olması nedeniyle hem üretim hem de sayısal analiz sürecinde oldukça yüksek dosya boyutları oluşmuştur. Bölgelerin birleştirilmesi ve yüzeylerin optimize edilmesine yönelik çeşitli düzenlemeler yapılmasına rağmen, dosya boyutu üretim cihazları için yüksek seviyede kalmıştır. Bu nedenle, modelin üretilebilirliğini ve sayısal analiz verimliliğini artırmak amacıyla birim hücre boyutunda değişiklik yapılmış ve 5 mm hücre boyutuna sahip D50-L ve D70-L gözenekli protez modelleri oluşturulmuştur (Şekil 31).



Şekil 31. 5 mm hücre boyuna sahip mimarilerden oluşan gözenekli protezin CAD görüntüsü

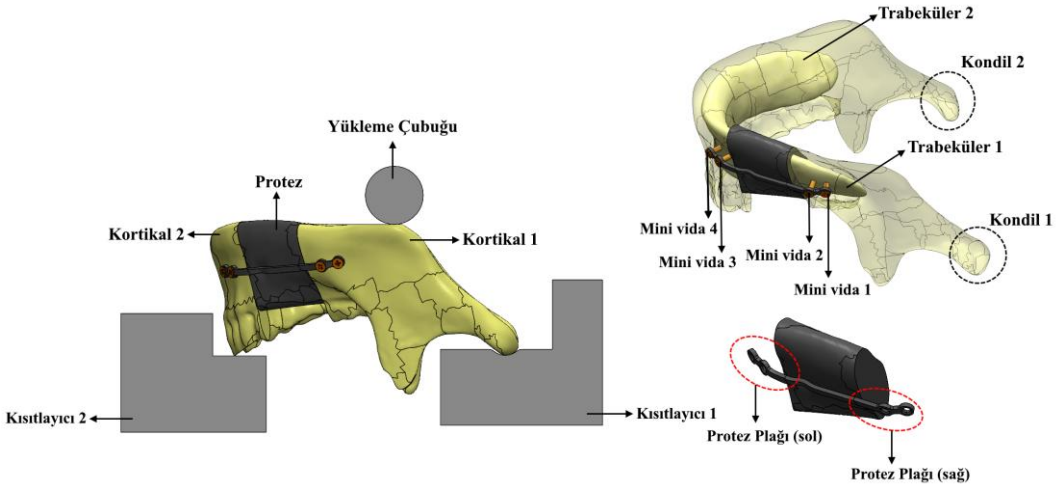
Oluşturulan gözenekli ve dolu protezler, eklemeli imalat yöntemi ile EOSINT M 280 model cihaz kullanılarak üretilmiştir (Şekil 32). Model verileri üretim öncesinde uygun biçimde dilimlenmiş; her katman, belirlenen lazer parametreleri doğrultusunda seçici olarak ergitilerek katman katman oluşturulmuştur. Üretim tamamlandıktan sonra numuneler tozdan arındırılmış; ısıl işlem ve yüzey temizleme adımları uygulanarak mekanik bütünlük sağlanmış ve kumlama işlemi ile yüzey kalitesi iyileştirilmiştir. Uygulanan üretim ve ısıl işlem parametreleri, kafes yapılar için kullanılan parametrelerle aynıdır.



Şekil 32. Eklemeli imalat ile üretilen dolu ve gözenekli protezlerin görüntüsü

2.4.3. Alt Çene Protezi Deneysel ve Sayısal Analizleri

Alt çene protezi için gerçekleştirilen deneysel ve sayısal biyomekanik performans değerlendirmesi, literatürdeki çalışmalar referans alınarak gerçekleştirilmiştir. Sayısal analizlerin gerçekleştirilebilmesi amacıyla deneysel model bilgisayar ortamına aktarılmış ve yükleme koşulları simülasyonlara uygun şekilde gerçekleştirilmiştir (Şekil 33). Şekilde görüldüğü üzere, alt çene kemiğinde yer alan kortikal ve trabeküler bölgeler ile kondil yapıları tanımlanmış; protez ve protez plakları modele eklenmiştir. Protezin sabitlenmesi için dört adet mini vida kullanılmış ve gerekli sınır şartları kısıtlamalar yardımıyla oluşturulmuştur. Yükleme çubuğu kortikal bölge üzerine konumlandırılarak deney düzeneğinde uygulanan basma koşullarının sayısal modelde de sağlanması amaçlanmıştır. Bu sayede, deneysel çalışmalar ile sayısal analizler arasında karşılaştırma yapılmasına olanak tanıyan tutarlı bir model elde edilmiştir.



Şekil 33. Protezlerin sayısal analizi için, deneysel düzeneğe uygun olarak oluşturulan test modeli (katı model protez örneği)

Sayısal analizlerde, protez, protez plağı, mini vidalar ve kemik dokuları arasındaki etkileşimlerin doğru şekilde tanımlanabilmesi için temas (kontakt) tipleri belirlenmiştir. Bu temas tipi tanımları, yük aktarımı ve bağlanma koşullarının gerçeğe en yakın biçimde modellenmesini sağlamaktadır. Özellikle protez–kortikal kemik, plak–protez ve mini vida–protez arasındaki temas yüzeyleri ayrı ayrı ele alınmış ve her bir temas çifti için uygun temas tipi tanımlanmıştır. Bu yaklaşım ile deneysel koşullarda gözlenen mekanik davranışların, sayısal ortamda gerçekçi ve güvenilir biçimde temsil edilmesi hedeflenmiştir. Tanımlanan temas tipleri ve bu temaslara ait özellikler Tablo 12'de özetlenmiştir.

Tablo 12. Sayısal analizlerde tanımlanan kontakt tipleri

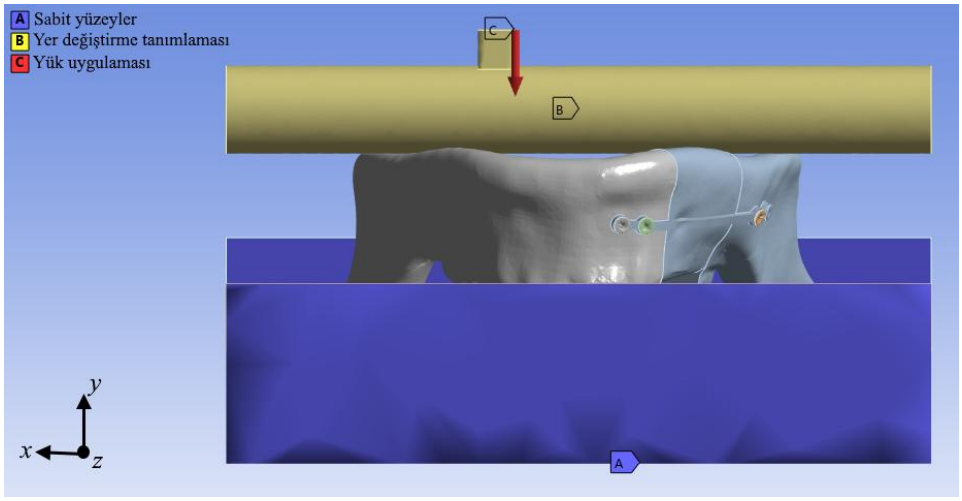
Kontakt Yapı	**Hedeflenen Yapı**	**Temas Tipi**
Kısıtlayıcı 1	Kondil 1	Ayrılmaz (No Seperation)
Kısıtlayıcı 2	Kondil 2	Ayrılmaz (No Seperation)
Yükleme Çubuğu	Kortikal 1	Ayrılmaz (No Seperation)
	Kortikal 2	Ayrılmaz (No Seperation)
Kortikal 1	Trabeküler 1	Yapışık (Bonded)
Kortikal 2	Trabeküler 2	Yapışık (Bonded)
Kortikal 1	Protez	Sürtünmesiz (Frictionless)
Kortikal 2	Protez	Sürtünmesiz (Frictionless)

Tablo 12'nin devamı

Trabeküler 1	Protez	Sürtünmesiz (Frictionless)
Trabeküler 2	Protez	Sürtünmesiz (Frictionless)
Kortikal 1	Protez Plağı 1	Sürtünmesiz (Frictionless)
Kortikal 2	Protez Plağı 2	Sürtünmesiz (Frictionless)
Kortikal 1	Mini vida 1, Mini vida 2	Yapışık (Bonded)
Kortikal 2	Mini vida 3, Mini vida 4	Yapışık (Bonded)
Trabeküler 1	Mini vida 1, Mini vida 2	Yapışık (Bonded)
Trabeküler 2	Mini vida 3, Mini vida 4	Yapışık (Bonded)
Protez Plağı (sağ)	Mini vida 1, Mini vida 2	Sürtünmesiz (Frictionless)
Protez Plağı (sol)	Mini vida 3, Mini vida 4	Sürtünmesiz (Frictionless)

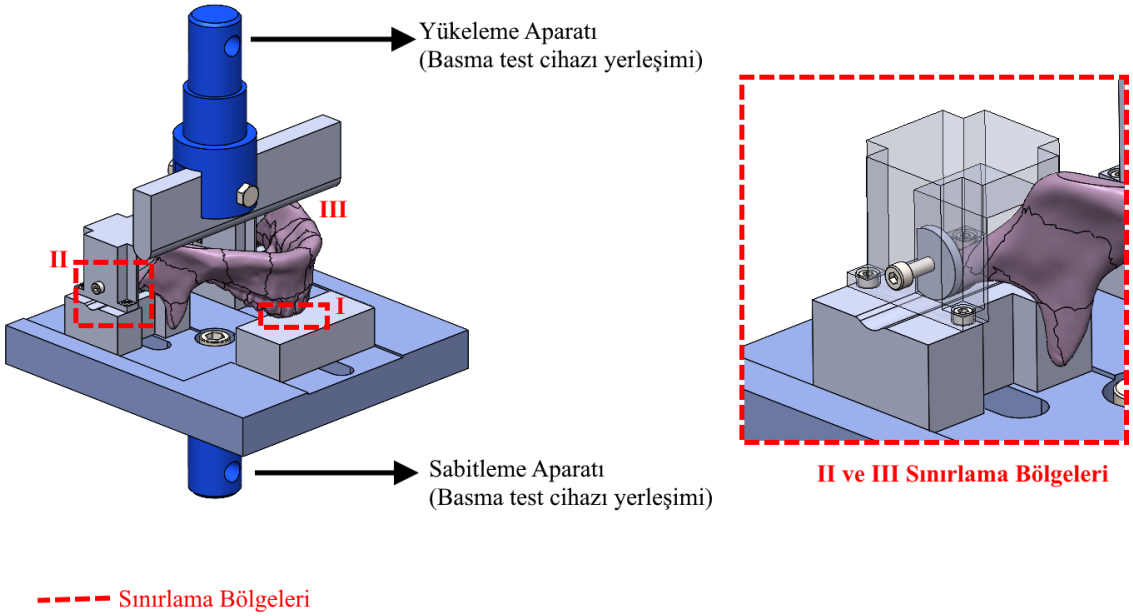
Analizlerde kullanılan tüm geometrilere uygun malzeme özellikleri tanımlanmıştır. Kemik modeli için literatürde raporlanan elastisite modülü ve Poisson oranı değerleri esas alınmış; kortikal ve trabeküler bölgeler ayrı malzeme özellikleriyle modellenmiştir (Tablo 12). Protez ve mini vida geometrileri için eklemeli imalat sonrası belirlenen Ti-6Al-4V alaşımına ait malzeme özellikleri tanımlanmıştır. Kısıtlayıcı 1, kısıtlayıcı 2 ve yükleme çubuğu geometrileri için ise teorik olarak sonsuz rijitlik kabul edilerek yapısal çelik malzemesi atanmıştır. Böylelikle farklı bileşenlerin mekanik davranışlarının gerçeğe en yakın biçimde yansıtılması sağlanmıştır.

Sayısal analizlerde sınır şartlarının tanımlanması Şekil 34'te gösterilmiştir. Modelin alt kısmında yer alan yüzeyler tamamen sabitlenerek tüm serbestlik dereceleri kısıtlanmıştır (A). Üstte bulunan rijit yüzeyde x ve z doğrultularındaki yer değiştirmelere izin verilmezken, yalnızca y doğrultusunda yer değiştirme tanımı yapılarak yükleme koşulu oluşturulmuştur (B). Bu yüzeye ayrıca düşey doğrultuda, %30 / %70 kuvvet dağılımını sağlayacak konumda 500 N değerinde basma kuvveti uygulanmıştır (C). Böylece, modelde hem sabitlenme koşulları hem de yükleme senaryosu gerçeğe uygun şekilde temsil edilmiştir.



Şekil 34. Sayısal analiz için tanımlanan sınır şartları

Deneysel çalışmalar, Başlık 1.6.2'de ifade edilen çalışmalarla aynı doğrultuda yürütülmüş olup, mekanik deneysel testler için kondil ve ön diş bölgesinden sabitleme yapılmıştır. Uygulamada pratiklik sağlanması amacıyla alt çene kemikleri ters konumlandırılmıştır. Tez kapsamında, literatürde yer alan çalışmalar dikkate alınarak deney düzeneği bilgisayar ortamında modellenmiştir (Şekil 35).



Şekil 35. Alt çene kemiği için modellenmiş deney düzeneği

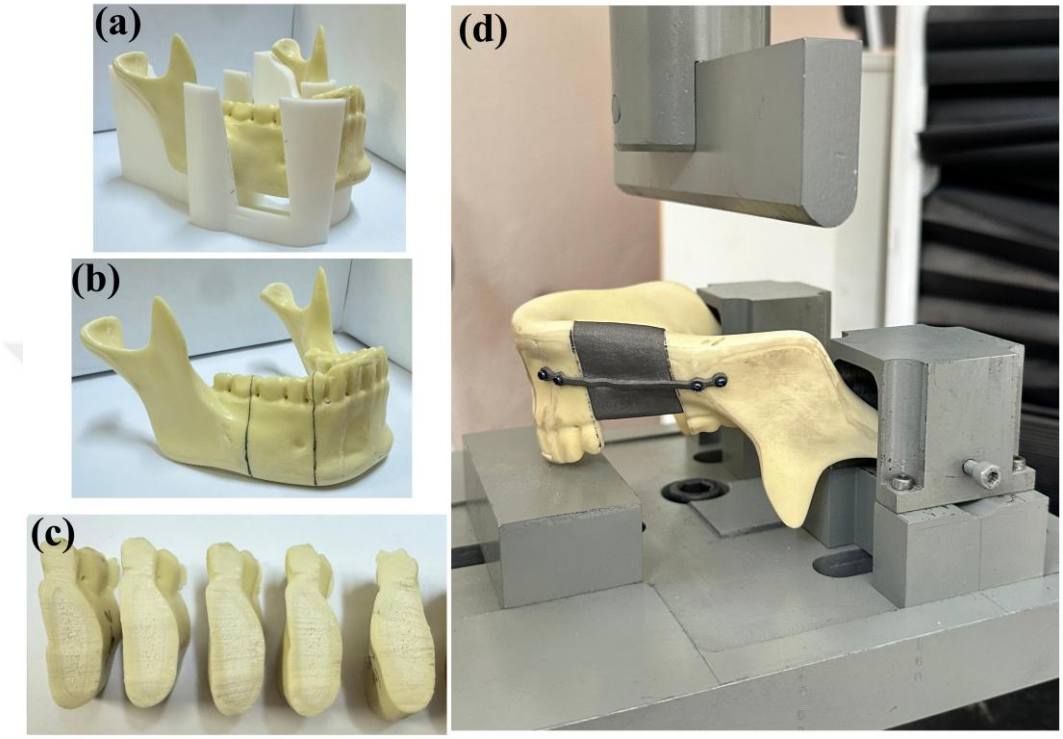
Şekil 35'te gösterilen deney düzeneğinde yükleme işlemi, basma test cihazına entegre edilmiş yükleme çubuğu aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Yükleme aparatı, basma test

cihazına bağlı olarak numune üzerine dış kuvvetin uygulanmasını sağlayan bileşendir. Bu düzenekte yükleme aparatı, yükleme çubuğu vasıtasıyla mandibula modeline kontrollü bir şekilde kuvvet iletmektedir. Yükleme işlemi, %70 sağlam – %30 kusurlu bölge oranı dikkate alınarak gerçekleştirilmiş ve mandibulanın fonksiyonel yük taşıma mekanizması simülasyon yoluyla temsil edilmiştir. Bu aparatın temel görevi, yükün doğru noktaya ve doğru büyüklükte iletilmesini sağlamak; ayrıca test boyunca yükün sabit hızda ve kontrollü bir biçimde uygulanmasına imkan tanımaktır.

Sabitleme aparatı ise yük uygulaması sırasında numunenin yer değiştirmesini veya dönmesini engelleyen ve numuneyi test düzeneğinde sabit tutan bir bileşendir. Bu düzende sabitleme aparatı, mandibula modelinin alt kısmını kavrayarak test süresince modelin konumunun korunmasını sağlamaktadır. Böylece uygulanan kuvvetin tamamı yükleme bölgesine yönlendirilmekte ve deneysel koşulların tekrar edilebilirliği sağlanmaktadır. I sınırlama bölgesi ön diş bölgesinin temasını, II ve III sınırlama bölgeleri ise kondillerin sabitlenme ve yuvarlanma sınır şartlarını ifade etmektedir. Bu bölgelerde sınır şartı olarak alt blokta yuvarlanma hareketine izin verecek şekilde dairesel bir form tercih edilmiştir. Üst blokta ise kondil hareketini kısıtlamak amacıyla yapay alt çene kemiği vida ile sıkıştırılarak sabitlenmiştir. Ayrıca sabitleme aparatı, numune ile cihaz arasında stabil bir temas yüzeyi oluşturarak ölçüm hatalarının en aza indirilmesine katkı sağlamaktadır. Basma testleri, 1 mm/dak çapraz kafa hızıyla gerçekleştirilmiş olup, yükleme işlemi numunenin kırılması veya ayrılması ya da en fazla 20 mm yer değiştirme oluşana kadar sürdürülmüştür.

Deneysel çalışma kapsamında karşılaştırma amacıyla, herhangi bir protez müdahalesi uygulanmamış yapay alt çene kemiği de basma testine tabi tutulmuştur. Bu numuneden elde edilen sonuçlar, protez uygulanan alt çene kemiklerinin mekanik davranışlarının değerlendirilmesinde referans veri olarak kullanılmıştır. Deneysel çalışmalarda protezlerin alt çene kemiklerine yerleştirilme ve sabitlenme süreci Şekil 36'da ayrıntılı olarak gösterilmiştir. Şekil 36(a)'da protezlerin çene kemiği üzerindeki konumlarının doğru şekilde belirlenebilmesi amacıyla tasarlanan kalıp modeli görülmektedir. Bu kalıp, protezlerin kemik yüzeyine tam uyumlu biçimde yerleştirilmesini sağlayarak montaj sürecinde oluşabilecek hizalama hatalarını en aza indirmiştir. Şekil 36(b)'de kusurlu bölgelerin, kalıp yardımıyla yapay alt çene kemiği üzerine işaretlenmesi gösterilmektedir. Daha sonra beş adet alt çene kemiği, işaretlenen bölgelerden kesilerek kusurlu alanlar oluşturulmuştur (Şekil 36(c)). Protezler, alt çene kemiğine dört adet mini vida kullanılarak sabitlenmiştir. Mini vida bağlantıları, deney süresince protezlerin stabilitesini koruyarak yük aktarımının homojen

biçimde gerçekleşmesine katkı sağlayacaktır. Son olarak Şekil 36(d)'de, deneyin başlangıç aşamasına ait genel görünüm verilmiş; bu aşamada tüm bağlantı noktaları kontrol edilerek test koşulları deney düzeneğine uygun hale getirilmiştir.



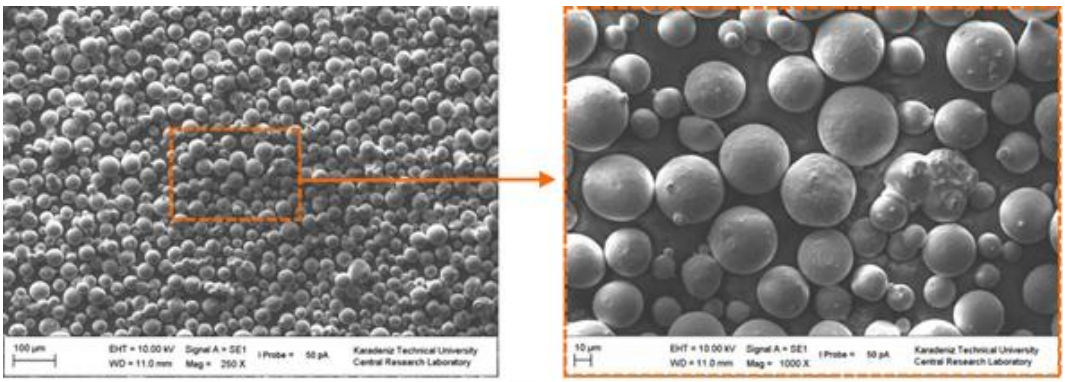
Şekil 36. (a) Protezlerin alt çene kemiklerine montajı için kalıp modeli, (b) protezlerin montajı için belirlenen kusurlu kemik bölgesinin tespiti, (c) kusurlu olarak tanımlanan kemik bölgeleri ve (d) deney başlangıcı

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde, deneysel ve sayısal çalışmalardan elde edilen veriler ayrıntılı olarak sunulmuştur. İlk olarak, üretim sürecinde oluşan yapı kusurları ve bunların meydana gelme mekanizmaları ele alınmıştır. Ardından kafes yapıların basma testleri sonrasında her bir numune için elde edilen basma yükü-basma kısalması incelenmiştir. İncelenen kafes yapıların biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi için sayısal analizler ile veriler elde edilmiştir. Alt çene kemiği protezleri için elde edilen tüm analiz sonuçları incelenerek ideal mimari seçimi yapılmıştır. Son olarak, bu mimari yapı ile tasarlanan protezin sayısal ve deneysel analizleri sunulmuştur.

3.1. Kafes Yapıların Üretim Karakterizasyonu

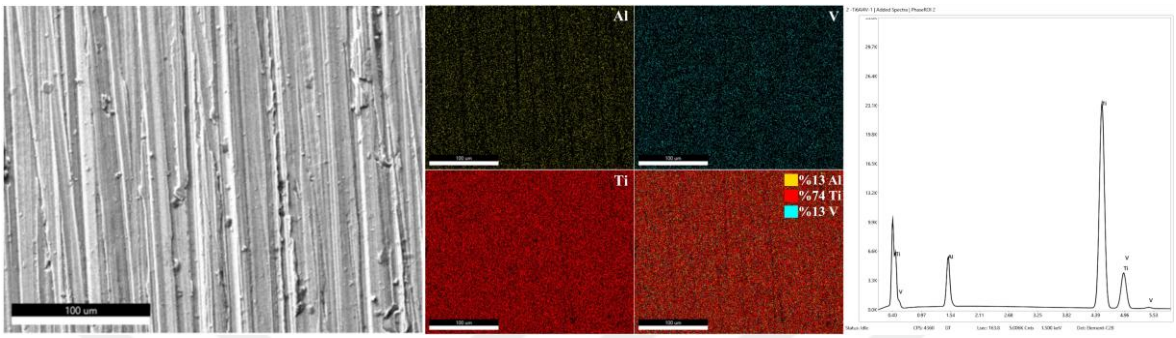
Çalışmada kullanılan tozun morfolojisi, taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiş ve toz partiküllerinin küresel formda ve düzgün bir yüzey morfolojisine sahip olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 37). Küresel morfoloji, kullanılan tozun katmanlı üretim süreci için uygun akışkanlık özelliklerine sahip olduğunu göstermektedir (Liu vd., 2020a).



Şekil 37. EOSINT M 280 model cihazında firmanın kullanmayı tavsiye ettiği Ti6Al4V tozlarının SEM görüntüsü

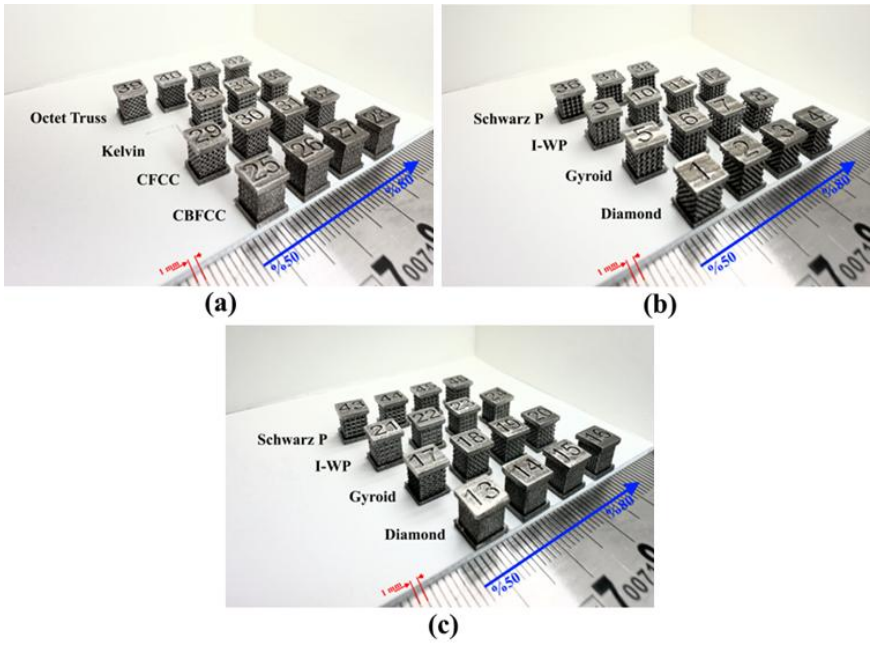
Enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) analizi ile toz içerisindeki malzeme içerikleri doğrulanmıştır. ZEISS EVO LS 10 cihazı kullanılarak elde edilen EDS deseninde karakteristik faz pikleri belirlenmiş ve malzemenin beklenen elementlere sahip olduğu tespit

edilmiştir (Şekil 38). Analiz sonuçlarına göre, ana piklerin titanyuma, ikincil piklerin ise vanadyum ve alüminyum elementlerine karşılık geldiği görülmektedir. Elde edilen bu bulgular, Tablo 7'de sunulan kimyasal bileşim ağırlık oranları (%) ile uyumlu olup, kullanılan tozun üretim sürecine uygunluğunu doğrulanmaktadır.



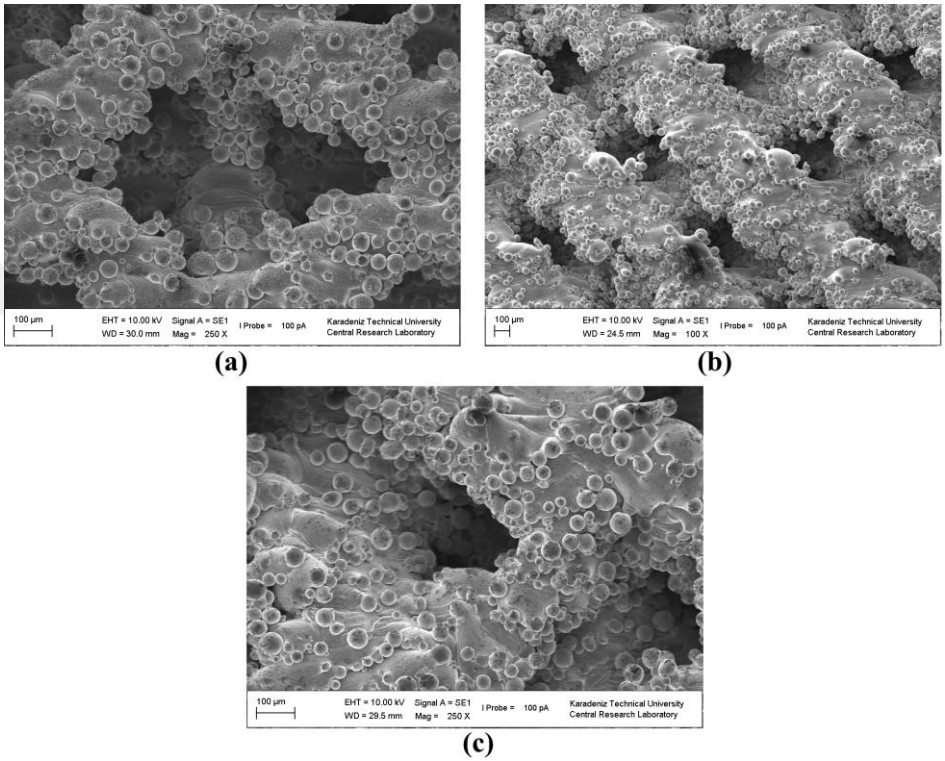
Şekil 38. Ti6Al4V tozlarının EDS analizi sonuçları

Toz malzeme morfolojisinin doğrulanmasının ardından, eklemeli imalat sürecinin gözenekli yapı geometrisi üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla, Ti6Al4V alaşımından üretilen ve aynı birim hücre ile dizilime sahip kafes yapıların makroskobik görünümleri incelenmiştir. Şekil 39, eklemeli imalat yöntemiyle üretilen bu kafes yapıların üretim sonrası genel geometrik bütünlüğünü göstermektedir.



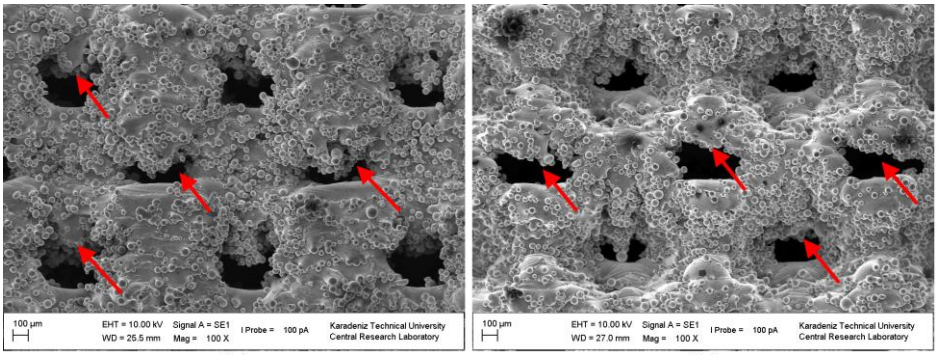
Şekil 39. Eklemeli imalat ile üretilen ve aynı birim hücre dizilimine sahip kafes yapıların izometrik görünümleri: (a) kiriş tabanlı, (b) ÜPMY ağ esaslı ve (c) ÜPMY levha esaslı kafes yapılar

Üretim sonrasını değerlendirmek için her bir kafes yapısına ait birer numune SEM ile farklı büyütmelerde incelenmiştir. Yapılan incelemelerde, tüm numunelerin yüzeylerinde yapışmış metal toz tanelerinin bulunduğu tespit edilmiştir (Şekil 40). Nitekim basma deneyleri sırasında bu toz tanelerinin bir kısmının numune yüzeylerinden ayrılarak deney platformu üzerinde biriktiği gözlemlenmiştir.



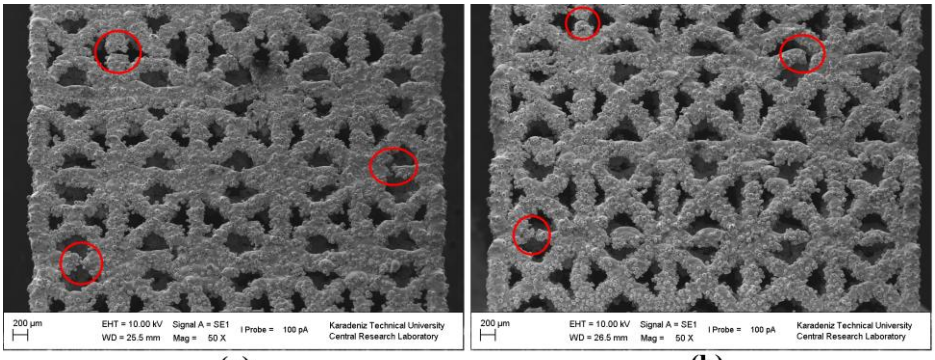
Şekil 40. Kafes yapılarının yüzeylerindeki yapışmış toz taneleri: (a) CFCC70, (b) D50-A ve (c) G70-L

Kafes yapıları karmaşık bir geometriye sahip olmasından ve üretim sonrası desteklerin temizlenmesinin mimkün olmamamsından dolayı desteksiz olarak üretilmiştir. Desteksiz üretimden kaynaklanan ve merdiven etkisi olarak tanımlanan yapı kusurları ve bu etkiden kaynaklanan çıkıntılar üretilen modellerde meydana gelmiştir (Wang vd., 2022). Bu çıkıntılar, özellikle yüksek eğime sahip bölgelerde, boşluklu yapılarda kısmen ergimiş tozların yüzeylere yapışması sonucu meydana gelen ve gözeneklerde yerel çökmeler şeklinde tanımlanan kusurlar olarak ifade edilmektedir (Han vd., 2018). Değerlendirilen kafes yapılarda çökmelerden kaynaklanan kusurlar görülmüş olup, bu durum nispeten büyük gözenek çapına sahip levha esaslı I-WP ve Schwarz P mimarilerinde daha belirgin bir şekilde olduğu tespit edilmiştir (Şekil 41).



Şekil 41. Merdiven etkisinden kaynaklanan çökmeler: (a) I50-A ve (b) S70-L

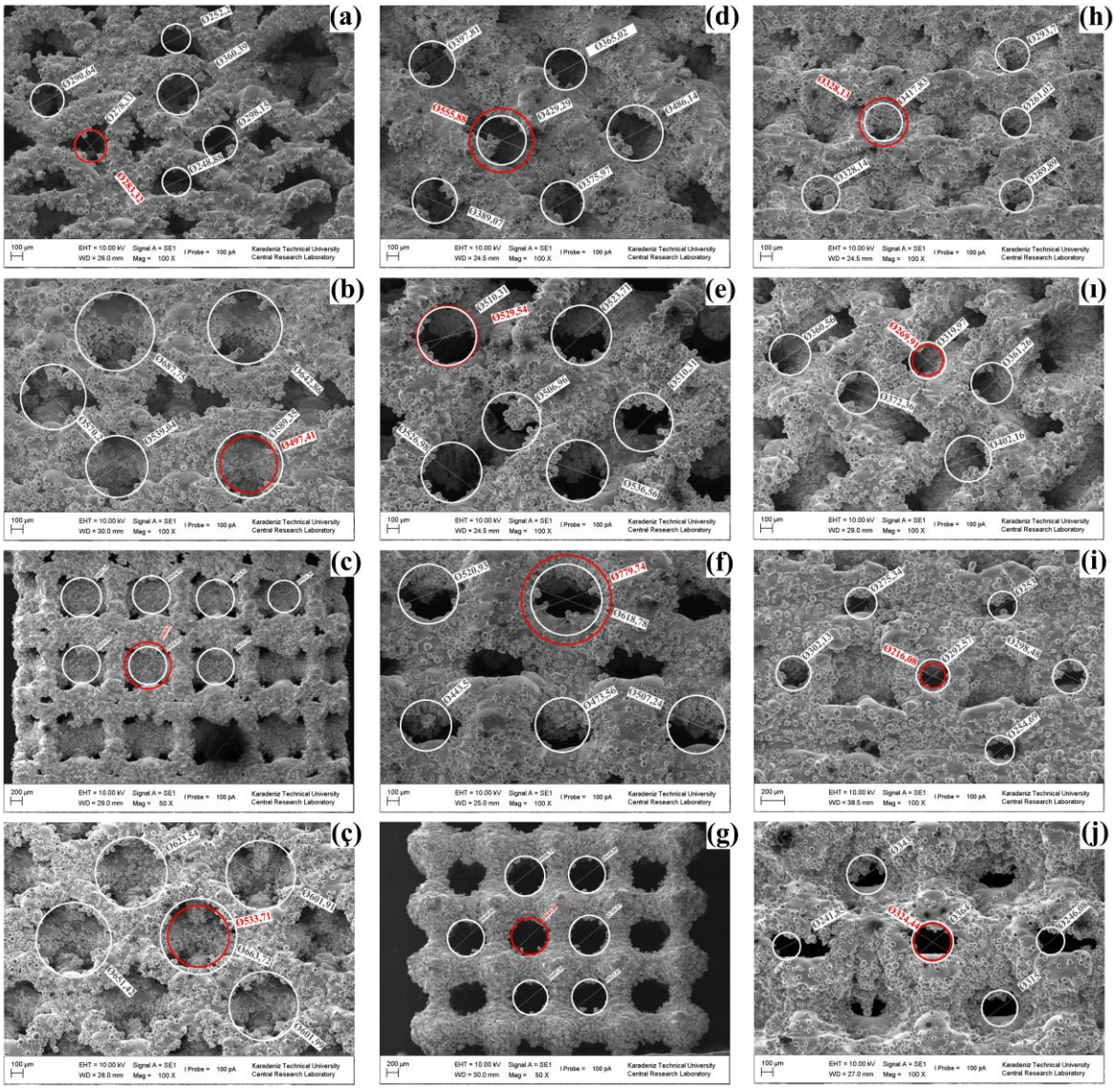
Eİ yöntemi ile üretilen numunelerde, eksik enerji girişlerinden kaynaklanan eksik füzyon boşlukları oluşabilmektedir. Bu durumda, katmana toz serildikten sonra modellenmesi gereken geometriye eksik enerji girişi nedeniyle metal eriyikler oluşmayarak küçük toz alanları olarak kalmaktadır (Gong vd., 2014). Bir sonraki katman bu yapılar üzerine yerleşir ve üretim süreci aynı şekilde devam eder. Çalışmadaki numuneler incelendiğinde ince duvar kalınlıklarına sahip yapılarda açıklıklar olarak ifade edilen eksik füzyon boşlukları tespit edilmiştir. Şekil 42'de kafes yapılarında tespit edilen boşluklar kırmızı daireler ile belirtilmiştir.



Şekil 42. Eksik enerji girişinden kaynaklanan boşluklar: (a) CBFCC70 ve (b) CBFCC80

Üretim sürecine özgü oluşan toz yapışması, çıkıntılar ve enerji difüzyon eksiklikleri yüzey pürüzlülüğünün ve toplam hacmin artmasına neden olmaktadır (Wang vd., 2022). Boyut ölçümleri 46 adet model için ayrı ayrı yapılmıştır. Şekil 43'te kafes yapılarındaki gözenek (daire) çapı ölçüm sınırlaması %70 gözenekli yapılar için gösterilmiştir. Kırmızı

renkteki daireler CAD modele ait ölçülen referans değer ve beyaz renkteki daireler ise ölçüm için tanımlanan değerlerdir. Ortalama ölçü değerleri ile CAD modeline ait ölçülerin kıyaslaması ve bunlara ait boyut farkı değerleri Tablo 13'te verilmiştir.



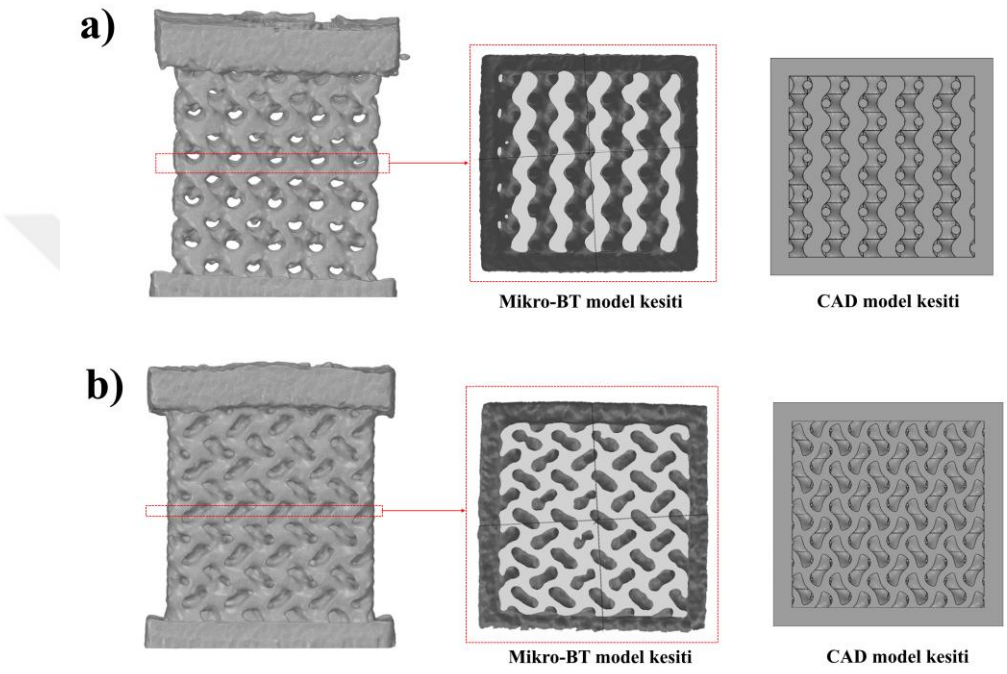
Şekil 43. SEM görüntülerinden üretim boyut değerlendirilmesinin belirlenmesi: (a) CBFCC70, (b) CFCC70, (c) K70, (ç) O-T70, (d) D70-A, (e) G70-A, (f) I70-A, (g) S70-A, (h) D70-L, (ı) G70-L, (i) I70-L, (j) S70-L

Tablo 13. Kafes yapılarında üretim sonrası oluşan boyut değişimleri

Kafes Yapısı	CAD Gözenek Çapı (µm)	Üretim Gözenek Çapı (µm)	Boyut Farkı (%)	Kafes Yapısı	CAD Gözenek Çapı (µm)	Üretim Gözenek Çapı (µm)	Boyut Farkı (%)
CBFCC50	185,96	215,49	-%15,9	**I50-A**	616,79	415,80	%32,6
CBFCC60	216,69	277,84	-%28,2	**I60-A**	695,90	508,51	%26,9
CBFCC70	248,56	288,10	-%15,9	**I70-A**	779,74	512,80	%34,2
CBFCC80	283,32	268,24	%5,3	**I80-A**	875,65	598,21	%31,7
CFCC50	418,23	545,60	-%30,5	**S50-A**	470,44	460,74	%2,1
CFCC60	456,06	614,12	-%34,7	**S60-A**	558,56	665,95	-%19,2
CFCC70	497,41	605,84	-%21,8	**S70-A**	641,08	652,35	-%1,8
CFCC80	541,39	629,14	-%16,2	**D50-L**	359,41	223,80	%37,7
K60	758,60	653,49	%13,9	**D60-L**	388,32	246,63	%36,5
K70	809,90	657,53	%18,8	**D70-L**	417,83	272,52	%34,8
K80	864,16	670,51	%22,4	**D80-L**	450,54	228,04	%49,4
O-T50	467,10	582,02	-%24,6	**G50-L**	172,26	263,38	-%52,9
O-T60	500,01	553,33	-%10,7	**G60-L**	218,95	287,70	-%31,4
O-T70	533,71	628,52	-%17,8	**G70-L**	269,91	363,26	-%34,6
O-T80	570,29	639,39	-%12,1	**G80-L**	310,04	393,92	-%27,1
D50-A	504,59	380,39	%24,6	**I50-L**	204,30	239,23	-%17,1
D60-A	555,88	407,22	%26,7	**I60-L**	240,57	234,49	%2,5
D70-A	611,58	481,80	%21,2	**I70-L**	276,08	279,37	-%1,2
D80-A	671,15	547,59	%18,4	**I80-L**	306,68	279,98	%8,7
G50-A	393,09	375,76	%4,4	**S50-L**	163,88	195,28	-%19,2
G60-A	462,29	443,25	%4,1	**S60-L**	253,43	310,17	-%22,4
G70-A	529,54	519,14	%2,0	**S70-L**	324,44	301,99	%6,9
G80-A	621,04	562,17	%9,5	**S80-L**	387,75	413,92	%6,7

Tablo 13'te sunulan nicel sonuçlar incelendiğinde, ağ esaslı ÜPMY yapılarının CAD modellerine en yakın boyutsal doğruluğu sağladığı görülmektedir. Özellikle ağ esaslı Gyroid mimariye sahip tüm gözenekli kafes yapılarının, CAD modelleri ile neredeyse aynı boyutlara sahip olduğu belirlenmiştir. Buna karşılık, kiriş esaslı modellerde gözlenen boyutsal sapmaların %34,7 ile %1,7 aralığında değiştiği tespit edilmiştir. Levha esaslı ÜPMY kafes yapıları ise diğer mimarilere kıyasla daha ince duvar kalınlıklarına ve nispeten daha karmaşık geometrik yapılara sahiptir. Bu durumun bir sonucu olarak, levha esaslı yapılarda (Diamond ve Gyroid) boyutsal farkların belirgin şekilde arttığı gözlemlenmiştir. Bu

kapsamda, üretim sürecinden kaynaklanan boyutsal farklılıkların yanı sıra hacimsel sapmaların nicel olarak belirlenmesi ve iç yapıda oluşabilecek üretim kusurlarının tespit edilmesi amacıyla, D50-A ve D50-L olarak adlandırılan iki numune mikro-bilgisayarlı tomografi (micro-BT) yöntemiyle taranmış ve elde edilen veriler doğrultusunda üç boyutlu (3B) modeller oluşturulmuştur (Şekil 44).



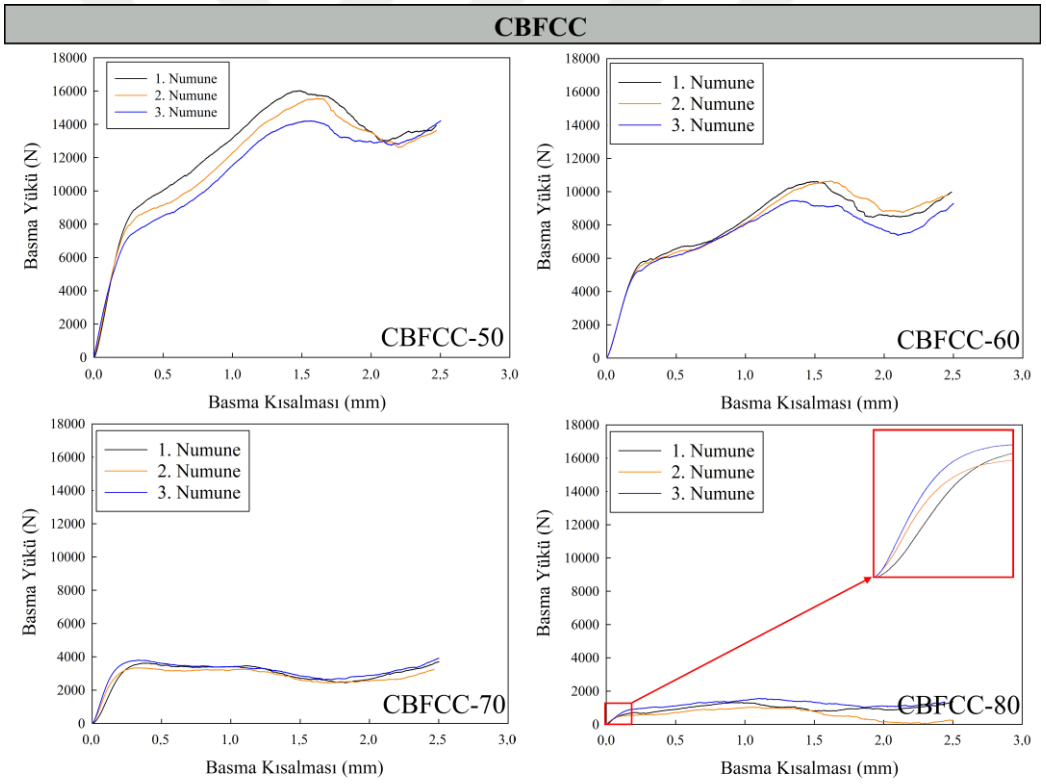
Şekil 44. Numunelere ait üretim değerlendirmesi (a) D50-A ve (b) D50-L

Şekil 44'te görüldüğü gibi, hem D50-A (a) hem de D50-L (b) numuneler için mikro-BT kesitleri ile CAD model kesitleri karşılaştırıldığında, üretim sürecine bağlı olarak bazı boyutsal farklılıklar gözlemlenmektedir. Mikro-BT kesitlerinde, CAD modeline kıyasla duvarlar hafifçe kalınlaşmış veya incelmiş bölgeler gözlenmiştir. Bu durum, lazer bazlı eklemeli imalat sürecinde ortaya çıkan toz birikimi ve enerji yoğunluğu dağılımından kaynaklanabilmektedir (Doroszko vd., 2021; Van Bael vd., 2011). Ayrıca, mikro-BT kesitlerinde boşlukların ve gözeneklerin CAD modeline göre hafifçe yer değiştirdiği veya düzensizlik gösterdiği görülmektedir. Bu veriler, SEM görüntülerinden elde edilen boyutsal farklılıkları doğrulamaktadır.

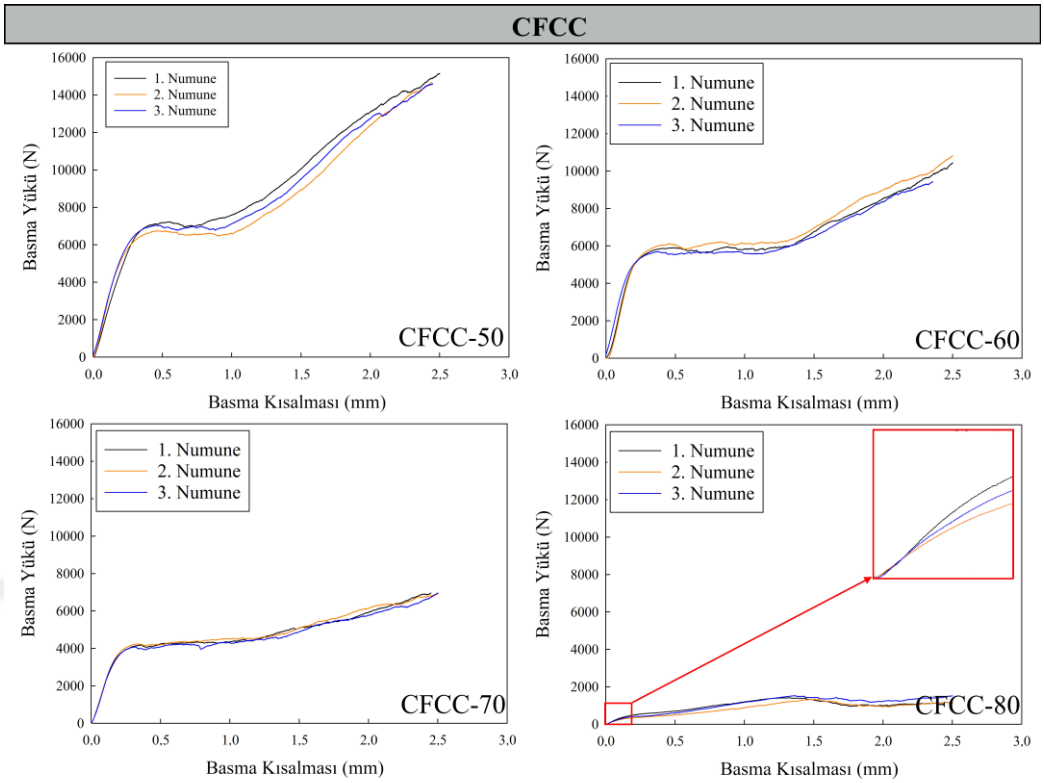
3.2. Kafes Yapıların Mekanik Özellikleri

3.2.1. Deneysel Sonuçlar

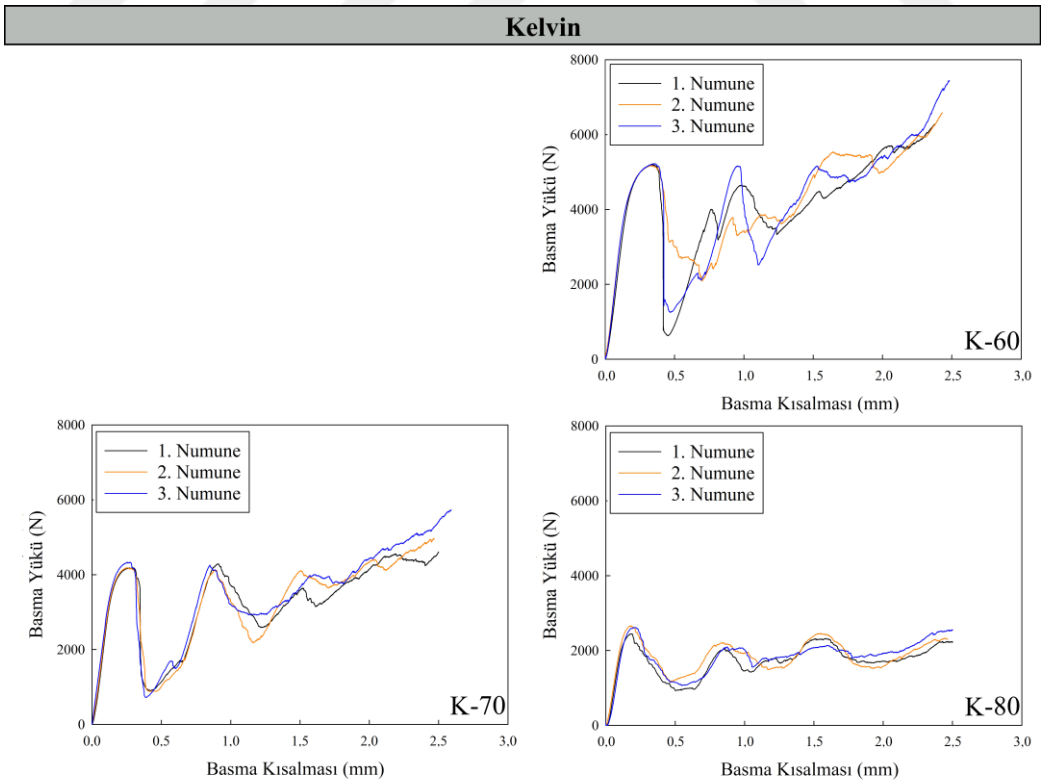
Kafes yapılarının deneysel basma testleri, aynı koşullar altında üç kez tekrarlanarak gerçekleştirilmiştir. Şekil 45-56'da kiriş esaslı kafes yapılara, ağ esaslı ÜPMY kafes yapılara ve levha esaslı ÜPMY kafes yapılarının basma testlerine ait basma yükü (N) – basma kısalması (mm) eğrilerini göstermektedir. Şekil 45-56'da görüldüğü gibi, her bir numune için gerçekleştirilen test tekrarları birbiri ile benzer elastik ve plastik şekil değiştirme davranışları sergilemişlerdir. Özellikle birincil araştırma hedefi olan elastik bölgedeki eğilimler, her yapı içerisinde oldukça benzerlik göstermektedir.



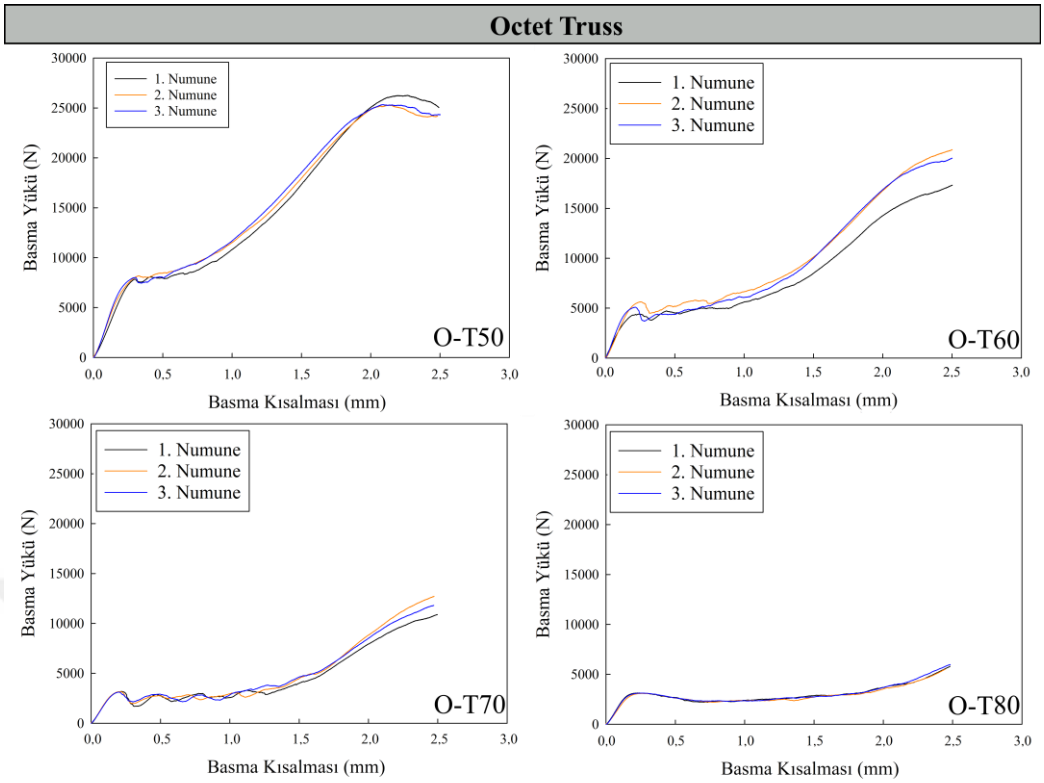
Şekil 45. CBFCC kafes yapılarının basma testi grafikleri



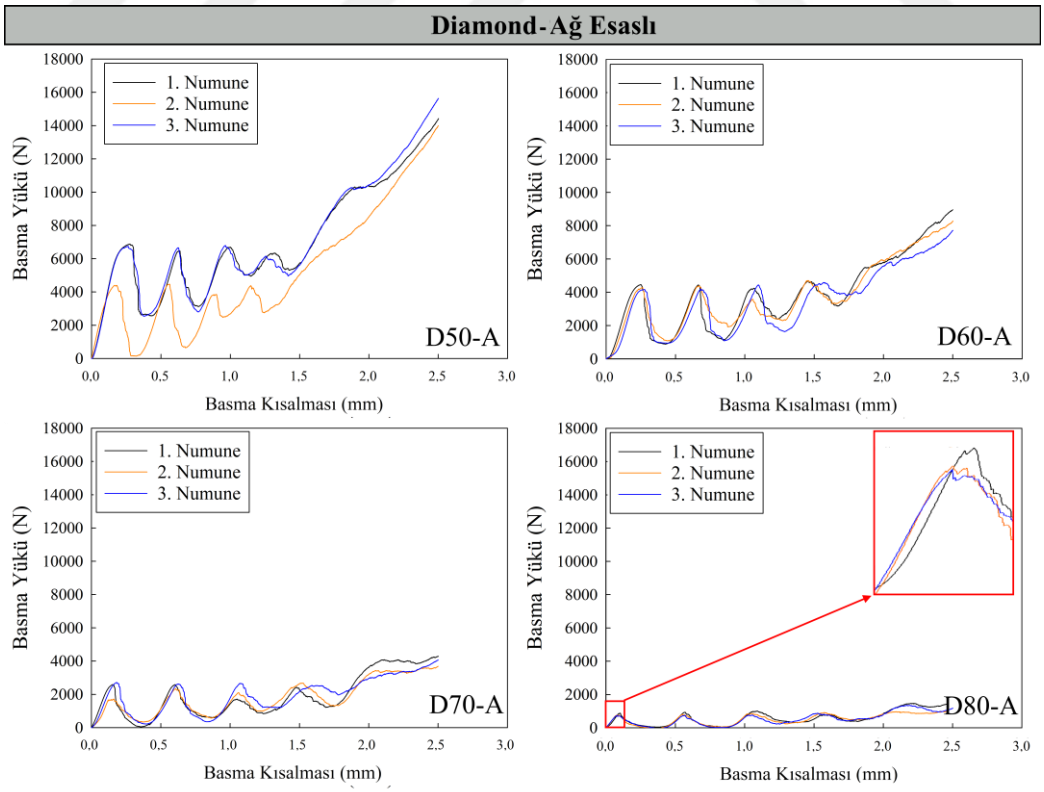
Şekil 46. CFCC kafes yapılarının basma testi grafikleri



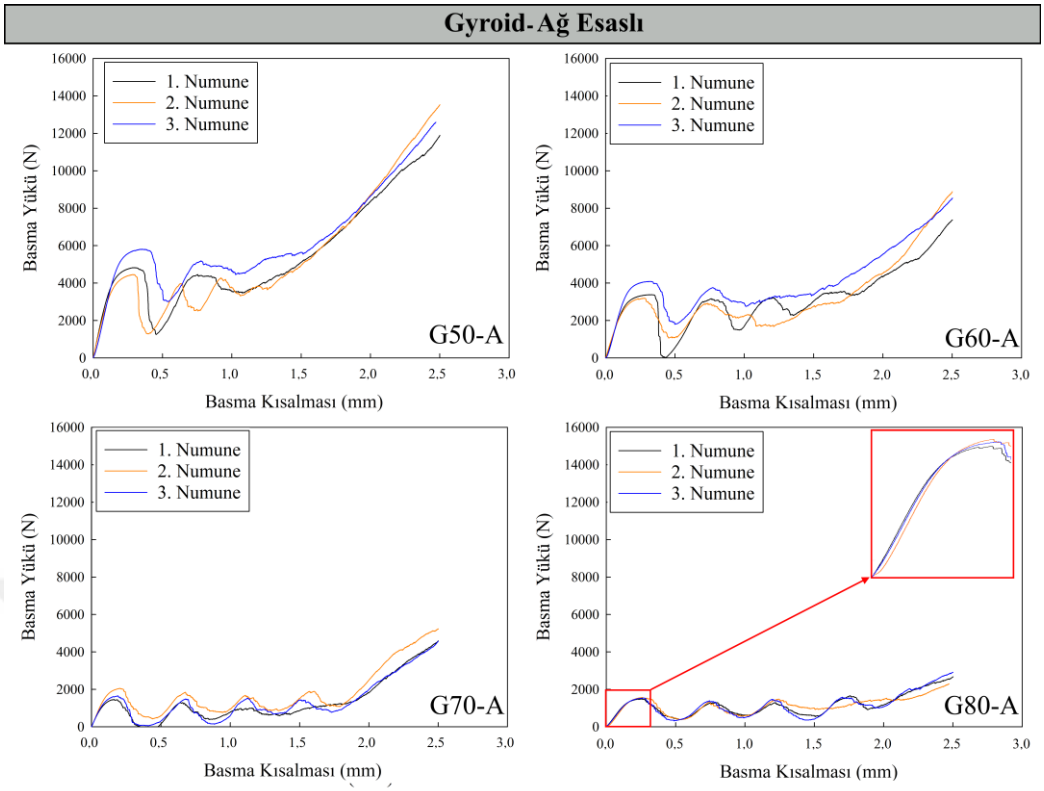
Şekil 47. Kelvin kafes yapılarının basma testi grafikleri



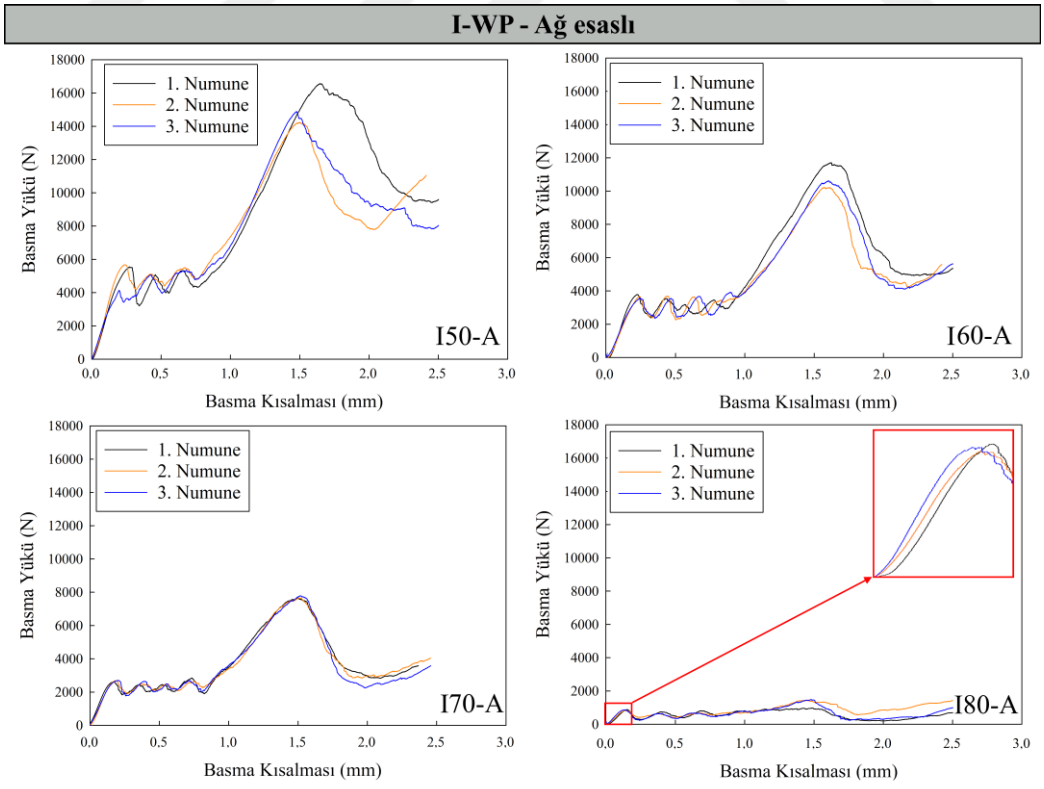
Şekil 48. Octet Truss kafes yapılarının basma testi grafikleri



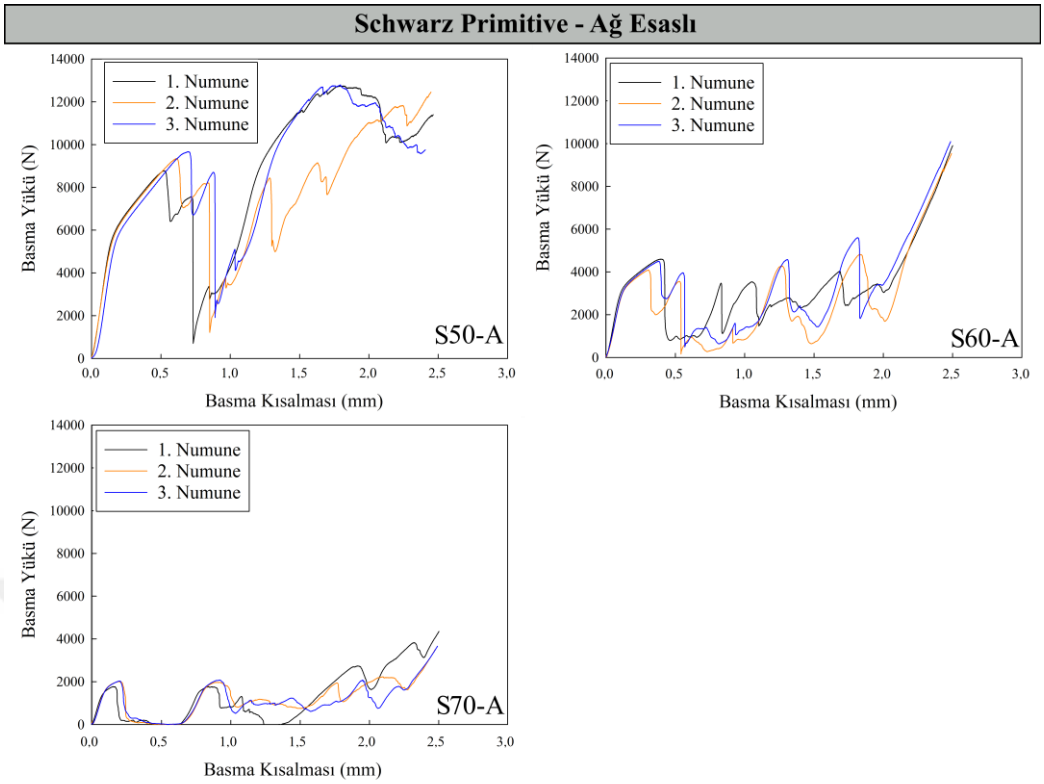
Şekil 49. Diamond ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri



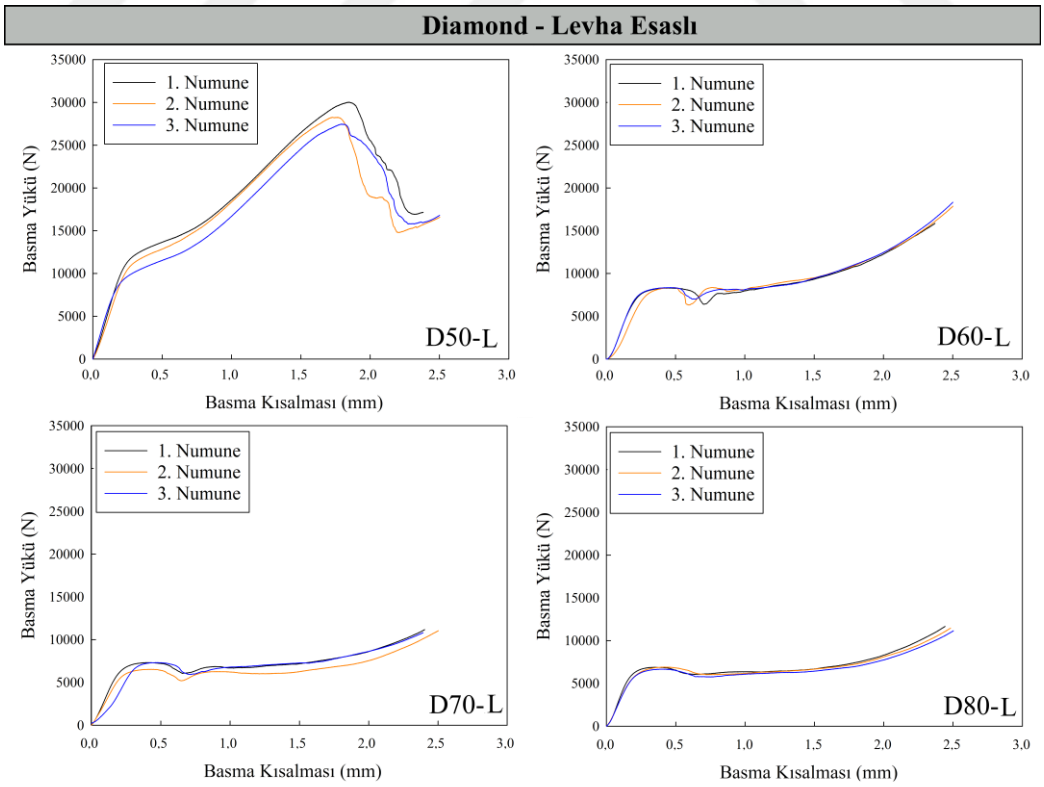
Şekil 50. Gyroid ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri



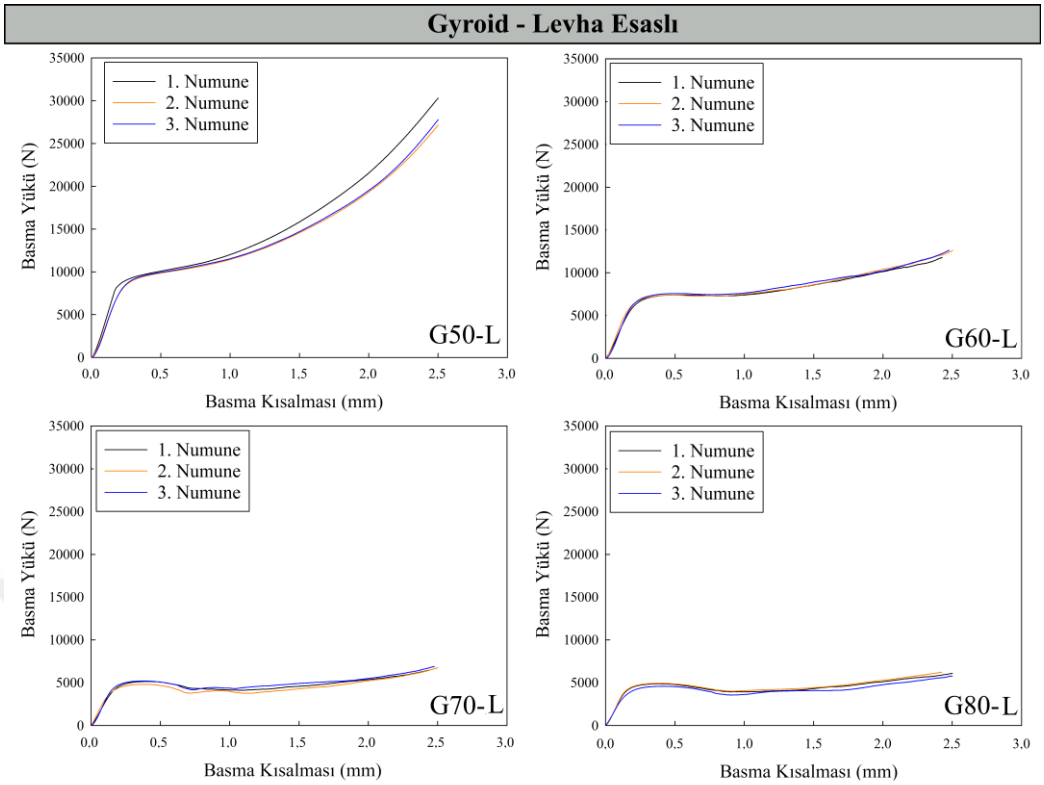
Şekil 51. I-WP ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri



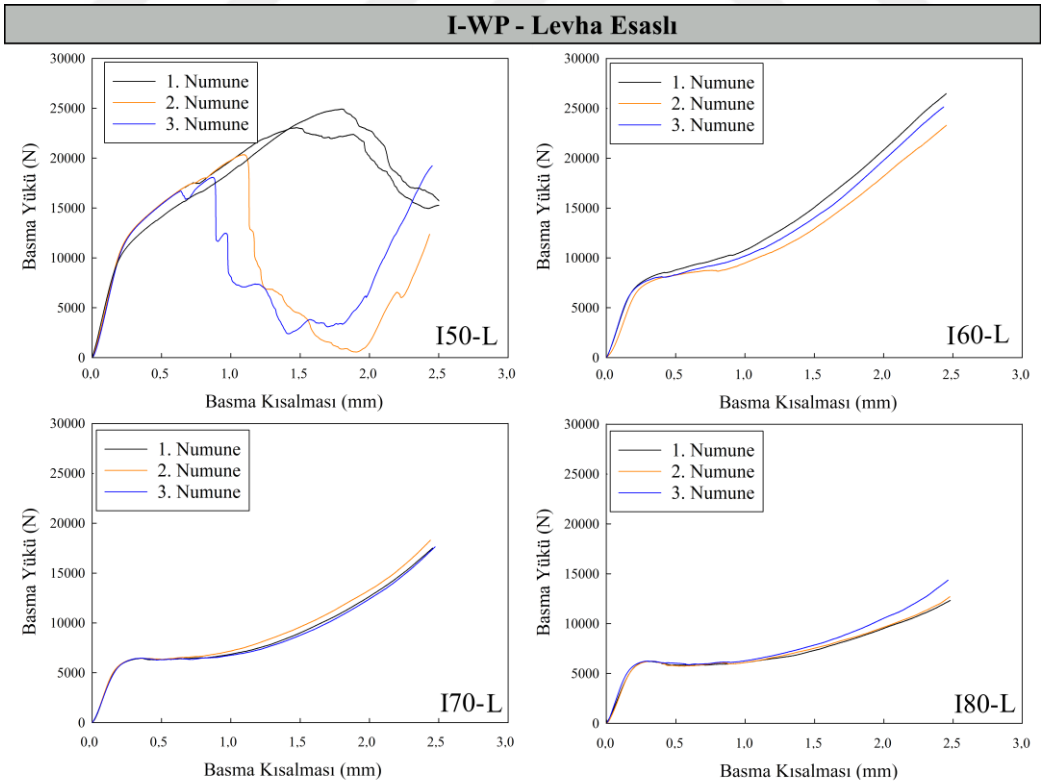
Şekil 52. Schwarz Primitive ağ esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri



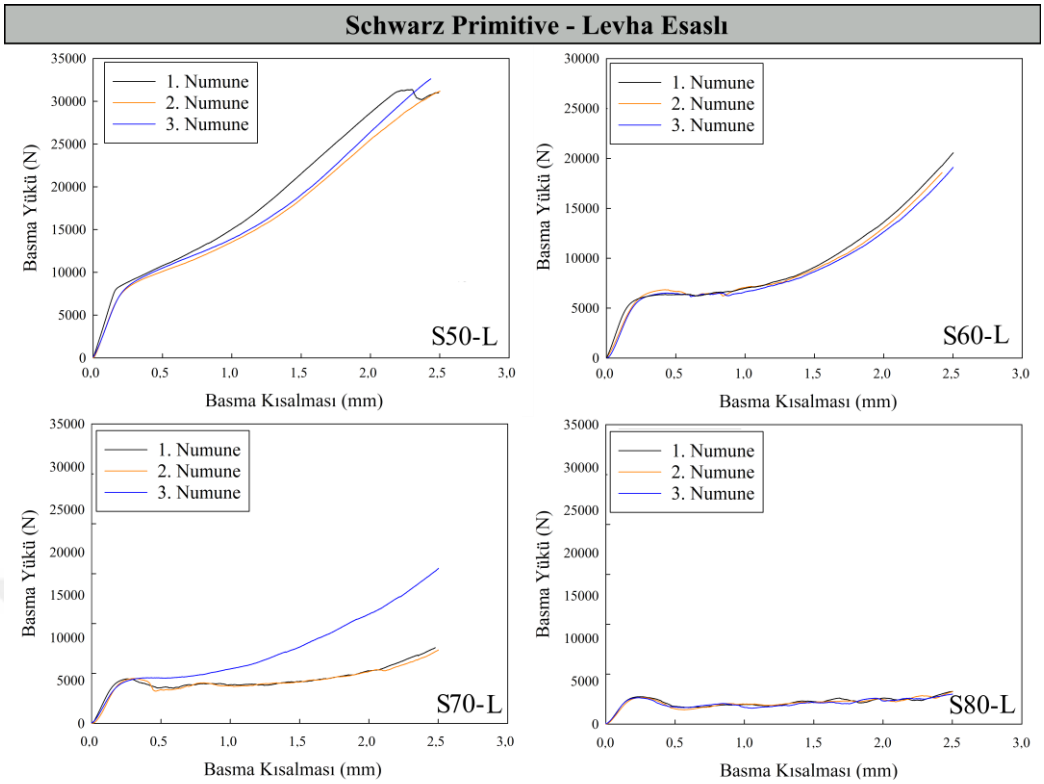
Şekil 53. Diamond levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri



Şekil 54. Gyroid levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri



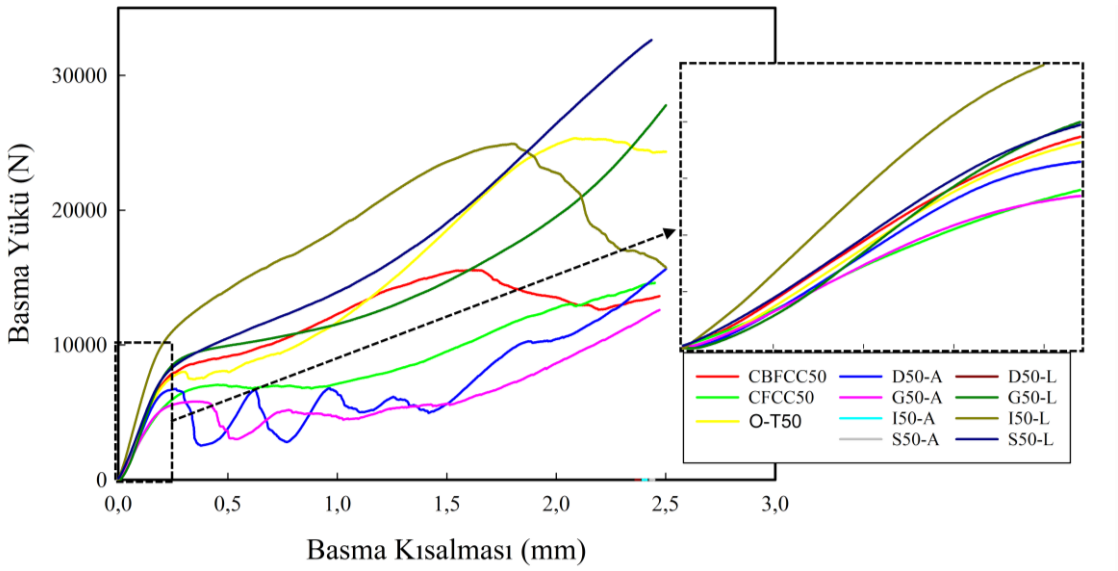
Şekil 55. I-WP levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri



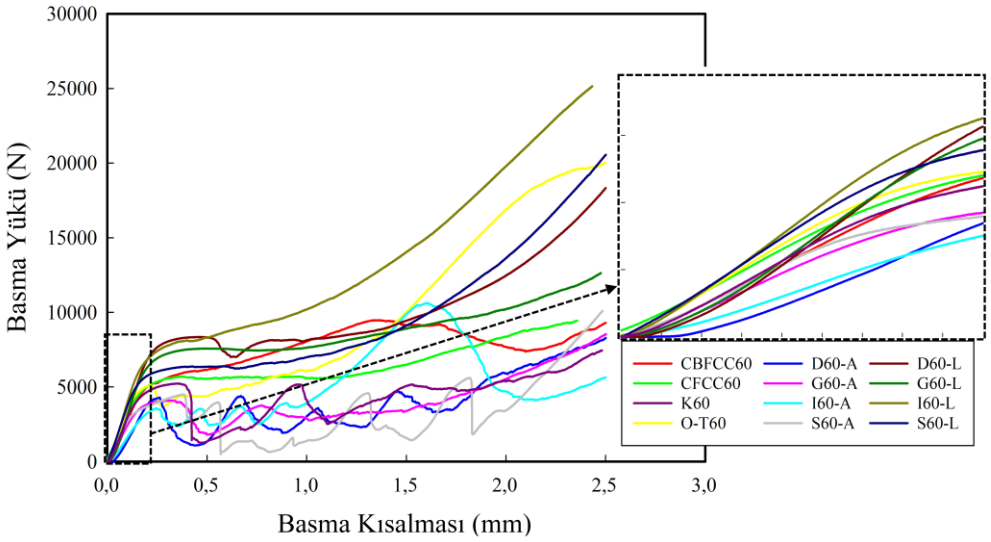
Şekil 56. Schwarz Primitive levha esaslı kafes yapılarının basma testi grafikleri

Kafes yapıların basma testleri sonucunda elde edilen yük–basma kısalması eğrileri incelendiğinde, mekanik davranışın genel olarak elastik bölge, plato bölgesi ve yoğunlaşma bölgesi olmak üzere üç farklı evrede gerçekleştiği görülmektedir. Elastik bölgede, basma yükü ile basma kısalması arasında doğrusal bir ilişki gözlenmiş olup, bu durum kafes yapıların başlangıçta lineer elastik davranış sergilediğini göstermektedir. Elastik sınırın aşılmasıyla birlikte kafes yapılarda ilk deformasyonlar meydana gelmiş ve buna bağlı olarak basma yükünde ani düşüşler oluşmuştur. Bu aşamadan sonra, yapının tamamen çökmemesi nedeniyle, henüz deforme olmamış kiriş elemanları veya yüzey esaslı duvarlar yük taşımaya devam etmiş; bunun sonucunda basma yükü yeniden artarak eğrinin yukarı yönlü bir seyir izlediği görülmüştür. Bu yük taşıma ve kısmi göçme mekanizmasının birden fazla kez tekrarlanması, yük–basma kısalması eğrilerinde tekrarlı dalgalanmalar ile karakterize edilen plato bölgesinin oluşmasına neden olmuştur. Basma kısalmasının daha da artmasıyla birlikte yapı, belirli bir noktadan sonra yoğunlaşma davranışı sergileyerek kısmen dolu bir yapı gibi davranmış ve yük yoğunluğu belirgin şekilde artmıştır. Bu karakteristik mekanik davranış, ağ esaslı ÜPMY kafes yapılarının tamamında gözlemlenirken, kiriş esaslı ve levha esaslı ÜPMY kafes yapılarının yalnızca bir kısmında belirgin şekilde ortaya çıkmıştır. Diğer kafes

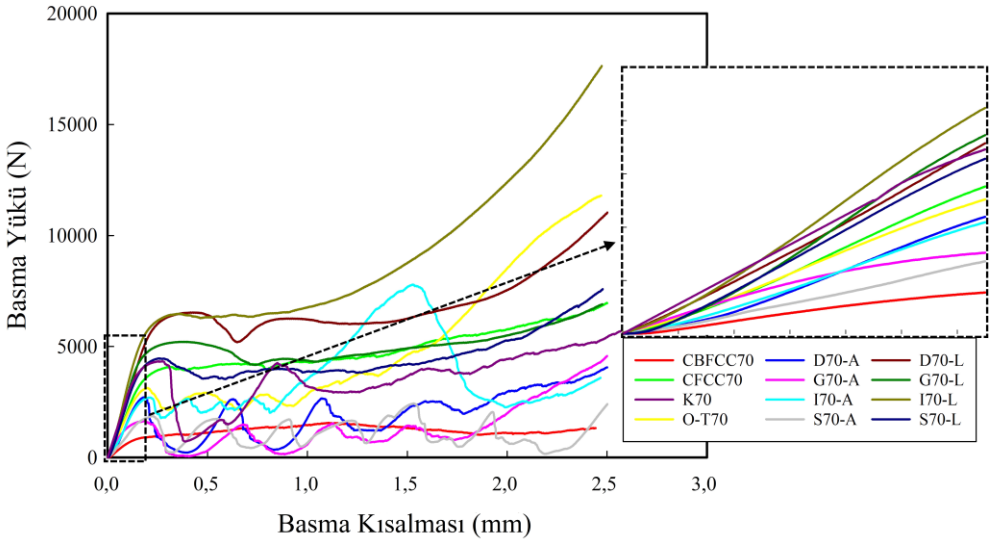
yapılarda ise deformasyon süreci, elastik bölge ve yük yoğunlaşma bölgesi olmak üzere iki ana evrede gerçekleşmiş, belirgin bir plato davranışı gözlenmemiştir. Bu durum, kafes mimarisinin yük aktarım mekanizması ve lokal burkulma davranışı üzerinde belirleyici bir rol oynadığını göstermektedir. Elde edilen deformasyon davranışları, literatürde rapor edilen benzer kafes yapı çalışmalarındaki sonuçlarla uyum göstermektedir (Papazoglou vd., 2024; Sun vd., 2022; Zhou vd., 2024). Şekil 57, 58, 59 ve 60'ta sırasıyla %50, %60, %70 ve %80 gözeneklilik oranına sahip kafes yapıların basma test sonuçları detaylı şekilde, aynı grafikler üzerinde sunulmuştur. Ayrıca, bu şekillerde elastik bölgelerin daha ayrıntılı incelenebilmesi amacıyla yakınlaştırılmış (genişletilmiş) görsellere de yer verilmiştir.



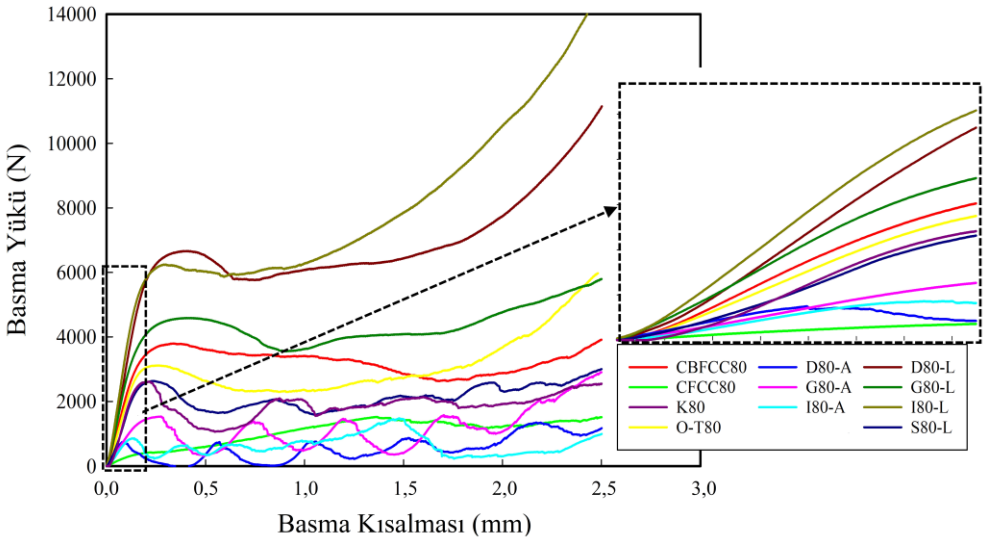
Şekil 57. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması



Şekil 58. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması



Şekil 59. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması



Şekil 60. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen eğrilerinin karşılaştırılması

Aynı gözeneklilik oranına sahip olmalarına rağmen farklı kafes mimarilerinin farklı mekanik performanslar sergilemesi, yalnızca gözeneklilik oranının değil, gözenek geometrisi ve yük taşıma yolu sürekliliğinin de mekanik davranış üzerinde kritik bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Şekil 57, %50 gözeneklilikteki kafeslerin basma yükü-basma kısalması eğrileri, özellikle elastik bölgede (yaklaşık 0–0,3 mm, yakınlaştırmada görülen doğrusal kısım) mimari yönlenmenin belirleyici olduğunu göstermektedir. Levha esaslı ÜPMY yapılar bu bölgede daha dik doğrusal eğimle, yüksek başlangıç rijitliği sergilemiş; I50-L ve D50-L hem elastik rijitlikte hem de sonrasında ulaşılan tepe yükte öne çıkmıştır. Düğüm noktaları içeren kiriş esaslı numunelerde (ör. CBFCC50) levha esaslı ÜPMY yapılara kıyasla, elastik bölgeden plato bölgeye geçiş daha erken görülmüştür. Buna karşılık ağ esaslı ÜPMY numuneleri elastik bölge bitiminde erken yerel burkulma kaynaklı dalgalanmalarla akma/plato evresine geçerek daha düşük enerji emilimi göstermiştir. Benzer eğilimler %60, %70 ve %80 gözeneklilik için verilen eğrilerde de (Şekil 58, 59 ve 60) görülmekle birlikte, artan gözeneklilik nedeniyle tüm mimarilerde elastik eğimlerin azaldığı ve tepe yüklerin düştüğü görülmüştür. Genel bir değerlendirme olarak verilen dört şekil incelendiğinde, levha esaslı ÜPMY yapıların eğim çizgilerinin daha geniş açıya sahip olduğu görülmektedir. Bu durum, elastik bölgelerin genişletilmiş görselinde daha net bir şekilde gözlemlenmektedir. Kafes yapılarının maksimum basma gerilmesi, akma gerilmesi ve efektif elastik modül verileri Tablo 14'te verilmiştir. Tablo 14 incelendiğinde, belirgin bir

şekilde gözenekliliğin artmasıyla efektif elastik modülün azaldığı görülmektedir. Bu durum, gözenekli yapıların doğası gereği malzeme miktarının azalması ve yük taşıma kesitinin küçülmesiyle ilişkilidir (Liu vd., 2018; Parthasarathy vd., 2010). Gözeneklilik arttıkça, yapı içerisindeki katı malzeme oranı azalmakta ve dolayısıyla yük aktarımı daha zayıf hale gelmektedir. Bu da malzemenin rijitliğini düşürerek deformasyona karşı direncini azaltmaktadır. Ayrıca, artan gözenek oranı mikro ölçekte gerilme yoğunlaşmalarının oluşmasına neden olur, bu da malzemenin kırılma tokluğunu ve dayanımını olumsuz yönde etkiler. Ancak, belirli bir düzeye kadar kontrollü gözeneklilik, yapının hafiflemesini sağlarken enerji soğurma kapasitesini ve biyolojik uyumunu arttırabilmektedir (Peng vd., 2021).

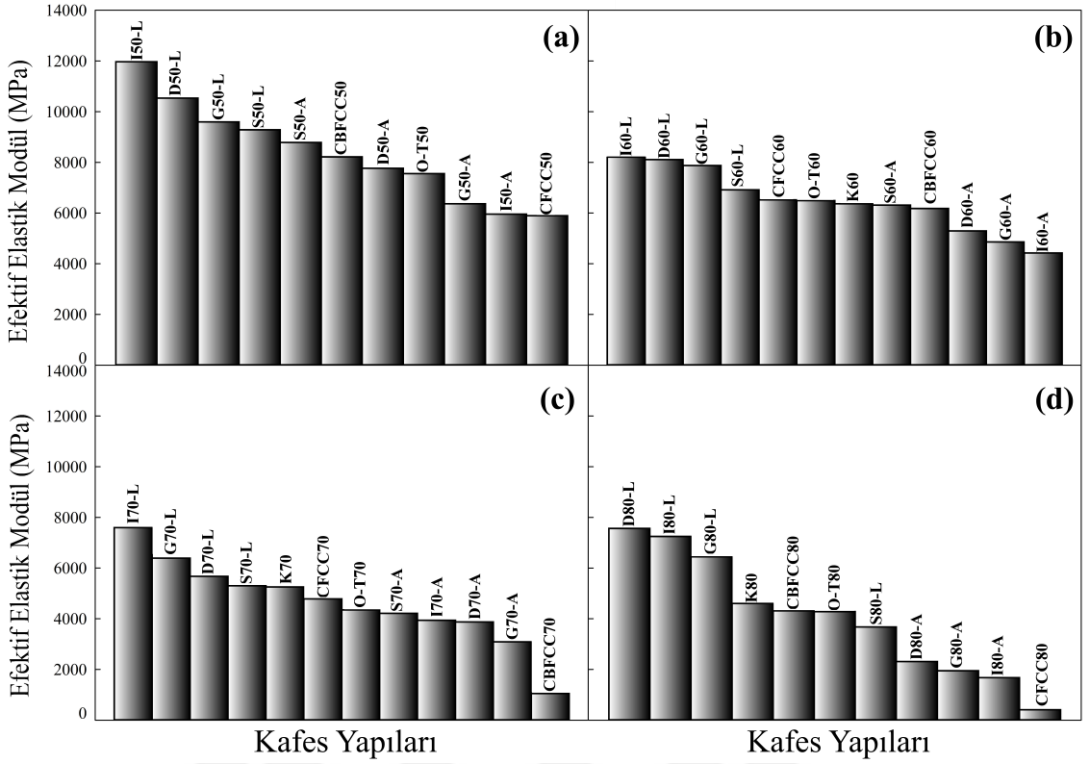
Tablo 14. Kafes yapılarına ait basma test sonuçları

Kafes Yapısı	Maksimum Basma gerilmesi (MPa)	Basma Gerilmesinde Akma (Ofset 0,2 %) (MPa)	Efektif Elastik Modül (MPa)
CBFCC50	610,89	243,95	8222,75
CBFCC60	409,87	183,79	6181,09
CBFCC70	146,06	106,31	4315,16
CBFCC80	52,71	23,72	1057,09
CFCC50	592,40	182,60	5899,88
CFCC60	409,43	175,16	6527,01
CFCC70	277,64	123,46	4787,20
CFCC80	56,80	14,37	416,35
K60	270,73	159,19	6371,37
K70	170,77	111,11	5257,17
K80	102,83	89,69	4606,93
O-T50	1025,26	257,48	7561,55
O-T60	776,62	165,24	6497,69
O-T70	472,03	108,65	4351,38
O-T80	230,52	106,21	4283,50
D50-A	587,38	207,96	7771,70
D60-A	332,85	158,78	5297,55
D70-A	160,46	88,08	3879,01
D80-A	52,22	33,49	2316,53
G50-A	506,90	152,44	6370,33
G60-A	330,73	108,04	4862,89
G70-A	191,86	53,88	3095,25
G80-A	104,97	49,49	1954,06
I50-A	609,16	165,29	5964,37
I60-A	434,14	126,53	4426,43

Tablo 14'ün devamı

I70-A	307,95	96,03	3946,04
I80-A	51,97	32,36	1680,94
S50-A	506,47	212,77	8788,46
S60-A	393,99	122,15	6322,17
S70-A	153,44	62,61	4218,91
D50-L	1143,43	364,59	10535,88
D60-L	694,25	263,12	8112,66
D70-L	440,13	241,99	7212,12
D80-L	456,97	210,30	7172,86
G50-L	1136,75	303,80	9601,81
G60-L	493,75	224,67	7880,82
G70-L	268,49	152,68	6885,93
G80-L	241,62	145,90	5768,64
I50-L	911,43	396,49	11972,81
I60-L	999,29	248,07	8211,40
I70-L	712,71	200,27	7600,45
I80-L	525,24	200,99	7252,56
S50-L	1268,98	293,54	9286,03
S60-L	776,73	200,41	6921,51
S70-L	406,36	145,42	5306,53
S80-L	127,00	92,09	3679,45

Aynı gözeneklilik oranına sahip farklı kafes yapıların efektif elastik modülleri Şekil 61'de sunulmuştur. Şekil 61'in incelenmesi sonucunda, levha esaslı ÜPMY kafes yapıların diğer mimarilere kıyasla en yüksek efektif elastik modül değerlerine sahip olduğu belirlenmiştir. Özellikle I-WP kafes yapılarının, hemen hemen tüm gözeneklilik oranlarında incelenen kafes yapılar arasında en yüksek efektif elastik modül değerlerini sağladığı görülmektedir. Kiriş esaslı ve ağ esaslı ÜPMY kafes yapıların efektif elastik modülleri arasında ise nicel sıralama bakımından belirgin farklılıklar olduğu tespit edilmiştir. %50 gözeneklilik oranına sahip CFCC kafes yapısı en düşük sırada yer alırken, %60 gözeneklilik oranında aynı yapı beşinci sırada konumlanmıştır. Bununla birlikte, genel eğilim dikkate alındığında ağ esaslı ÜPMY kafes yapıların tüm yapılar arasında en düşük efektif elastik modül değerlerine sahip olduğu görülmektedir. Özellikle %60 gözeneklilik oranı için levha esaslı I-WP kafes yapısı en yüksek efektif elastik modül değerini sergilerken, ağ esaslı I-WP kafes yapısının en düşük efektif elastik modül değerini sergilemiştir.

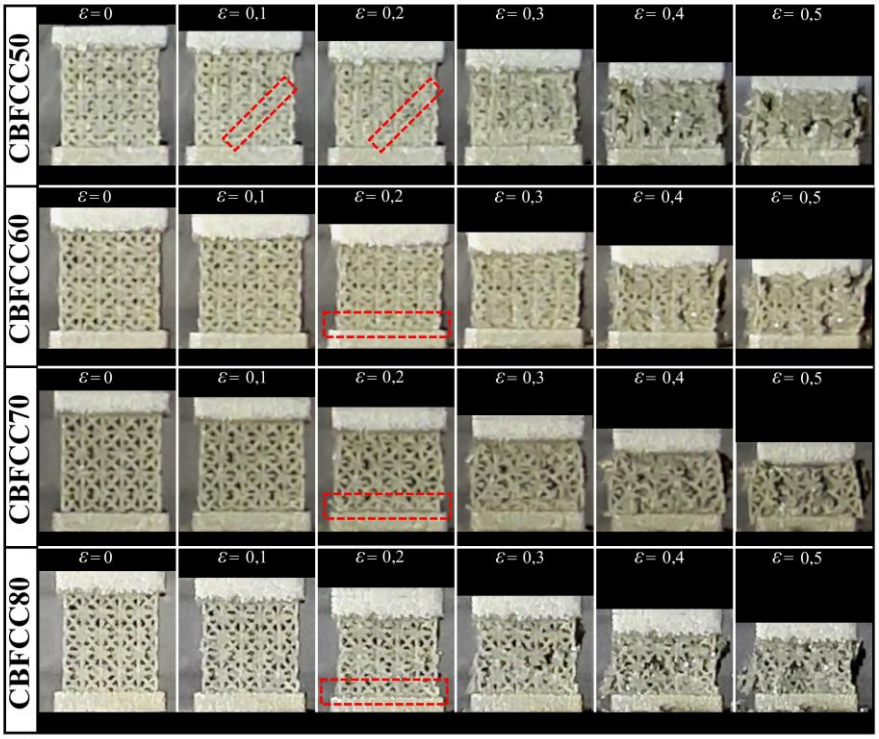


Şekil 61. Aynı gözeneklilikteki kafes yapılarının basma testi ile elde edilen efektif elastik modül değerlerinin karşılaştırılması: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve (d) %80 gözenekli kafes yapıları

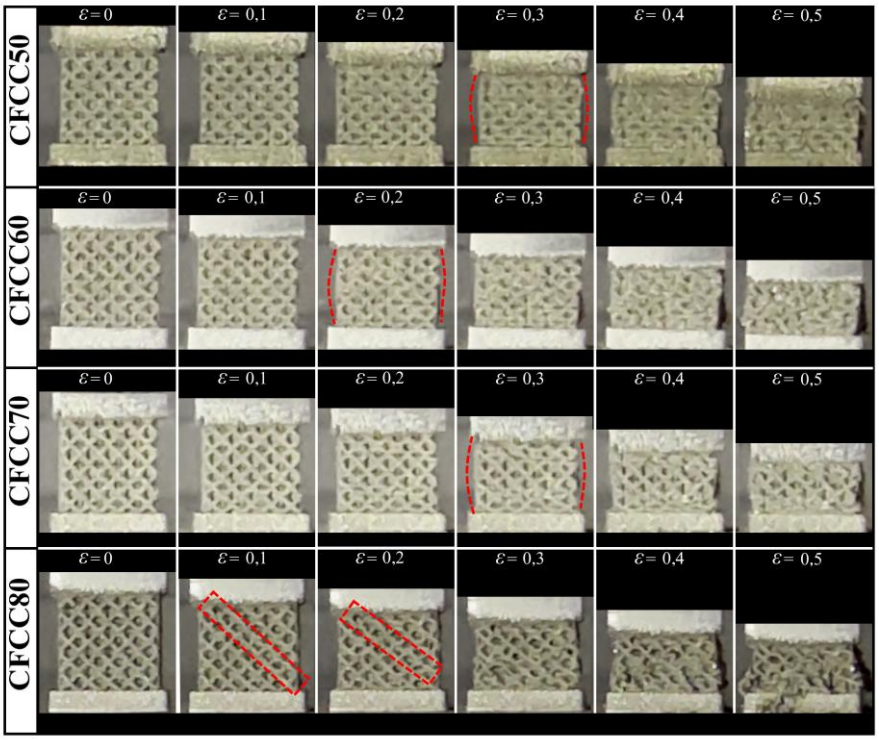
Levha esaslı ÜPMY yapılar (örneğin Gyroid), aynı gözeneklilik oranında kiriş tabanlı yapılara kıyasla daha yüksek elastik modül ve tepe gerilme değerleri sergilemektedir. Bu durum, yükün geniş yüzeyler üzerinden aktarılması sayesinde başlangıç rijitliğinin belirginleşmesiyle açıklanmaktadır (Al-Ketan vd., 2018; Zhang vd., 2018). Buna karşılık, ağ esaslı ÜPMY veya kiriş tabanlı kafes yapılarda yerel burkulma ve düzensiz deformasyon oluşum mekanizmaları nedeniyle elastik modül değerlerinde düşüş gözlenmektedir. Ayrıca, gözenekliliğin (ya da bağıl yoğunluğun) artmasıyla rijitliğin azalması, klasik Gibson–Ashby ölçekleme yasalarıyla uzun süredir açıklanan bir olgudur (Zhong vd., 2023). Özetle, literatürde levha esaslı mimarilerin, yüksek rijitlik ve taşıma kapasitesi gerektiren uygulamalarda avantaj sağladığı; buna karşılık, kiriş esaslı yapılara göre daha yüksek esneklik ve enerji soğurma kapasitesine sahip olduğu belirtilmektedir (Boniotti vd., 2020; Distefano vd., 2023; Kladovasilakis vd., 2022; Li vd., 2020).

3.2.2. Deformasyon Mekanizmaları ve Kırık Yüzey İncelemesi

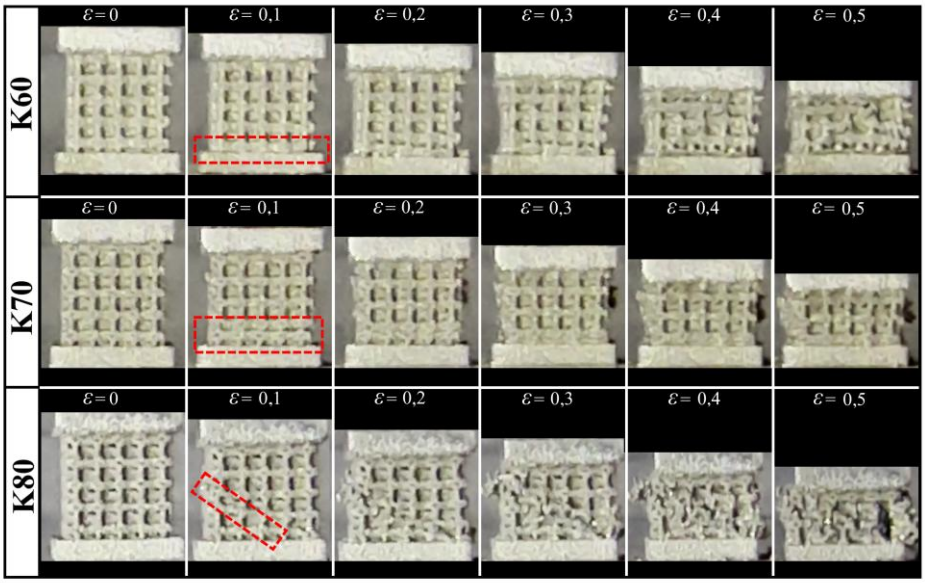
Mekanik testler sonucunda gözenekli yapılarda meydana gelen deformasyonların analiz edilebilmesi amacıyla her bir deney süreci video ile kayıt altına alınmıştır. Şekil 62–73'te her bir kafes yapısı için gerçekleştirilen basma testlerinde yaklaşık olarak %0, %10, %20, %30, %40 ve %50 basma oranlarında oluşan şekil değişimlerine ait görseller sunulmuştur. Gerçekleştirilen basma testleri sonucunda oluşan deformasyon mekanizmalarının, birim hücre geometrisi ve gözeneklilik oranına bağlı olarak farklılık gösterdiği tespit edilmiştir. Şekil değişimleri çoğunlukla kırılma düzlemi olarak tanımlanabilecek 45°'lik açılar boyunca gerçekleştiği gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, bazı kafes yapılarında şekil değişimlerinin "fıçılaşma" şeklinde oluştuğu ve alt bölgelerde malzeme yığılmalarının olduğu görülmektedir.



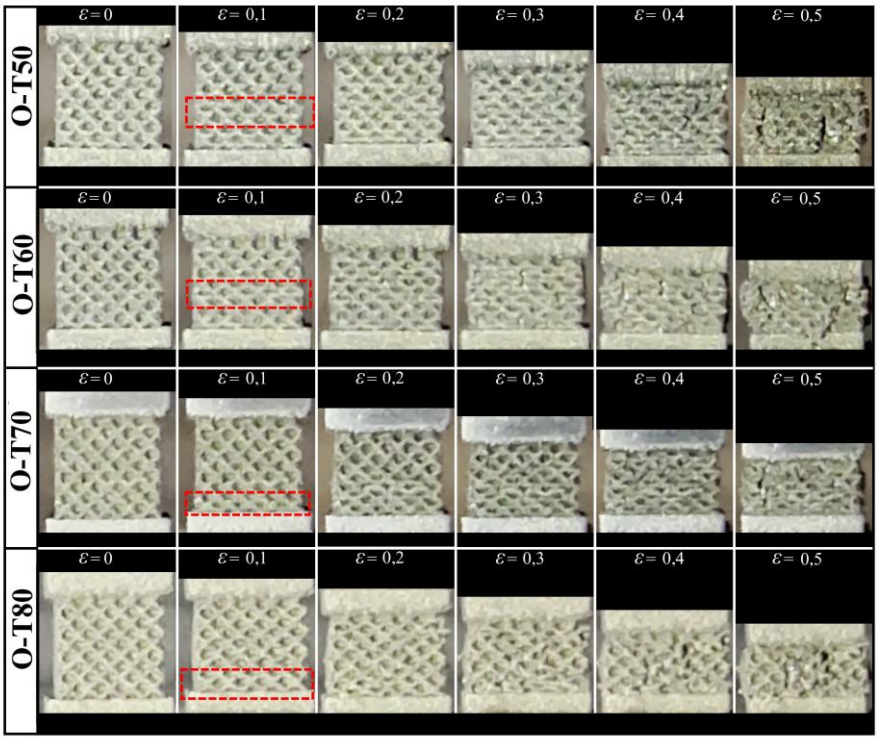
Şekil 62. CBFCC kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



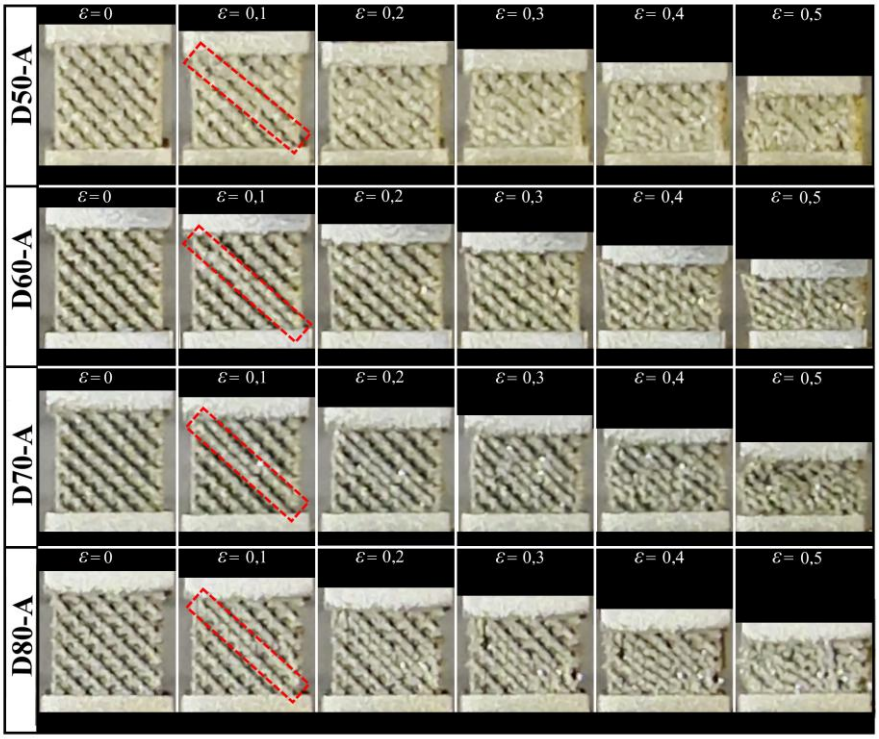
Şekil 63. CFCC kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



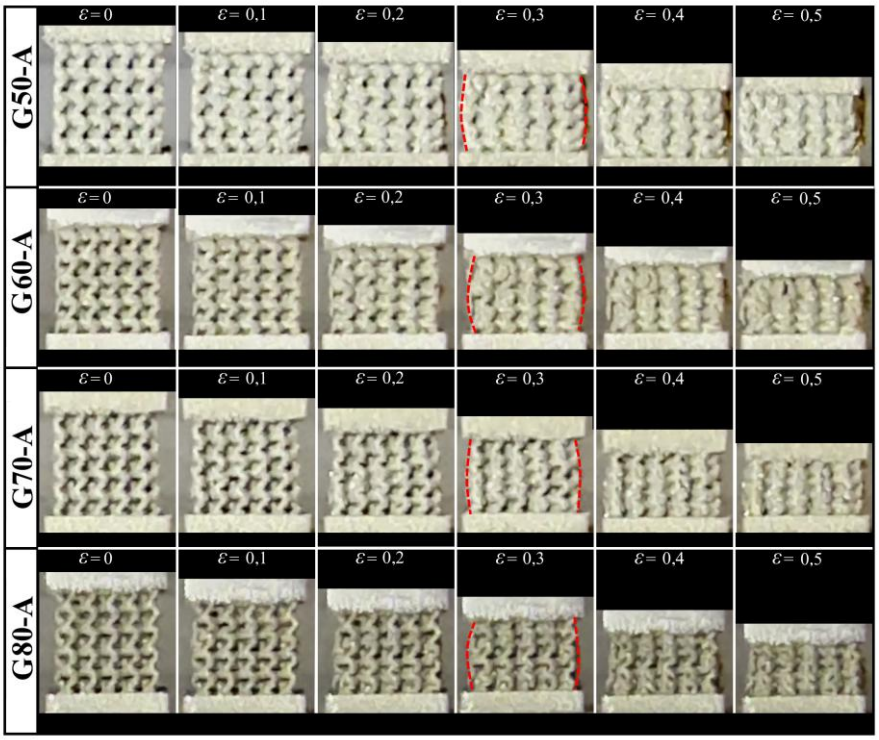
Şekil 64. Kelvin kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



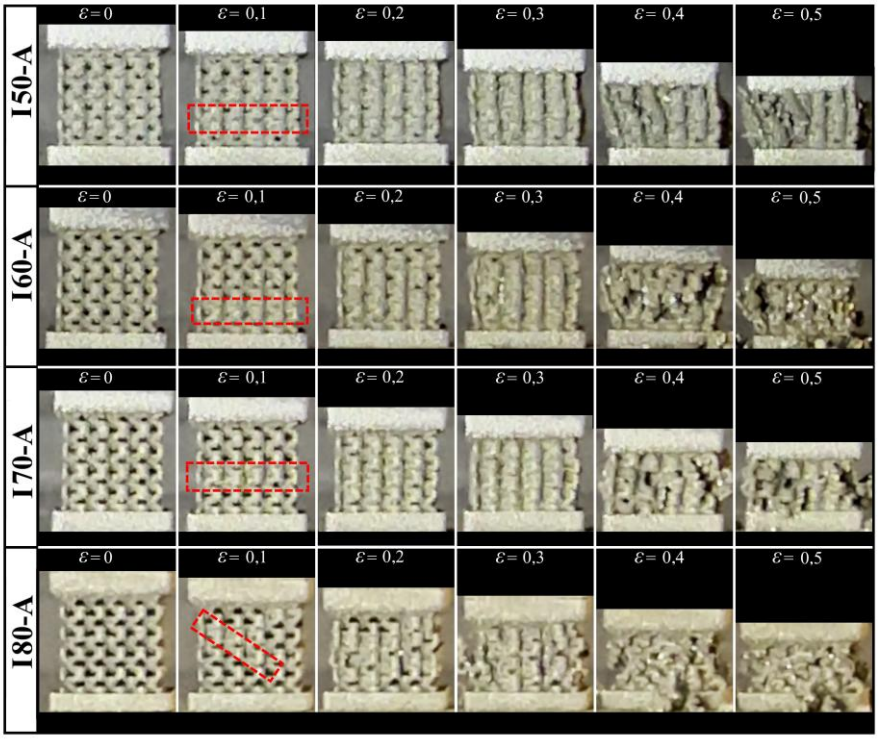
Şekil 65. Octet Truss kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



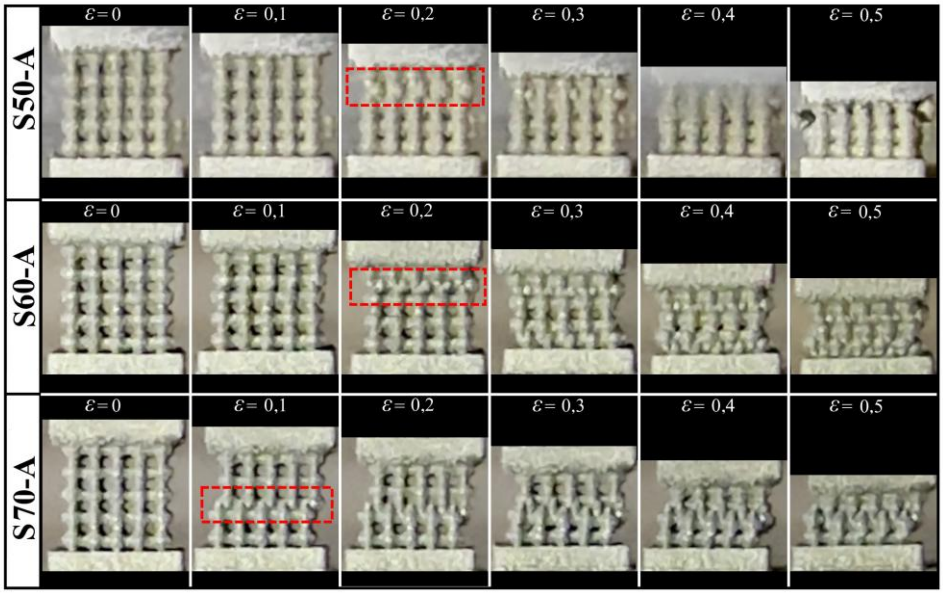
Şekil 66. Diamond Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



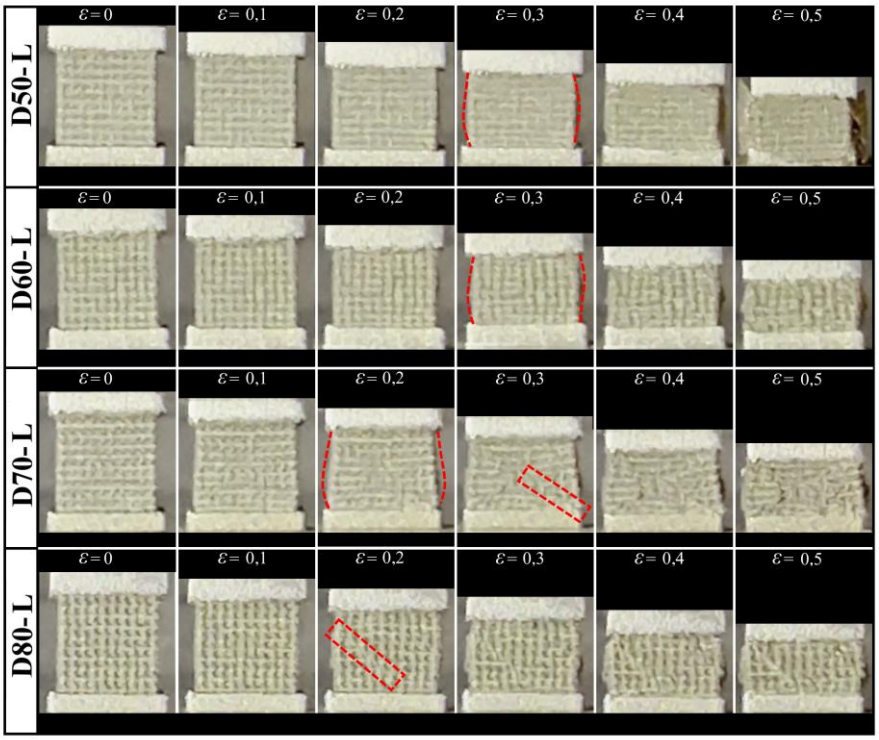
Şekil 67. Gyroid Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



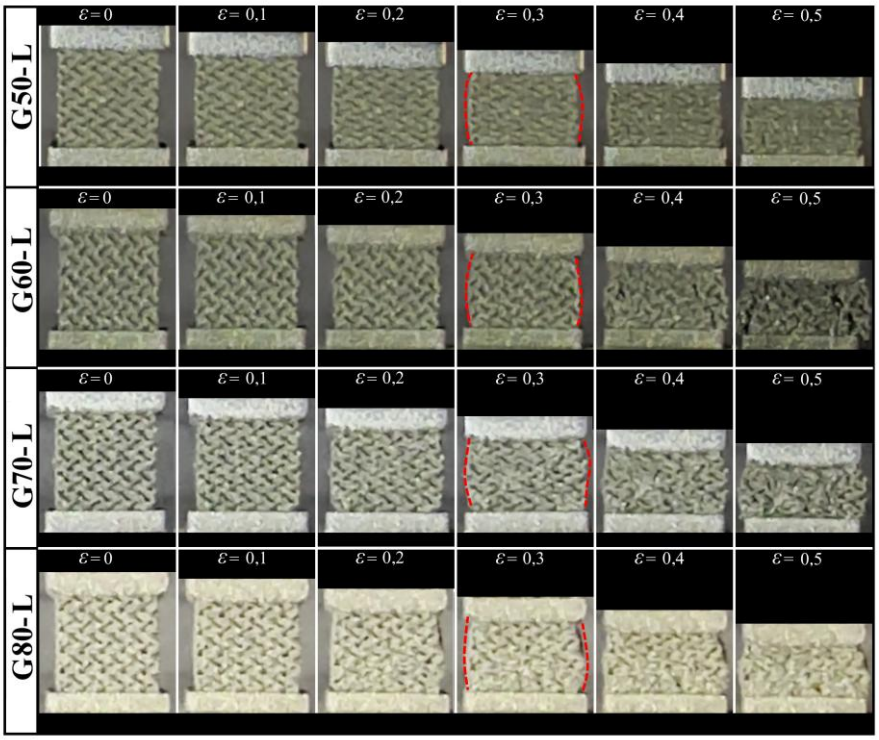
Şekil 68. I-WP Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



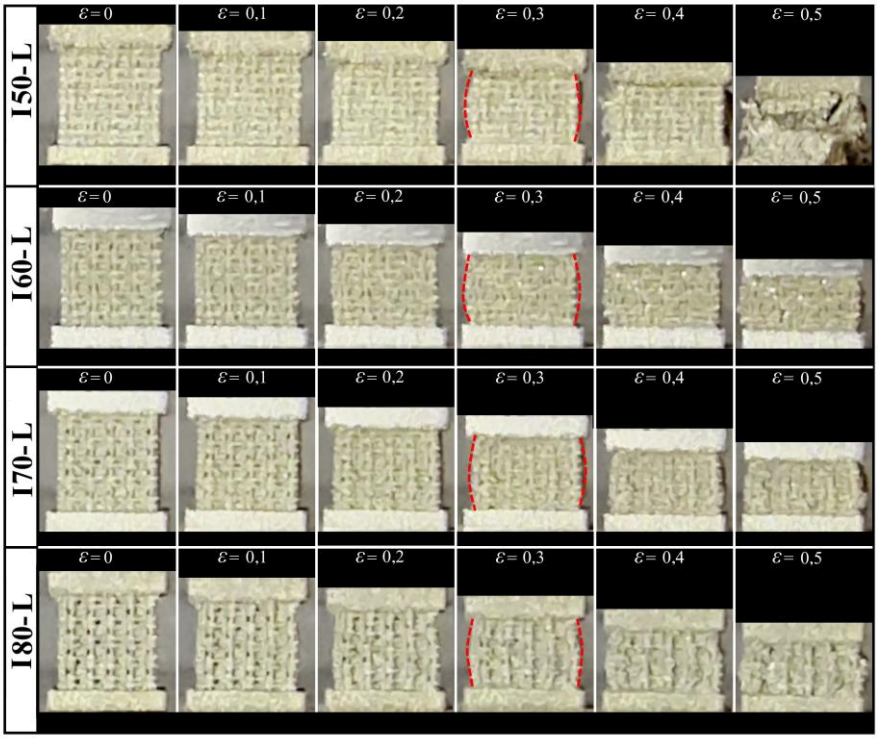
Şekil 69. Schwartz Primitive Ağ esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



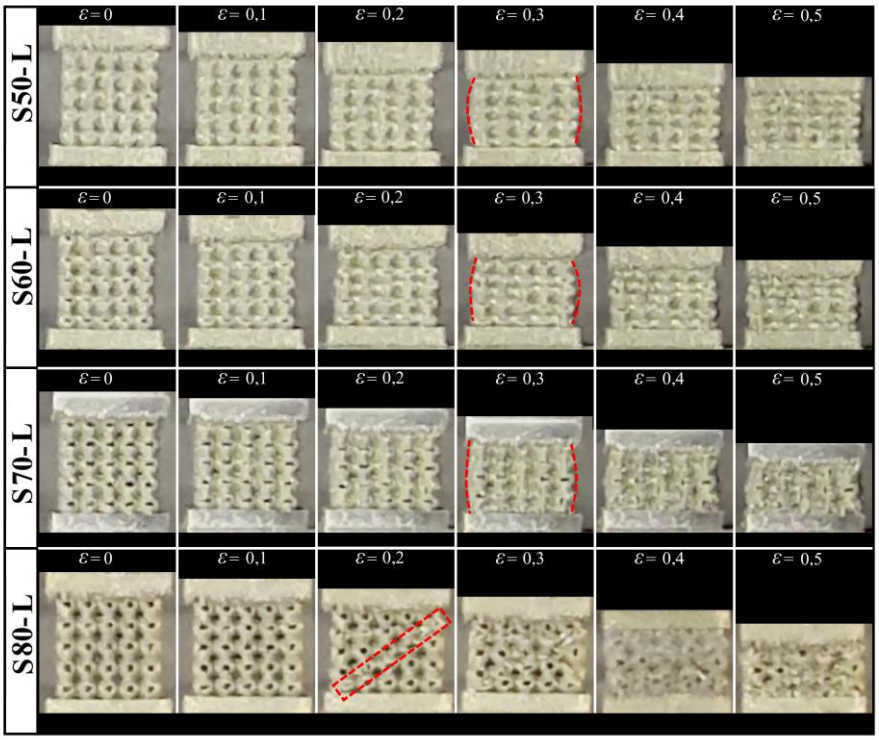
Şekil 70. Diamond Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



Şekil 71. Gyroid Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri



Şekil 72. I-WP Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri

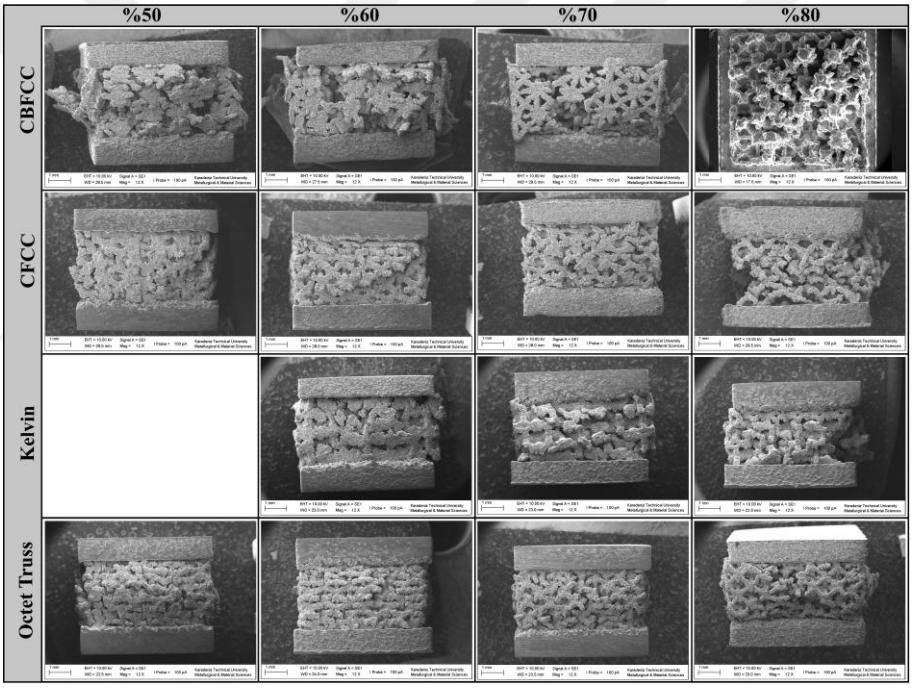


Şekil 73. Schwarz Primitive Levha esaslı kafes yapılarının basma testleri esnasında meydana gelen şekil değişim görüntüleri

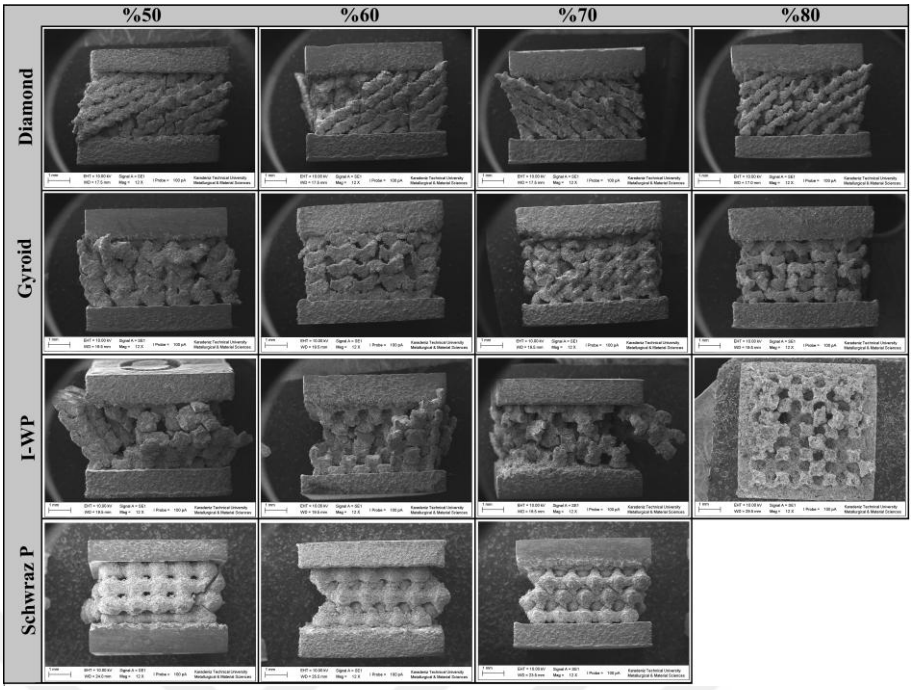
Şekil 62-73'te belirtilen deformasyon mekanizmalarının, literatürde raporlanan gözenekli kafes yapı davranışları ile büyük ölçüde uyumlu olduğu görülmektedir. Özellikle deformasyonların çoğunlukla yaklaşık 45°'lik kayma düzlemleri boyunca gerçekleşmesi, kafes yapılarda basma altında sıklıkla bildirilen karakteristik bir plastik şekil değişim olarak tanımlanmaktadır (Qui vd., 2015; Yang vd., 2019). Buna ek olarak, bazı kafes yapılarda gözlemlenen fıçılaşma tipi şekil değişimleri, kafes yapısının hacim merkezi bölgesinin sıkışması nedeniyle dışa doğru deforme olmasına neden olduğunda gözlendiği test edilen gözenekli metal yapılarda yaygın olarak rapor edilmektedir (Lazar ve vd., 2026). Literatürde birim hücre geometrisinin deformasyon mekanizması üzerinde doğrudan etkili olduğu ifade edilmektedir (Lin vd., 2023). Bu çalışmada elde edilen bulgular da farklı birim hücre tipleri ve gözeneklilik oranlarının deformasyon modlarını belirgin biçimde etkilediğini göstermekte olup, söz konusu literatür bulgularıyla örtüşmektedir.

Deneysel testlerin ardından gerçekleştirilen taramalı elektron mikroskobu görüntüleri ise şekil değişimleri hakkında detaylı bilgiler sağlamıştır. Şekil 74-76'da yer alan SEM görüntüleri, numunelerde basma testlerinde kayma düzlemindeki kırılmalar, fıçılaşma ve çökmeleri ortaya koymaktadır. Ayrıca CBFCC80 ve I80-A örneklerinde ince duvar kalınlığı

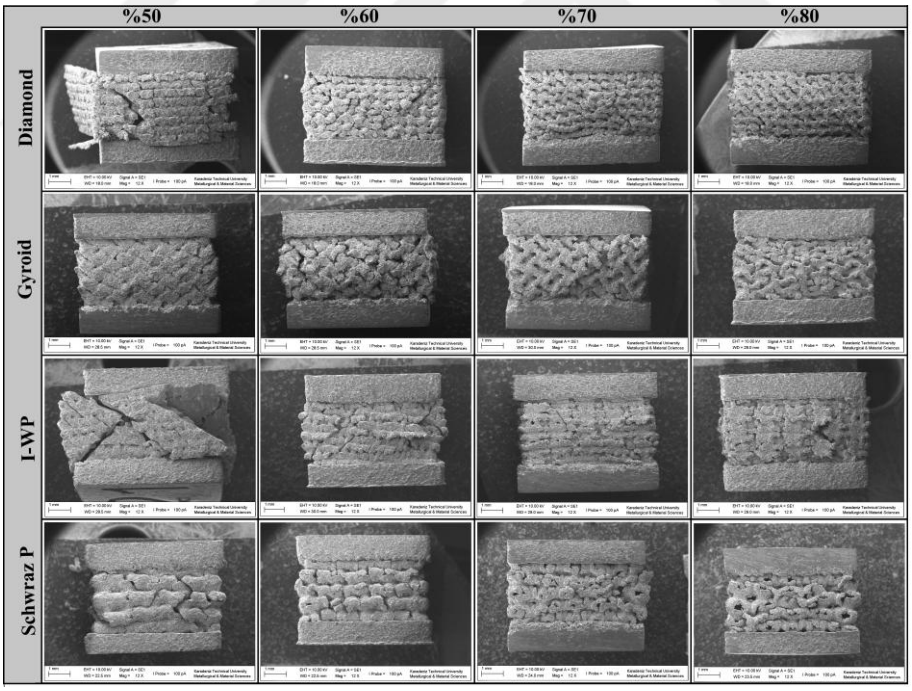
nedeniyle test sonunda numune bütünlüğü kalmamıştır. Bu nedenle bu kafes yapılarının yüklemeye dik gelen yüzeylerinden görüntüler eklenmiştir. Sunulan bu görseller, üretim parametrelerinin optimizasyonu, malzeme davranışlarının daha iyi anlaşılması ve mekanik modellemelerin doğruluğunun değerlendirilmesi açısından önemli geri bildirimler sağlamaktadır. Özellikle kayma düzlemlerinde gözlenen kırılma şekilleri, modelleme sırasında kullanılan sınır şartlarının doğruluğunu desteklerken; fıçılaşma ve çökme gibi deformasyonlar, gözeneklilik ve duvar kalınlığı gibi üretim parametrelerinin kritik önemini ortaya koymaktadır (Vasile vd., 2024). Tamamen dağılan numuneler ise düşük duvar kalınlığına sahip yapıların mekanik dayanım açısından güvenilir olmadığını göstermekte ve bu bölgelerde yapısal optimizasyon ihtiyacına işaret etmektedir (Mat Samudin vd., 2025).



Şekil 74. Kiriş esaslı kafes numunelerinin SEM görüntüleri



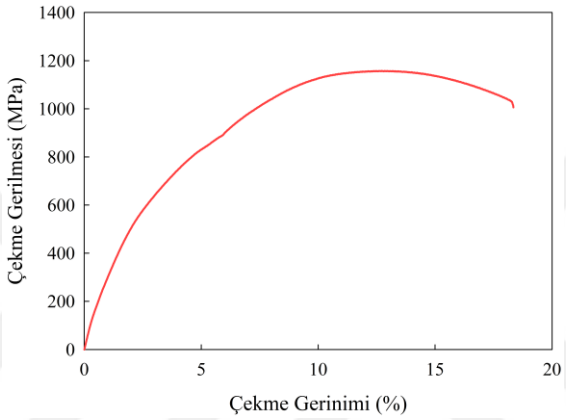
Şekil 75. Ağ esaslı ÜPMY esaslı kafes numunelerinin SEM görüntüleri



Şekil 76. Levha esaslı ÜPMY esaslı kafes numunelerinin SEM görüntüleri

3.2.3. Sayısal Sonuçlar

Bu bölümde, sayısal basma analizlerinden elde edilen veriler ayrıntılı olarak sunulmuştur. Basma testlerinin sayısal olarak incelenmesinde, analiz parametresi olarak tanımlanan Ti6Al4V alaşımının elastik modül değeri, deneysel çekme testleri sonucunda elde edilmiştir. Çekme testleri ile tez kapsamındaki üretim prosesinde kullanılan Ti6Al4V alaşımının mekanik özellikleri belirlenmiştir. Şekil 77 ve Tablo 15'te üç adet çekme numunesine ait test sonuçları verilmiştir.



Şekil 77. Eklemeli imalat ile üretilen çekme numunesinin çekme test sonuçları

Tablo 15. Çekme numunelerinin test sonuçları

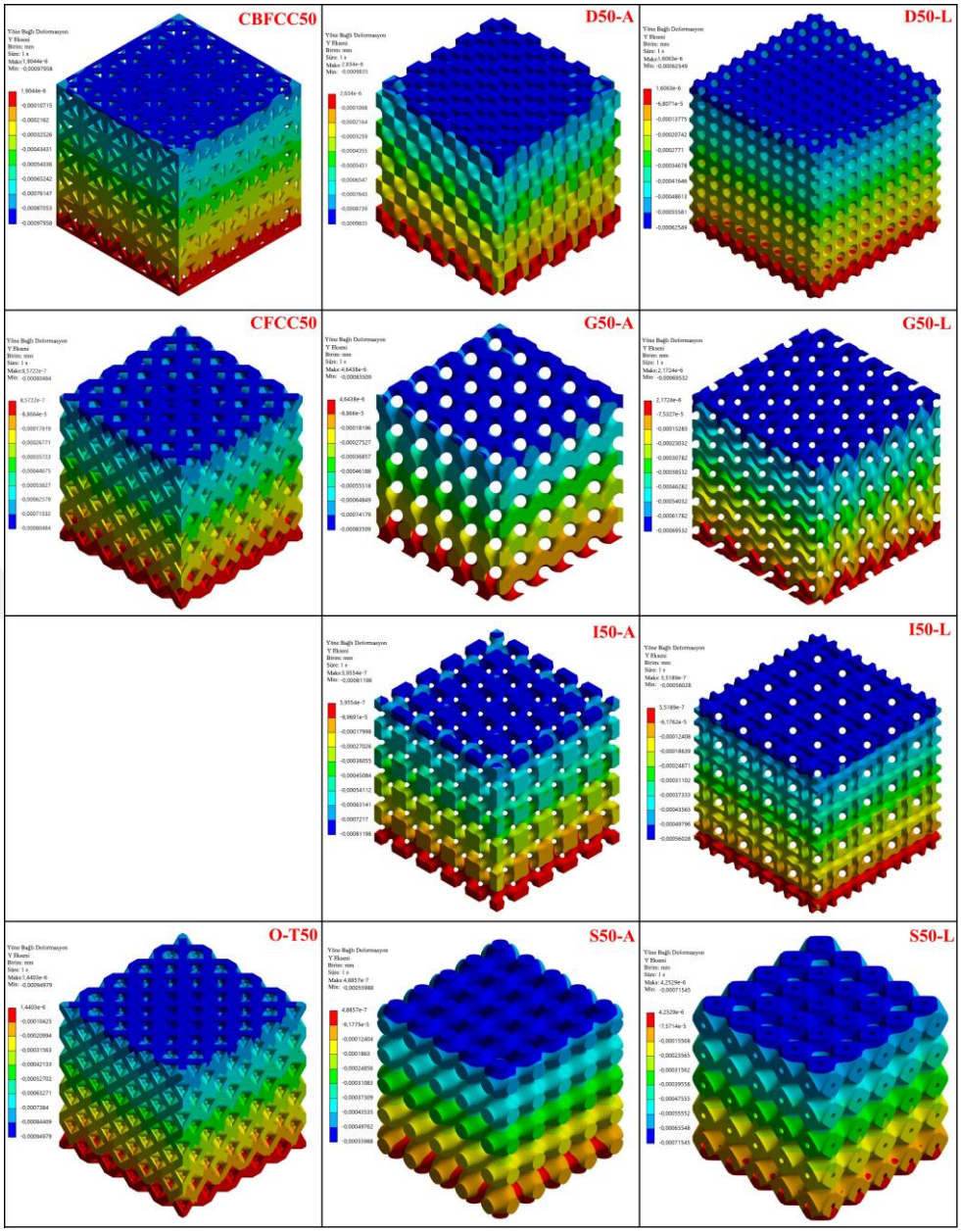
Numune Numarası	Maksimum Çekme Gerilmesi	Çekme Gerilmesinde Akma (Ofset %0,2) (MPa)	Elastik Modül (MPa)	Ortalama Elastik Modül (MPa)
1	1109,42	595,25	29006,12	
2	1090,48	712,94	29219,59	29084,47
3	1104,07	678,59	29027,71	

Tablo 16'da her bir kafes tipine ait yöne bağlı yer değiştirme miktarı ve yapılarda oluşan makisimum gerilme değerleri sunulmaktadır. Tablo 16 incelendiğinde, aynı mimari yapı içerisinde gözeneklilik arttıkça deformasyon (yer değiştirme miktarı) miktarının ve von-Mises gerilme değerlerinin arttığı görülmektedir. Bu durum, artan gözeneklilikle birlikte katı hacmin azalmasına bağlıdır. Yapılar zayıfladıkça, yükleme esnasında yük taşıma kapasitesi de azalmaktadır (Wang vd., 2020). %50'den %80 gözenekliliğe ulaşan her mimari

türü için aynı durumun yaşanması oldukça anlaşılabilir bir durumdur. Şekil 78'de %50 gözenekliliğe sahip kafes yapıların yöne bağlı yer değiştirme görseli verilmiştir. Tüm yapılarda benzer şekil değişim dağılımları gözlenmiştir. Bu dağılım diğer gözenekli modellerde de aynı profile sahiptir. %60, %70 ve %80 gözenekliliğe sahip kafes yapılarına ait yöne bağlı yer değiştirme görselleri ise sırasıyla Ek 1, Ek 2 ve Ek 3'te verilmiştir.

Tablo 16. Kafes yapılarına ait statik analiz sonuçları

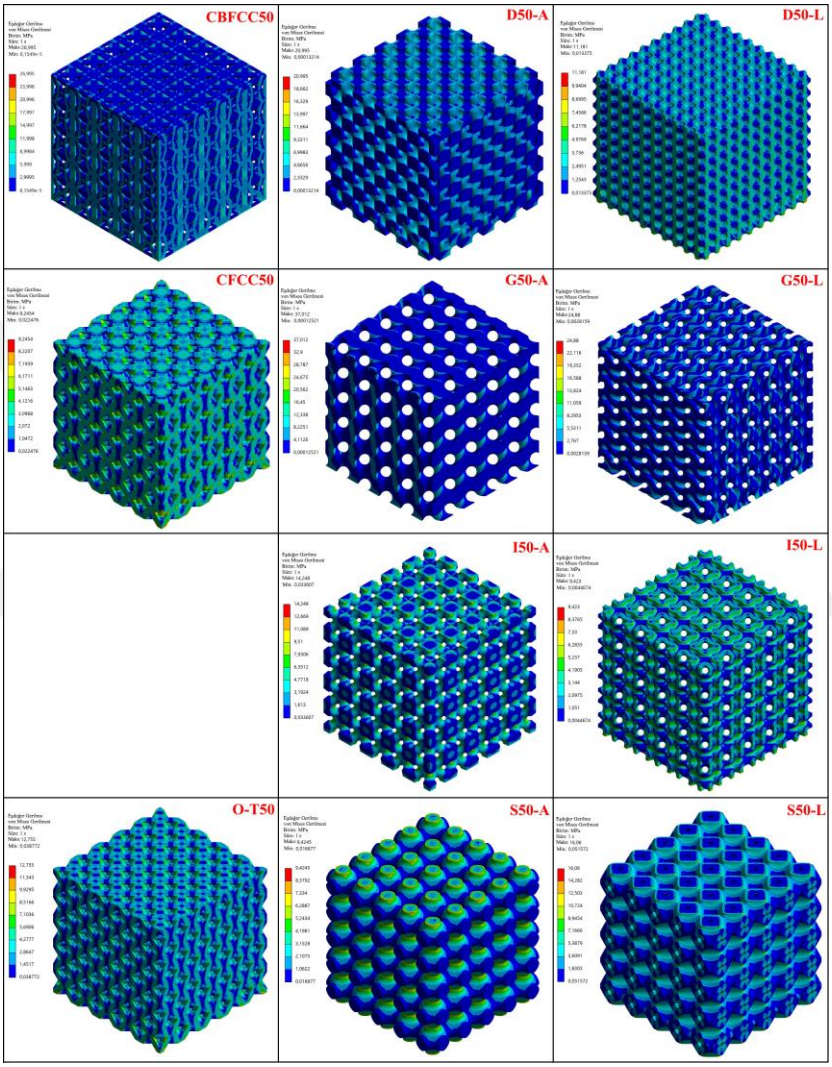
Kafes Yapısı	Yöne Bağlı Yer Değiştirme (y ekseni) (mm)	Maksimum von-Mises Gerilmesi (MPa)	Kafes Yapısı	Yöne Bağlı Yer Değiştirme (y ekseni) (mm)	Maksimum von-Mises Gerilmesi (MPa)
CBFCC50	0,00097958	27,00	**I50-A**	0,00081198	14,25
CBFCC60	0,00150350	34,06	**I60-A**	0,00144770	23,13
CBFCC70	0,00243840	27,54	**I70-A**	0,00295170	39,63
CBFCC80	0,00441180	56,91	**I80-A**	0,00768890	72,46
CFCC50	0,00080484	9,25	**S50-A**	0,00055988	9,42
CFCC60	0,00119420	12,10	**S60-A**	0,00081030	13,82
CFCC70	0,00187030	17,20	**S70-A**	0,00141830	31,55
CFCC80	0,00329080	28,04	**D50-L**	0,00062549	11,18
K60	0,00095311	23,17	**D60-L**	0,00087240	16,30
K70	0,00165850	33,51	**D70-L**	0,00128120	23,02
K80	0,00374410	57,27	**D80-L**	0,00208880	38,65
O-T50	0,00094979	12,76	**G50-L**	0,00069532	24,88
O-T60	0,00148070	38,58	**G60-L**	0,00100570	38,63
O-T70	0,00241990	55,12	**G70-L**	0,00153830	58,61
O-T80	0,00440900	81,84	**G80-L**	0,00263640	118,81
D50-A	0,00098351	21,00	**I50-L**	0,00056028	9,42
D60-A	0,00155450	25,04	**I60-L**	0,00081807	12,25
D70-A	0,00269660	29,21	**I70-L**	0,00131870	14,98
D80-A	0,00585720	55,87	**I80-L**	0,00256640	28,30
G50-A	0,00083509	37,01	**S50-L**	0,00071545	16,06
G60-A	0,00131970	55,26	**S60-L**	0,00114110	15,89
G70-A	0,00238740	194,61	**S70-L**	0,00197460	21,17
G80-A	0,00570900	765,23	**S80-L**	0,00396160	31,26



Şekil 78. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının yöne bağlı şekil değiştirme görseli

Akma kriteri olarak değerlendirilen von-Mises gerilme değerleri açısından yapılar arasında büyük farklılıklar bulunmamaktadır. Ancak, G70-A ve G80-A kafes yapılarında gerilme değerleri diğer yapılara kıyasla oldukça yüksektir. Şekil 79, %50 gözeneklilikteki kafes yapılarında meydana gelen von-Mises gerilmelerinin yapı yüzeylerindeki dağılımını göstermektedir. Resimden de anlaşıldığı gibi, gerilmelerin en dış cidarlarda yoğunlaşmış ve oldukça küçük bir alanda meydana gelmiştir. Genel olarak, kafes yapılarında gerilme yoğunlukları birim hücrelerin bağlantı noktalarında yoğunlaşmaktadır. Bu durum, düğüm noktalarının oluşumu veya boyun bölgesi olarak ifade edilebilecek birleşimlerden

kaynaklanmaktadır. Karri ve Kambagowni (2024), kiriş ve levha esaslı birim hücreli yapılarda eklem bölgelerinde gerilmenin yoğunlaştığını sayısal olarak göstermiştir. Bu eğilim, gözeneklilik düzeyi değişse de niteliksel olarak korunmaktadır. %60, %70 ve %80 gözenekliliğe sahip kafes yapılara ait gerilme dağılım profilleri sırasıyla Ek 4, Ek 5 ve Ek 6'da sunulmuştur.



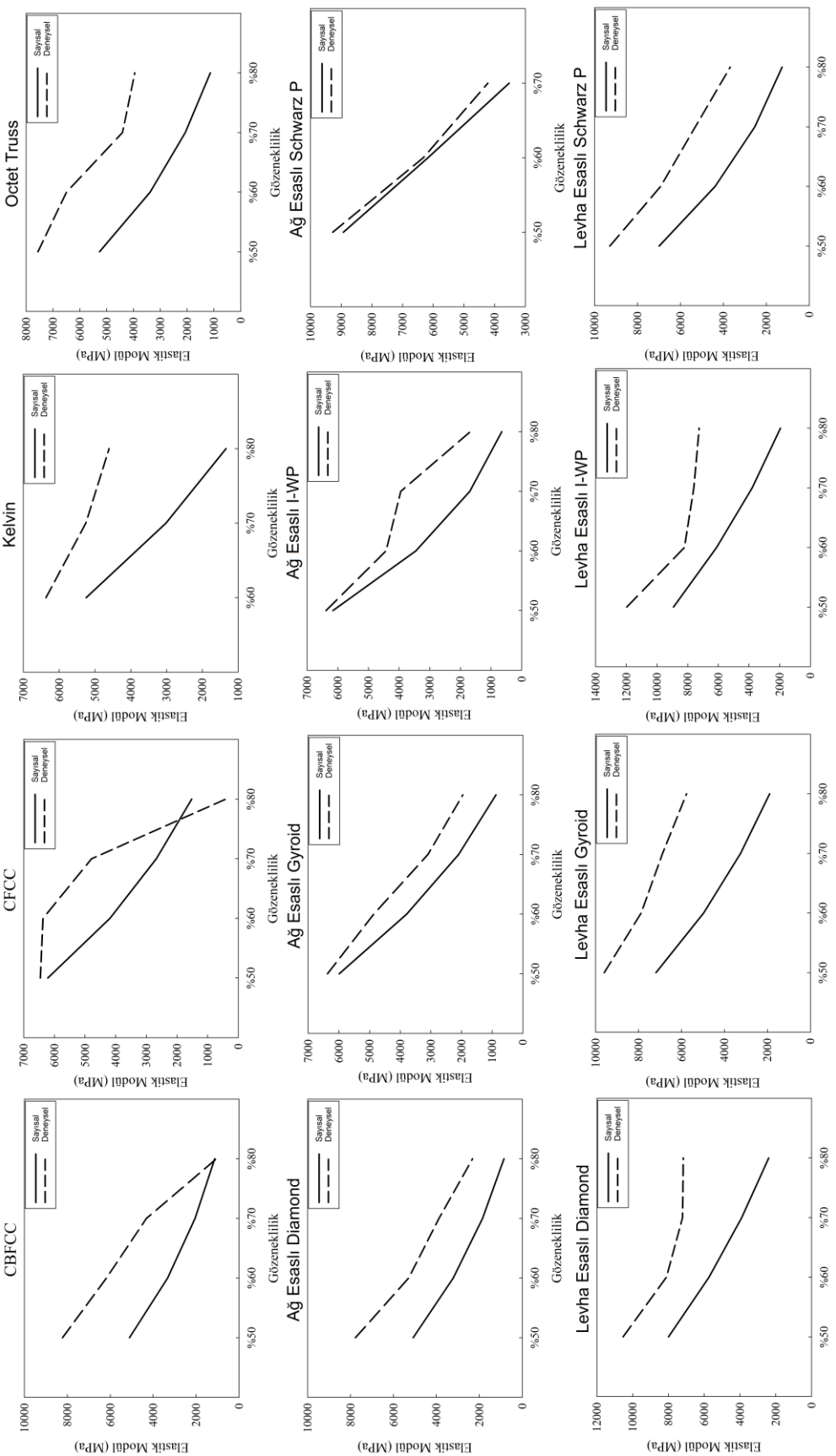
Şekil 79. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının von-Mises gerilmelerinin yapı yüzeylerindeki dağılım profilleri

Sayısal analizler sonucu, her bir kafes yapısında oluşan yöne bağlı yer değiştirme verilerine göre, efektif elastik modül değerleri hesaplanmıştır. Efektif elastik modülleri (E_{ef}), Hooke Kanunu esas alınarak (Denklem 7) belirlenmiştir. Hesaplanan efektif elatik modül değerleri Tablo 17'de sunulmuştur.

Tablo 17. Sayısal olarak yapılan basma test sonuçlarına göre hesaplanan efektif elastik modüller

Kafes Yapısı	Efektif Elastik Modül (MPa)	Kafes Yapısı	Efektif Elastik Modül (MPa)	Kafes Yapısı	Efektif Elastik Modül (MPa)
CBFCC50	5104,228	**D50-A**	5083,83	**D50-L**	7993,73
CBFCC60	3325,574	**D60-A**	3216,47	**D60-L**	5731,32
CBFCC70	2050,525	**D70-A**	1854,19	**D70-L**	3902,59
CBFCC80	1133,324	**D80-A**	853,65	**D80-L**	2393,72
CFCC50	6212,415	**G50-A**	5987,38	**G50-L**	7190,93
CFCC60	4186,903	**G60-A**	3788,74	**G60-L**	4971,66
CFCC70	2673,368	**G70-A**	2094,33	**G70-L**	3250,34
CFCC80	1519,387	**G80-A**	875,81	**G80-L**	1896,53
K60	5245,984	**I50-A**	6157,79	**I50-L**	8924,11
K70	3014,772	**I60-A**	3453,75	**I60-L**	6111,95
K80	1335,434	**I70-A**	1693,94	**I70-L**	3791,61
O-T50	5264,322	**I80-A**	650,29	**I80-L**	1948,25
O-T60	3376,781	**S50-A**	8930,49	**S50-L**	6988,61
O-T70	2066,201	**S60-A**	6170,55	**S60-L**	4381,74
O-T80	1134,044	**S70-A**	3525,35	**S70-L**	2532,16
				S80-L	1262,12

Sayısal analizlerde E_{ef} değerleri (Tablo 18), doğrusal-elastik malzeme davranışı, kusursuz geometri ve birleşimler, küçük şekil değiştirmeler ile homojen yükleme ve sınır koşulları gibi ideal varsayımlara dayanmaktadır. Buna karşılık, deneysel ölçümler (Tablo 15); malzeme ve üretim toleransları, düğüm–boyun bölgelerinde oluşan kusurlar, numune boyut ve ölçek etkileri, basma/yükleme düzeneklerinden kaynaklanan sürtünme ve hizalama hataları ile ölçüm belirsizliklerini içermektedir (Boniotti vd., 2020; Boniotti vd., 2022; Dallago vd., 2021) . Toplam 46 adet kafes yapısının sayısal ve deneysel basma testi verilerinden elde edilen efektif elastik modül değerleri, bu farklılıkları belirlemek ve nedenlerini tespit etmek amacıyla karşılaştırılmıştır (Şekil 80).



Şekil 80. Kafes yapılarına ait deneysel ve sayısal elastik modül verilerinin karşılaştırılması

Şekil 80'de görülen farklar üretim yöntemi bağlı olarak oluştuğu düşünülmektedir. Ancak, grafiklerdeki genel eğilim (gözeneklilik arttıkça efektif elastik modülün azalması) her iki yöntem için de benzer şekilde oluşmuştur. Eklemeli imalat ile üretilen numunelerin SEM incelemeleri neticesinde, CAD modellerinden boyutsal olarak farklı olmaları literatürce bilinmektedir (Kladovasilakis vd., 2023). Ancak toz yapışması gibi gözeneklilik hacminin azalması veya eksik enerjiden kaynaklı üretim kusurları mekanik etkiyi doğrudan etkildiği yapılan karşılaştırmalar sonucunda açıkça görülmüştür (Kladovasilakis vd., 2022). Kiriş esaslı kafes yapılarında sayısal ve deneysel veriler arasında farklı sapma oranları gözlemlenmiştir. CBFCC mimarisinde gözeneklilik arttıkça efektif elastik modülde azalış lineer bir eğilim göstermekte olup, %80 gözeneklilikte deneysel ve sayısal veriler neredeyse tamamen örtüşmektedir. CFCC yapısında da benzer bir eğilim görülmekle birlikte, %80 gözeneklilikte elde edilen model sonuçları diğer gözeneklilik değerlerinden farklılık göstermiştir. Bu farklılığın temel nedeni, SEM görüntülerinden tespit edilen eksik enerji kaynaklı kiriş birleşimlerinin zayıflamasıdır. Yük taşıma kapasitesini belirleyen kirişlerin bağlantı noktalarında, özellikle sayısal analizlerde gerilme yığılması olarak tespit edilen bölgelerde üretim kusurlarının etkili olduğu düşünülmektedir. Veri karşılaştırmalarında, en düşük farkın ağ esaslı ÜPMY kafes yapılarında olduğu belirlenmiştir. Üretim boyutsal farklılıklarının (Tablo 14) en düşük olduğu Gyroid ve Schwarz Primitive mimarileri, birbirine oldukça yakın sonuçlar sunmaktadır. Levha esaslı ÜPMY yapılarında ise artan gözeneklilik ile efektif elastik modül değerlerinde benzer bir azalış eğilimi gözlemlense de deneysel ve sayısal sonuçlar arasındaki farklar daha yüksektir. Bu durum, üretim sonucunda toz yapışmasından kaynaklı olarak hedeflenen gözenekliliğin azalmasıyla açıklanabilir. Bu tür deneysel–sayısal farklılıkların literatürde de sıklıkla rapor edildiği ve birim hücre boyutunun optimize edilmesi ya da üretim parametrelerinin (lazer gücü, tarama hızı vb.) yeniden düzenlenmesi gibi alternatif çözüm yaklaşımlarının önerildiği bilinmektedir (Kaya vd., 2025; Thompson vd., 2025).

3.3. Kafes Yapıların Akış Analizi Sonuçları

3.3.1. Doğrulama Çalışması

Tablo 9'da verilen parametreler kullanılarak %80 gözenekliliğe sahip levha esaslı Schwarz Primitive kafes yapısı için gerçekleştirilen akış analizleri sonucunda elde edilen

basınç dağılımı, geçirgenlik ve duvar kayma gerilme değerlerinin, referans çalışmada rapor edilen sonuçlarla yüksek düzeyde uyum gösterdiği belirlenmiştir (Tablo 18).

Tablo 18. Doğrulama çalışması sonuçlarının karşılaştırılması

	Basınç (Pa)	**Geçirgenlik (m^2)**	**Maksimum Duvar Kayma Gerilmesi (Pa)**
Referans Çalışması	$6{,}964 \times 10^{-1}$	$2{,}48 \times 10^{-9}$	$7{,}209 \times 10^{-2}$
Doğrulama Çalışması	$7{,}657 \times 10^{-1}$	$2{,}31 \times 10^{-9}$	$6{,}83 \times 10^{-2}$
Fark (%)	%9,99	%6,85	%5,26

Tablo 18 incelendiğinde, iki çalışmanın sonuçları arasındaki farkın %10'un altında kaldığı görülmektedir. Bu farklılığın temel nedeni, yüzey esaslı kafes yapılarının modellenmesinde kullanılan kriterlerin değişkenlik göstermesidir. Özellikle, yüzey kalınlığının tanımlanma yöntemi, gözeneklilik hesaplama yaklaşımı ve sayısal modellemede kullanılan sınır koşulları gibi parametrelerdeki değişiklikler, elde edilen sonuçlarda sapmalara yol açabilmektedir (Zhang vd., 2023). Dolayısıyla, yapılan doğrulama çalışmasında referans ile birebir aynı değerlerin elde edilememesi, yüzey esaslı yapıların doğasından kaynaklanan modelleme farklılıkları ile açıklanabilmektedir.

3.3.2. Geçirgenlik

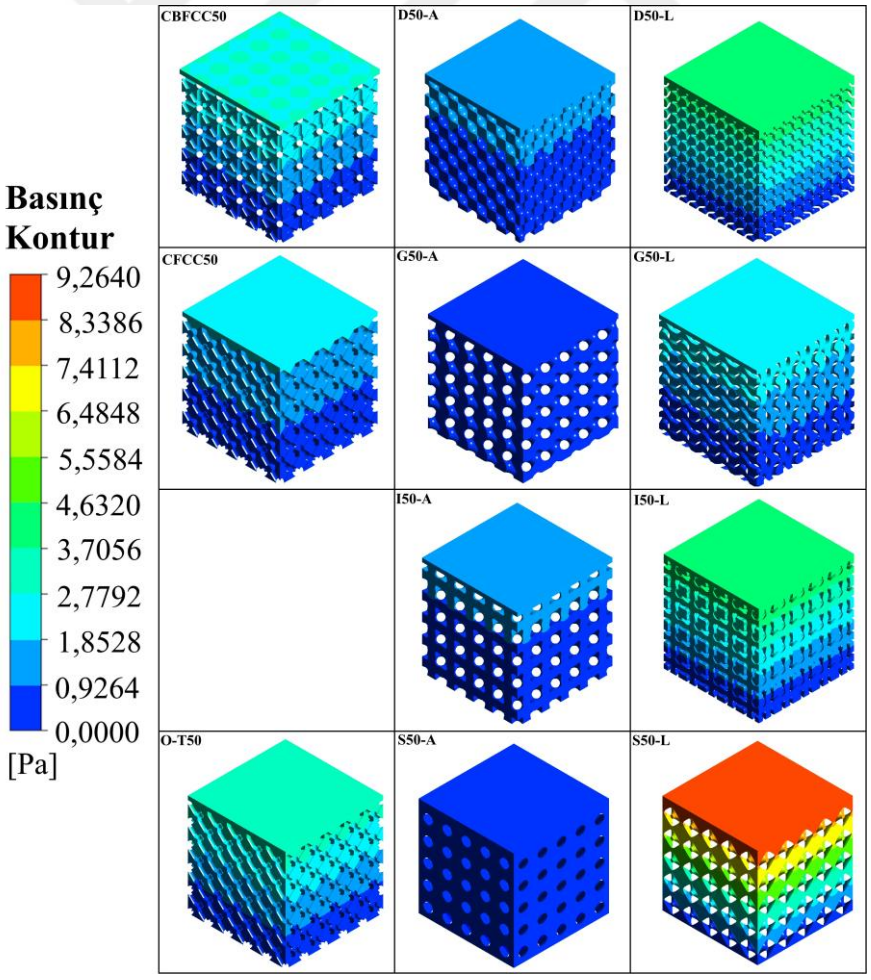
Hesaplamalı akışkanlar dinamiği analiz sonuçlarına göre kafes yapıların akış giriş yüzey alanı (A) ve basınç farkı (ΔP) kaydedilmiştir (Tablo 19). Genel olarak gözeneklilik oranının %50'den %80'e yükselmesiyle birlikte tüm kafes mimarilerinde basınç farkı (ΔP) değerlerinin düzenli bir biçimde azaldığı görülmektedir. Bu eğilime paralel olarak, akış giriş yüzey alanında belirgin bir artış meydana gelmektedir. Artan gözeneklilik oranı, yapı içerisindeki katı hacminin azalmasına ve buna bağlı olarak duvar kalınlıklarının incelmesine neden olmakta; sonuç olarak akışın ilk temasındaki kesit alanı genişlemektedir.

Tablo 19. Kafes yapılarının akış giriş yüzey alanı ve basınç düşüş değerleri

Kafes Yapısı	A (m^2)	ΔP (Pa)	Kafes Yapısı	A (m^2)	ΔP (Pa)
CBFCC50	$5{,}255 \times 10^{-6}$	2,4223	**I50-A**	$1{,}601 \times 10^{-5}$	1,3039
CBFCC60	$7{,}122 \times 10^{-6}$	1,4381	**I60-A**	$1{,}786 \times 10^{-5}$	0,7261
CBFCC70	$9{,}404 \times 10^{-6}$	0,8696	**I70-A**	$1{,}947 \times 10^{-5}$	0,4216
CBFCC80	$1{,}229 \times 10^{-5}$	0,5196	**I80-A**	$2{,}103 \times 10^{-5}$	0,2560
CFCC50	$8{,}860 \times 10^{-6}$	1,8067	**S50-A**	$2{,}030 \times 10^{-5}$	0,7024
CFCC60	$1{,}058 \times 10^{-5}$	1,0630	**S60-A**	$2{,}212 \times 10^{-5}$	0,3809
CFCC70	$1{,}256 \times 10^{-5}$	0,6442	**S70-A**	$2{,}373 \times 10^{-5}$	0,2228
CFCC80	$1{,}493 \times 10^{-5}$	0,3871	**D50-L**	$1{,}079 \times 10^{-5}$	4,4228
K60	$1{,}321 \times 10^{-5}$	0,8766	**D60-L**	$1{,}282 \times 10^{-5}$	2,6396
K70	$1{,}537 \times 10^{-5}$	0,5045	**D70-L**	$1{,}519 \times 10^{-5}$	1,7265
K80	$1{,}762 \times 10^{-5}$	0,2992	**D80-L**	$1{,}785 \times 10^{-5}$	1,2036
O-T50	$1{,}105 \times 10^{-5}$	2,8876	**G50-L**	$1{,}359 \times 10^{-5}$	2,5235
O-T60	$1{,}267 \times 10^{-5}$	1,5557	**G60-L**	$1{,}638 \times 10^{-5}$	1,6279
O-T70	$1{,}443 \times 10^{-5}$	0,9042	**G70-L**	$1{,}876 \times 10^{-5}$	1,1002
O-T80	$1{,}657 \times 10^{-5}$	0,5279	**G80-L**	$2{,}100 \times 10^{-5}$	0,7711
D50-A	$1{,}258 \times 10^{-5}$	1,3504	**I50-L**	$1{,}587 \times 10^{-5}$	4,5182
D60-A	$1{,}612 \times 10^{-5}$	0,7765	**I60-L**	$1{,}800 \times 10^{-5}$	2,5112
D70-A	$1{,}867 \times 10^{-5}$	0,4691	**I70-L**	$2{,}007 \times 10^{-5}$	1,5706
D80-A	$2{,}061 \times 10^{-5}$	0,2816	**I80-L**	$2{,}176 \times 10^{-5}$	1,0606
G50-A	$1{,}251 \times 10^{-5}$	0,8167	**S50-L**	$1{,}451 \times 10^{-5}$	9,1599
G60-A	$1{,}458 \times 10^{-5}$	0,4947	**S60-L**	$1{,}693 \times 10^{-5}$	2,5356
G70-A	$1{,}677 \times 10^{-5}$	0,3180	**S70-L**	$1{,}909 \times 10^{-5}$	1,2026
G80-A	$1{,}947 \times 10^{-5}$	0,1928	**S80-L**	$2{,}113 \times 10^{-5}$	0,6971

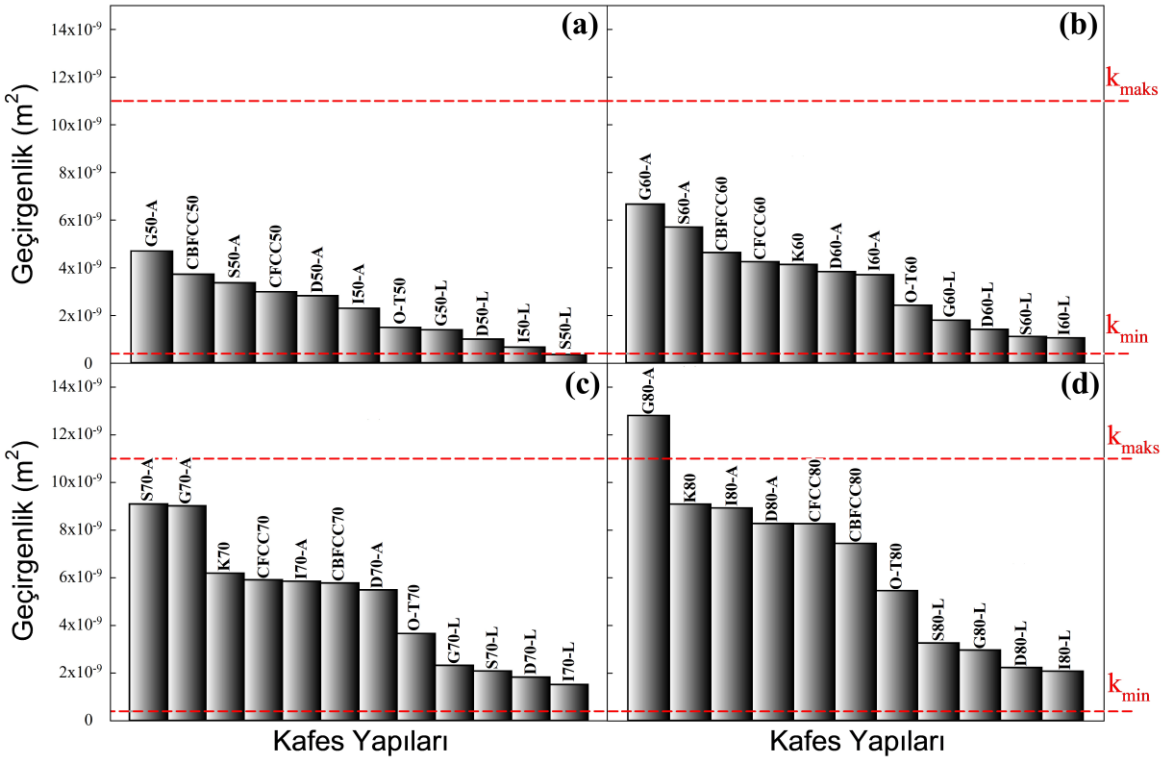
Ağ esaslı mimariler (Diamond-A, Gyroid-A, I-WP-A, Schwarz-A) en düşük ΔP değerlerini üretmektedir. Nicel olarak ΔP'nin gözeneklilik ile lineer olarak azaldığı görülmektedir. Örneğin, Gyroid-A'da ΔP değeri 0,8167 Pa'dan 0,1928 Pa'a; I-WP-A'da 1,3039 Pa'dan 0,2560 Pa'a düşüş göstermektedir. Levha esaslı mimariler (Diamond-L, Gyroid-L, I-WP-L, SchwarzP-L) aynı gözeneklilik değerlerinde en yüksek ΔP'yi üretmektedir. Örneğin, SchwarzP-L'de %50 gözeneklilikte ΔP 9,1599 Pa ile tüm tablo içinde en yüksek değerlerden biridir. Gözeneklilik arttıkça bu değerler azalmaktadır: Gyroid-

L'de 2,5235 Pa'dan 0,7711 Pa'a, I-WP-L'de 4,5182 Pa'dan 1,0606 Pa'a, Diamond-L'de ise 4,5182 Pa'dan 0,6971 Pa'a doğru bir azalış gözlemlenmektedir. Kiriş esaslı mimariler (CBFCC, CFCC, Kelvin, Octet-Truss) ΔP bakımından orta seviyede değerler üretmektedir. Gözeneklilik arttıkça düzenli bir azalma görülmektedir. Kirişlerin bağlantı bölgelerinde daralmalar oluşabildiğinden, ağ esaslı mimarilere kıyasla ΔP değerleri daha yüksek olsa da levha esaslı yapılara göre daha fazla sıvı geçişine imkan tanımaktadır. Nicel olarak, CBFCC'de ΔP 2,4223 Pa'dan 0,5196 Pa'a, CFCC'de 1,8067 Pa'dan 0,3871 Pa'a, Octet-Truss'ta 2,8876 Pa'dan 0,5279 Pa'a, Kelvin yapısında ise 0,8766 Pa'dan 0,2992 Pa'a düşmektedir. Sonuç olarak, Tablo 19'da ortaya konan veriler, seçilen mimarinin akış performansını doğrudan belirlediğini açıkça göstermektedir. %50 gözenekliliğe sahip kafes yapılarına ait, aynı maksimum basınç değerine göre normalize edilmiş basınç dağılım konturleri Şekil 81'de sunulmuştur. Diğer gözeneklilik seviyelerindeki kafes yapılarına ait basınç dağılımı görselleri ise Ek 7, Ek 8 ve Ek 9'da verilmiştir.



Şekil 81. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarına ait akış hacminde oluşan basınç dağılımları

Tablo 19'da kaydedilen yüzey alanı ve basınç değerlerine göre her kafes yapısı için geçirgenlik değeri hesaplanmıştır (Denklem 7). İnsan trabeküler kemiğinin geçirgenlik değeri Grimm ve Williams tarafından 0,4-11x10^{-9} m^2 aralıkta olduğu ifade edilmiştir (Grimm & Williams, 1997). Literatürde yer alan bu değerler bu çalışma için referans olarak kabul edilip minimum (0,4x10^{-9} m^2) ve maksimum (11x10^{-9} m^2) geçirgenlik olarak elde edilen değerler ile karşılaştırılmıştır (Şekil 82).



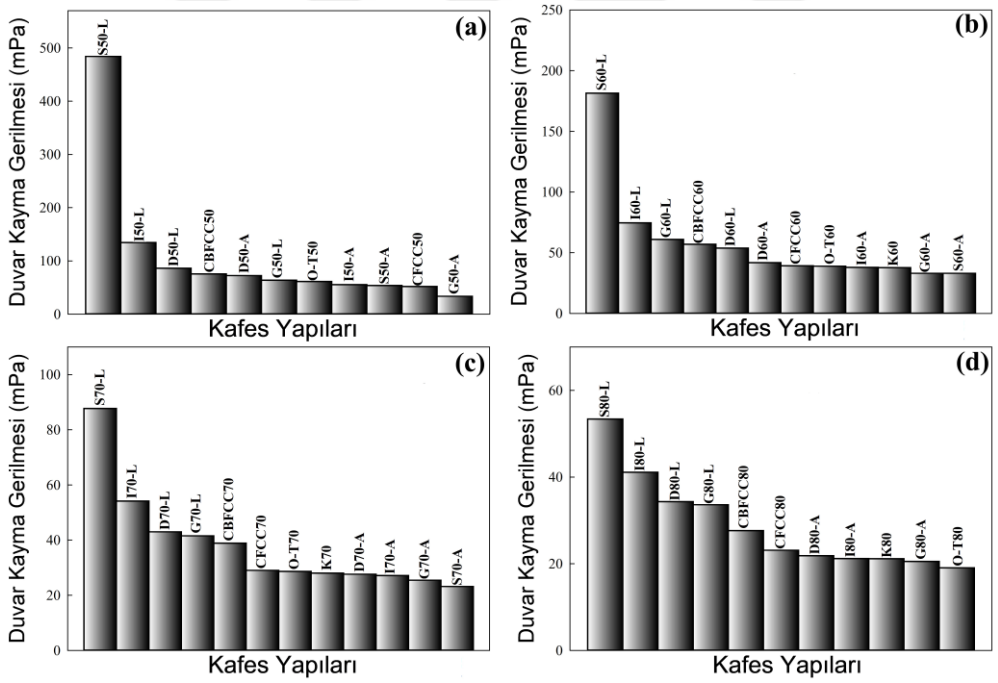
Şekil 82. Kafes yapılara ait geçirgenlik değerlerinin trabeküler kemiği geçirgenlik değerlerine göre karşılaştırılması: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve %80 gözenekli kafes yapılar

Denklem 9'da ifade edildiği gibi geçirgenlik ile akış giriş alanı ve basınç farkı ters orantılıdır. Tablo 18'de her mimari yapıda gözeneklilik arttıkça akış giriş alanı artmış ancak basınç değeri azalmıştır. Kaydedilen bu verilere göre hesaplanan geçirgenlik değerleri, kafes yapılarında gözeneklilik artışıyla orantılı olarak artmıştır. Şekil 82'de aynı gözeneklilikteki kafes yapıların geçirgenlik değerleri, büyükten küçüğe olacak şekilde sunulmuştur. Trabeküler kemik geçirgenlik değerine göre sınırlama yapıldığında S50-L kafes yapısı minimum değerini geçememiştir. G80-A kafes yapısı ise en yüksek geçirgenliğe sahip fakat referans olarak kabul edilen maksimum geçirgenlik değerini aşmıştır. Değerlendirilen

gözenekliliklerin tümünde ağ esaslı ÜPMY kafes yapıları en yüksek geçirgenlik değerine sahiptir. Özellikle ağ esaslı Gyroid kafes yapıları aynı gözeneklilikteki diğer yapılara kıyasla en yüksek değerlerde geçirgenliğe sahip olduğu gözlenmiştir. Böyle bir nicel sıralamada ikinci olarak kiriş esaslı kafes yapılar ve üçüncü olarak levha esaslı ÜPMY kafes yapılar yer almaktadır. Kelvin %70 ve %80 kafes yapıları kiriş esaslı yapılardan daha yüksek geçirgenliğe sahip olmuştur. Levha esaslı kafes yapılarında, I-WP kafes yapıları dört gözeneklilik grubuna göre en düşük geçirgenlik özelliği sergilemiştir.

3.3.3. Duvar Kayma Gerilmesi

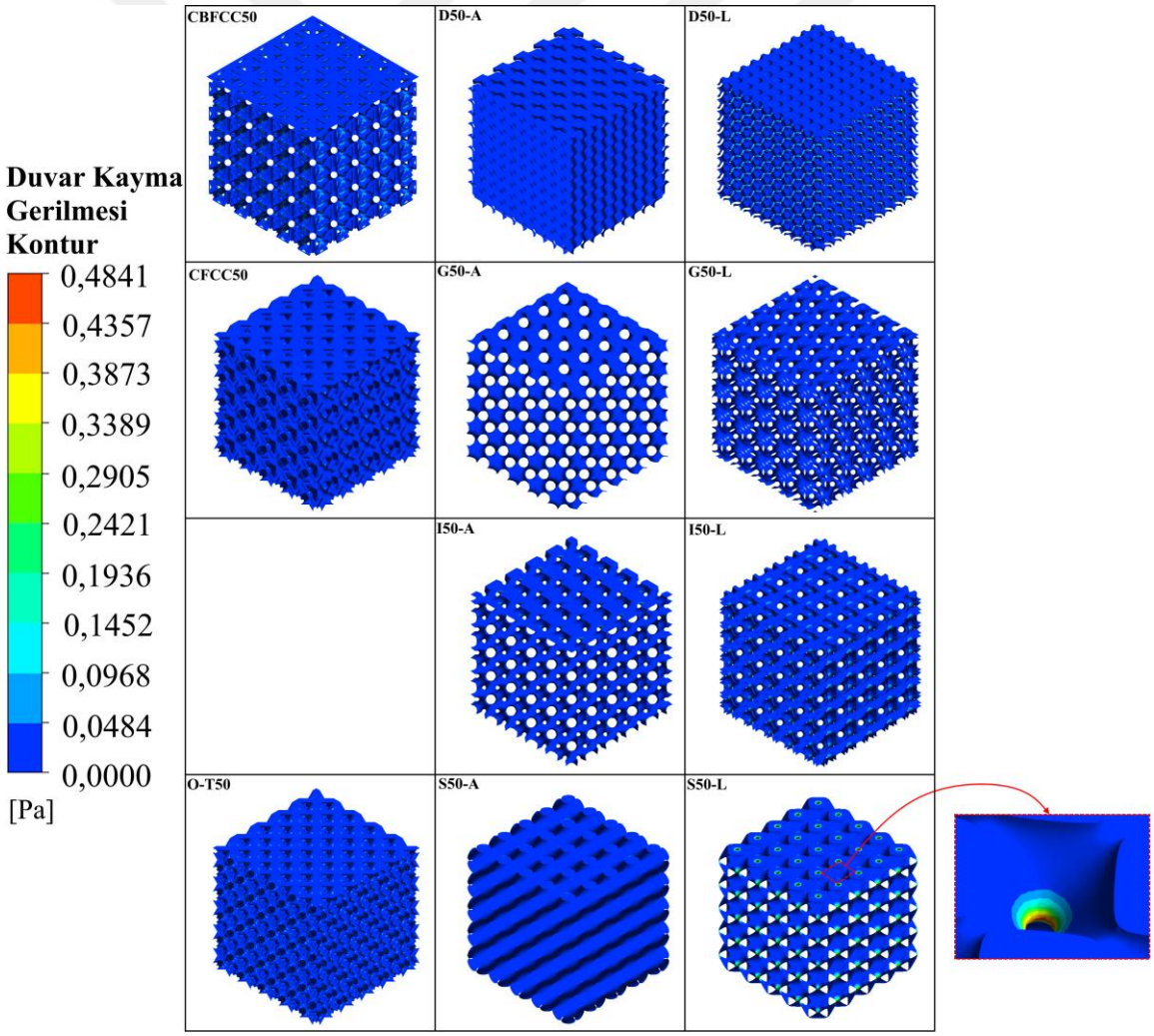
Kafes yapılarının kemik hücre gelişim potansiyellerini sayısal olarak belirleyebilmek adına kafes yapı yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmeleri incelenmiştir. Şekil 83'te kafes yapılarında oluşan maksimum duvar kayma gerilme değerleri grafik olarak gösterilmektedir.



Şekil 83. Kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan maksimum duvar kayma gerilme değerleri: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve (d) %80 gözenekli kafes yapıları

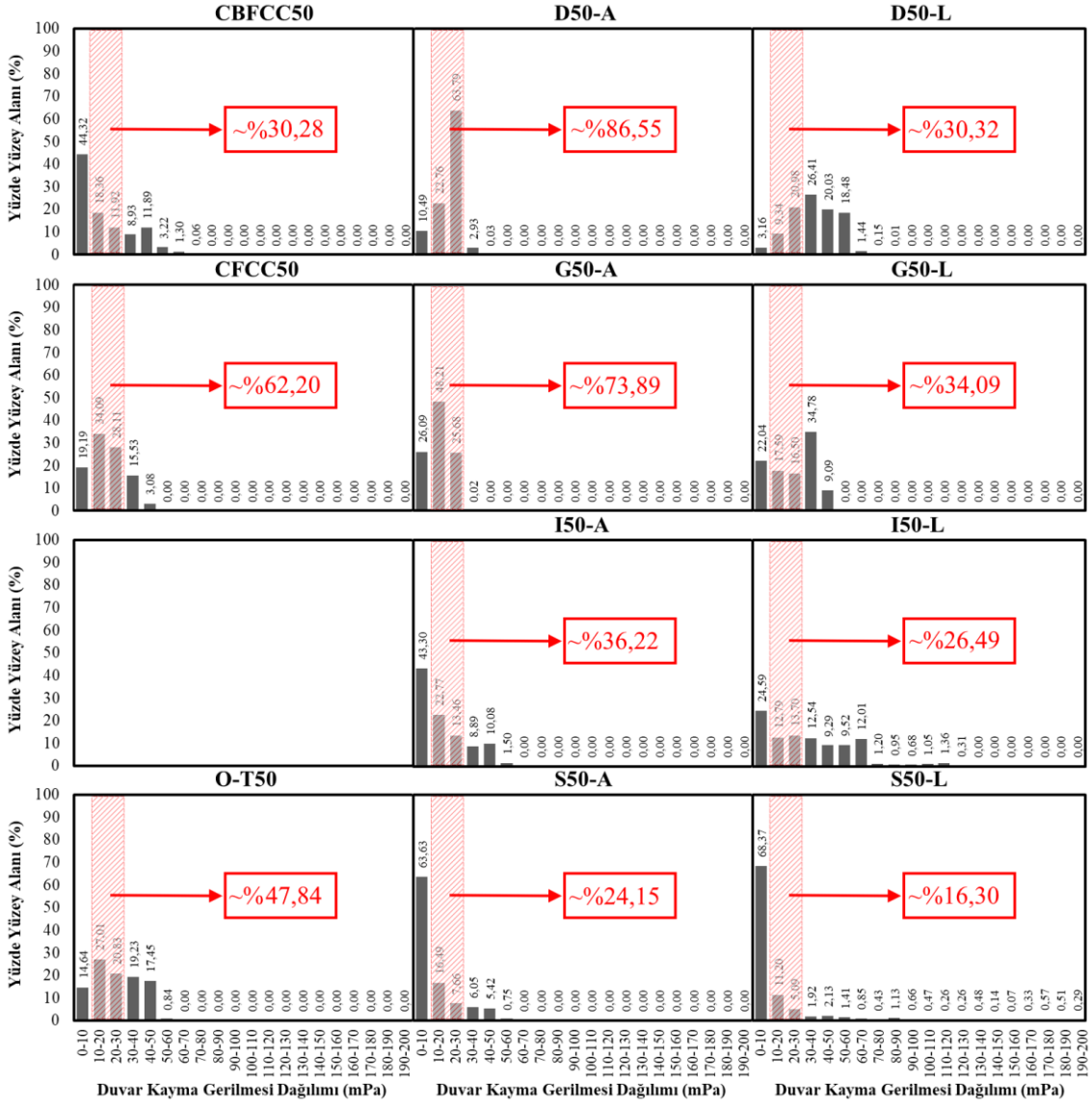
Maksimum duvar kayma gerilmesi S50-L kafes yapısında oluşmuştur. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarında 33,7 mPa ile 484,10 mPa aralığındaki gerilmelerde değerler belirlenmiştir. Bu yapılar içerisindeki altı adet yapının birbirine çok yakın değerlere

sahip olduğu görülmektedir. %60 gözenekli kafes yapılar içerisinden en yüksek gerilme S60-L kafes yapıdadır. %70 gözenekli kafes yapılarında I70-L ile S70-L çok benzer gerilme değerine sahip olup I70-L bu grup içerisinde birinci sıradadır. %80 gözenekli kafes yapılarında ise S80-L kafes yapısı en yüksek gerilme değerine sahip olmuştur. Mimari olarak incelendiğinde levha esaslı ÜPMY kafes yapılarında yüksek gerilmeler oluşmuştur. En düşük gerilmeler ise ağ esaslı ÜPMY kafes yapılarında tespit edilmiştir. Kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin dağılım profilleri incelendiğinde bu farklar daha iyi anlaşılmaktadır. %50 gözenekliliğe sahip kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin görselleri Şekil 84 olarak eklenmiştir. %60, %70 ve %80 kafes yapılarının duvar kayma gerilme dağılım görselleri Ek 10., Ek 11. ve Ek 12. olarak sunulmuştur.

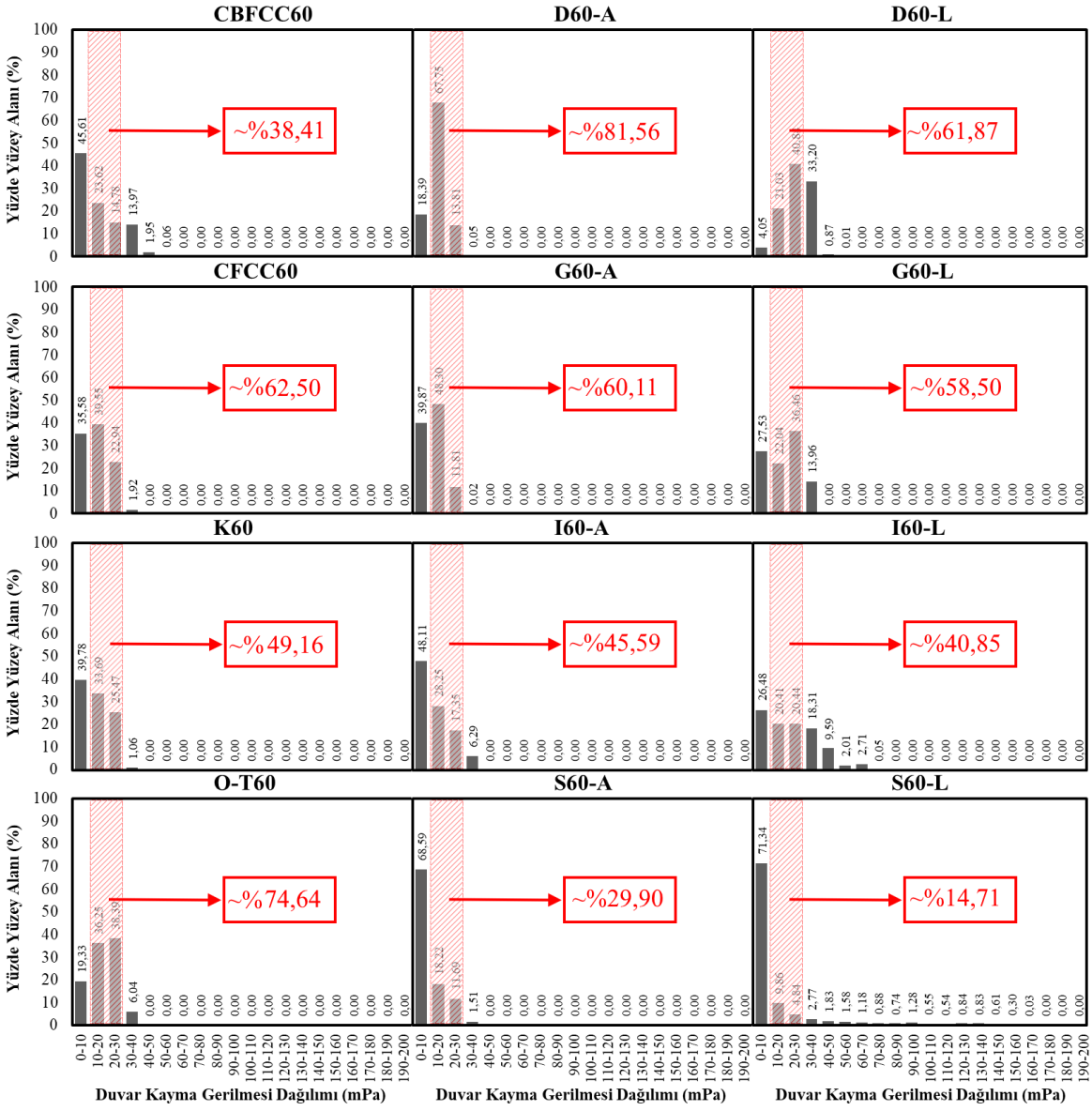


Şekil 84. Kafes yapı yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin dağılım profili (%50 gözeneklilikteki kafes yapıları)

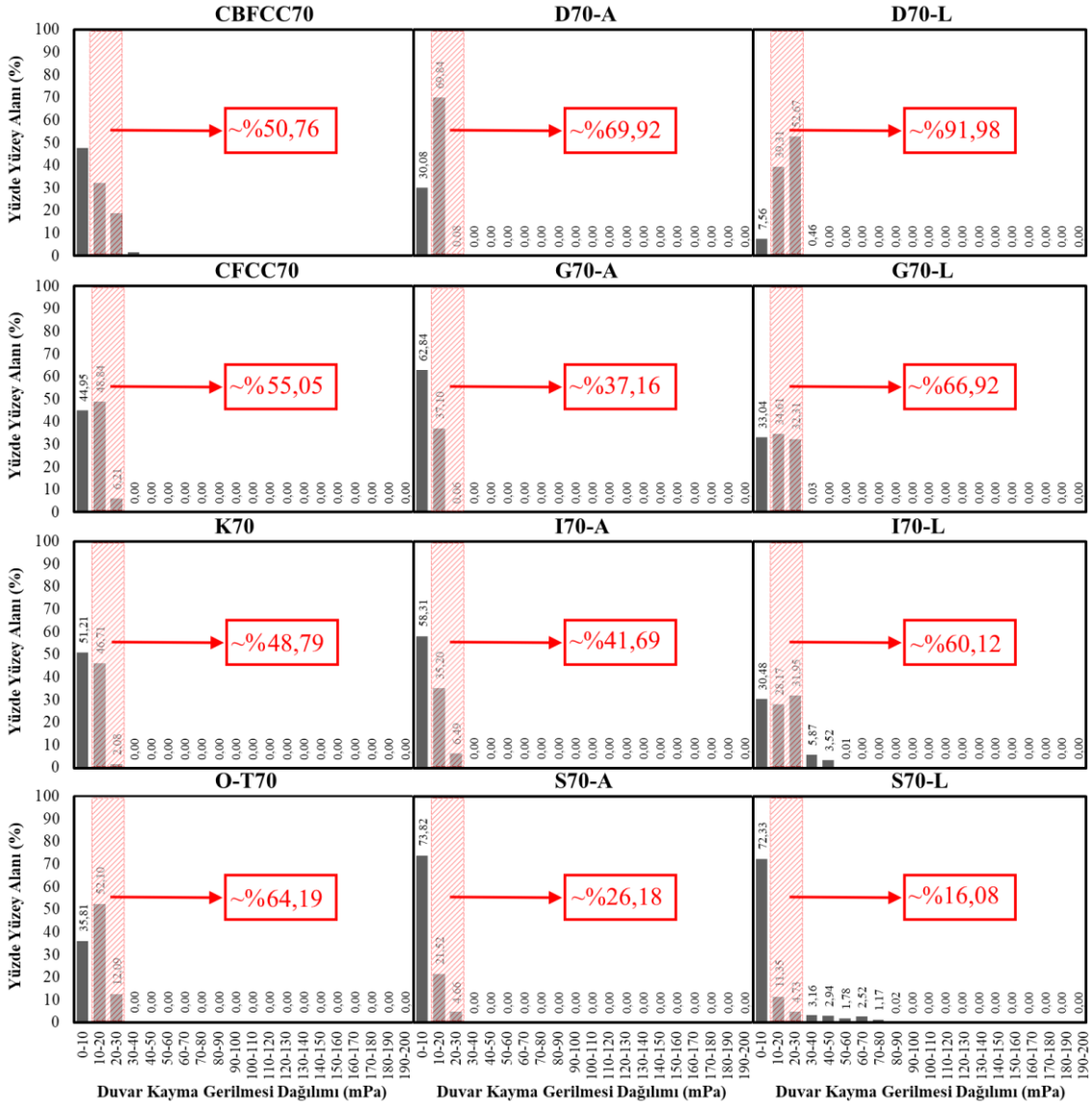
Literatür çalışmaları referans alınarak kafes yapı yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin kafes yüzeylerindeki dağılım değerleri incelenmiştir. Her kafes yapısında oluşan duvar kayma gerilme değerlerinin yüzeydeki dağılımlarına ait histogramları kemik hücre gelişimi için tavsiye edilen 10-30 mPa değerlerinin oluştuğu yüzey alanlarının belirtilmesi yapılarak yüzdelik oranları kaydedilmiştir. Şekil 85, 86, 87 ve 88 sıralıyla %50, %60, %70 ve %80 gözeneklilikteki kafes yapılarına ait yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımını göstermektedir.



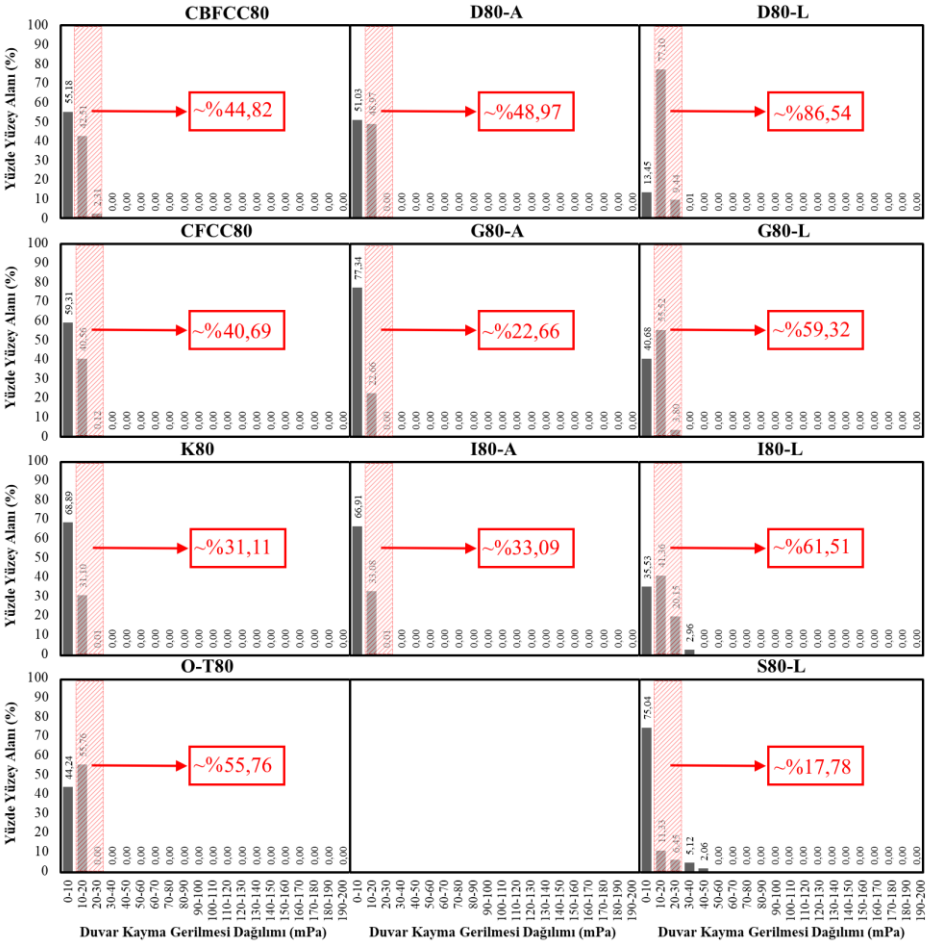
Şekil 85. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı



Şekil 86. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı



Şekil 87. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı



Şekil 88. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarının yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımı

Duvar kayma gerilmelerinin yüzey alanındaki dağılımlarına bakıldığında, maksimum değerlerine göre homojen bir dağılım söz konusu olmadığı anlaşılmaktadır. Kemik hücresi gelişim potansiyelinin tespiti için belirlenen referans sınırlardaki değerlerde değişen gözeneklilik veya mimari yapılar arasında orantılı bir ilişki bulunmamıştır. Kiriş yapılarında en yüksek potansiyel yüzdesi ~%74,64 oranındaki O-T60 kafes yapısı olmuştur. Ağ esaslı kafes yapılarında en yüksek değer D50-A kafes yapısında oluşmuştur. Ağ esaslı Schwarz Primitive kafes yapılarında %30'dan daha düşük potansiyel alan dağılımı kaydedilmiştir. ~%91,88 oranıyla D70-L kafes yapısı levha esaslı ÜPMY yapılarında en yüksek orana sahip olup, tüm kafes yapılarına göre en yüksek potansiyel alan dağılımına sahip olmuştur. Levha esaslı Schwarz Primitive kafes yapıları, ağ esaslıda olduğu gibi en düşük değerlere sahip olup %20 alan dağılım oranının altındaki değerlere sahiptirler. Bu bulgular, kemik hücresi gelişim potansiyelinin yalnızca gözeneklilik oranına bağlı olmadığını; esas olarak birim hücre geometrisinin akış alanı içerisinde oluşturduğu yerel hız gradyanları, akış yönlendirme

kabiliyeti ve buna bağlı olarak yüzeylerde meydana gelen duvar kayma gerilmesi dağılımları ile ilişkili olduğunu göstermektedir.

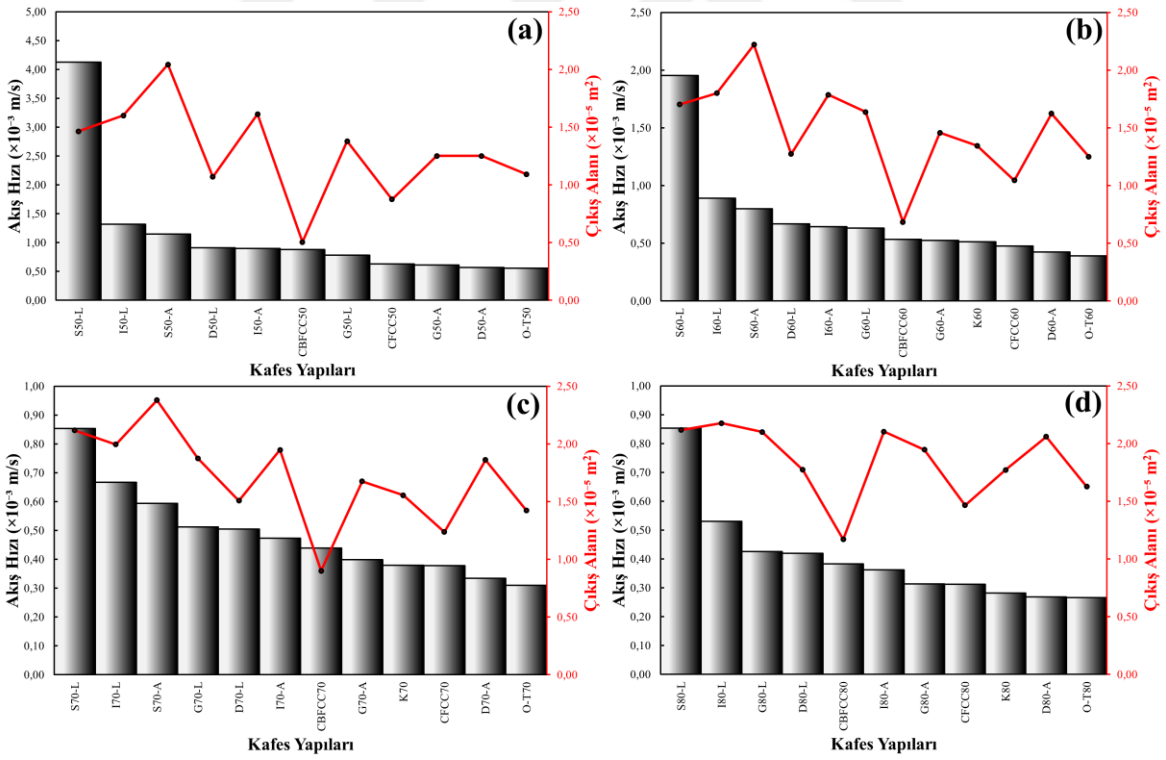
3.3.4. Akış Hızı

Gerçekleştirilen akış analizleri sonucunda modeller içerisinde oluşan akış hız değerleri ve modellere ait çıkış alanı değerleri Tablo 20'de verilmiştir.

Tablo 20. Kafes yapılarının akış hız ve çıkış alan verileri

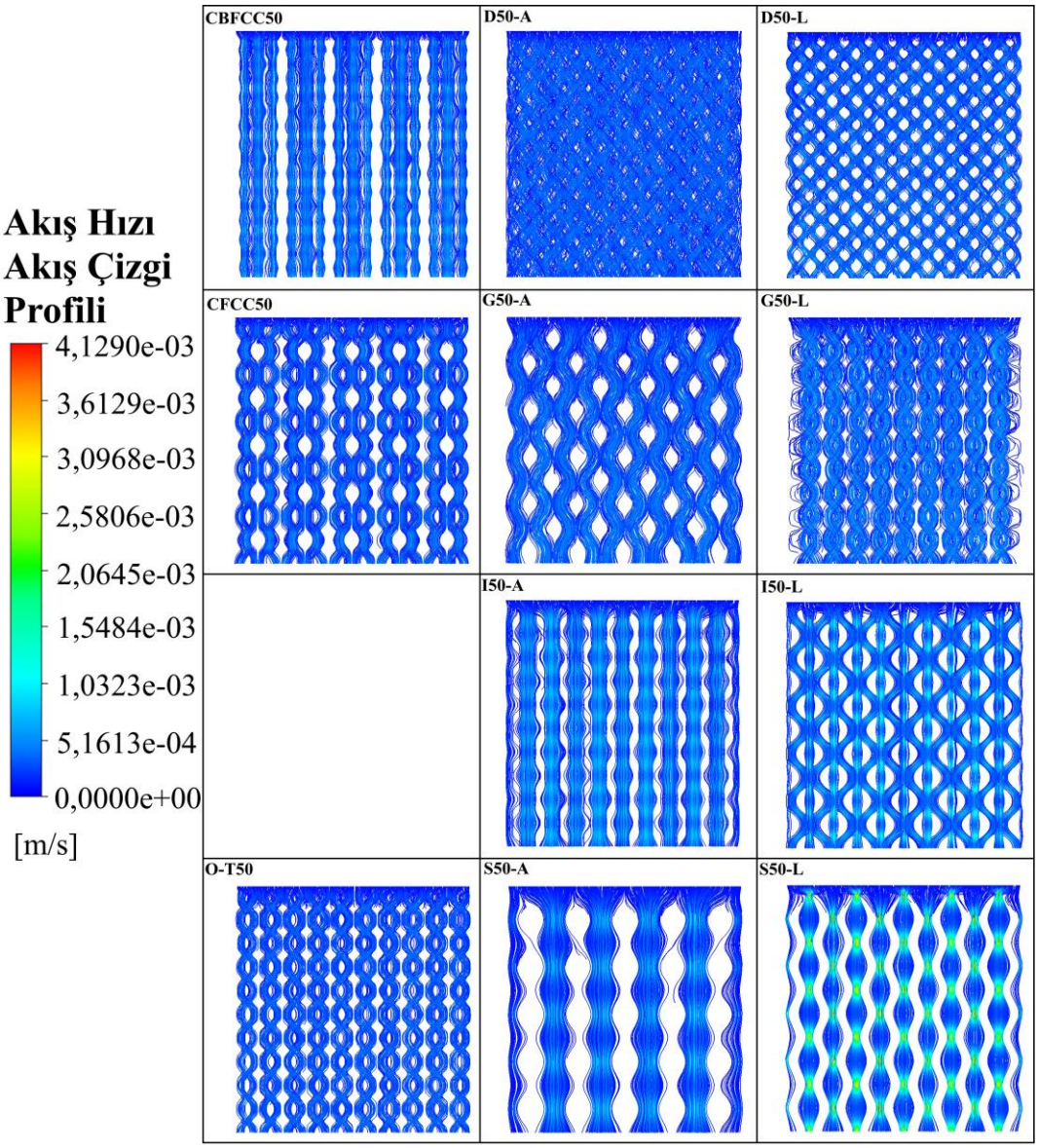
Kafes Yapısı	Çıkış Alanı (m^2)	Akış Hızı (m/s)	Kafes Yapısı	Çıkış Alanı (m^2)	Akış Hızı (m/s)
CBFCC50	$8{,}81x10^{-4}$	$5{,}04x10^{-6}$	**I50-A**	$8{,}95x10^{-4}$	$1{,}61x10^{-5}$
CBFCC60	$5{,}35x10^{-4}$	$6{,}84x10^{-6}$	**I60-A**	$6{,}43x10^{-4}$	$1{,}79x10^{-5}$
CBFCC70	$4{,}39x10^{-4}$	$9{,}00x10^{-6}$	**I70-A**	$4{,}73x10^{-4}$	$1{,}95x10^{-5}$
CBFCC80	$3{,}83x10^{-4}$	$1{,}17x10^{-5}$	**I80-A**	$3{,}62x10^{-4}$	$2{,}10x10^{-5}$
CFCC50	$6{,}32x10^{-4}$	$8{,}75x10^{-6}$	**S50-A**	$1{,}15x10^{-3}$	$2{,}04x10^{-5}$
CFCC60	$4{,}76x10^{-4}$	$1{,}04x10^{-5}$	**S60-A**	$7{,}98x10^{-4}$	$2{,}22x10^{-5}$
CFCC70	$3{,}78x10^{-4}$	$1{,}24x10^{-5}$	**S70-A**	$5{,}93x10^{-4}$	$2{,}38x10^{-5}$
CFCC80	$3{,}12x10^{-4}$	$1{,}47x10^{-5}$	**D50-L**	$9{,}11x10^{-4}$	$1{,}07x10^{-5}$
K60	$5{,}14x10^{-4}$	$1{,}34x10^{-5}$	**D60-L**	$6{,}67x10^{-4}$	$1{,}27x10^{-5}$
K70	$3{,}79x10^{-4}$	$1{,}55x10^{-5}$	**D70-L**	$5{,}04x10^{-4}$	$1{,}51x10^{-5}$
K80	$2{,}82x10^{-4}$	$1{,}77x10^{-5}$	**D80-L**	$4{,}19x10^{-4}$	$1{,}77x10^{-5}$
O-T50	$5{,}56x10^{-4}$	$1{,}09x10^{-5}$	**G50-L**	$7{,}85x10^{-4}$	$1{,}38x10^{-5}$
O-T60	$3{,}92x10^{-4}$	$1{,}25x10^{-5}$	**G60-L**	$6{,}31x10^{-4}$	$1{,}64x10^{-5}$
O-T70	$3{,}10x10^{-4}$	$1{,}42x10^{-5}$	**G70-L**	$5{,}12x10^{-4}$	$1{,}88x10^{-5}$
O-T80	$2{,}66x10^{-4}$	$1{,}63x10^{-5}$	**G80-L**	$4{,}26x10^{-4}$	$2{,}10x10^{-5}$
D50-A	$5{,}70x10^{-4}$	$1{,}25x10^{-5}$	**I50-L**	$1{,}32x10^{-3}$	$1{,}60x10^{-5}$
D60-A	$4{,}24x10^{-4}$	$1{,}62x10^{-5}$	**I60-L**	$8{,}92x10^{-4}$	$1{,}80x10^{-5}$
D70-A	$3{,}34x10^{-4}$	$1{,}86x10^{-5}$	**I70-L**	$6{,}67x10^{-4}$	$1{,}99x10^{-5}$
D80-A	$2{,}68x10^{-4}$	$2{,}06x10^{-5}$	**I80-L**	$5{,}30x10^{-4}$	$2{,}18x10^{-5}$
G50-A	$6{,}10x10^{-4}$	$1{,}25x10^{-5}$	**S50-L**	$4{,}13x10^{-3}$	$1{,}46x10^{-5}$
G60-A	$5{,}25x10^{-4}$	$1{,}46x10^{-5}$	**S60-L**	$1{,}95x10^{-3}$	$1{,}70x10^{-5}$
G70-A	$3{,}98x10^{-4}$	$1{,}68x10^{-5}$	**S70-L**	$1{,}22x10^{-3}$	$1{,}91x10^{-5}$
G80-A	$3{,}13x10^{-4}$	$1{,}95x10^{-5}$	**S80-L**	$8{,}53x10^{-4}$	$2{,}12x10^{-5}$

Sabit akış giriş hızı ile yapılan analizlerde çıkış alanı ile ters bir orantıya sahip akış hızları gerçekleşmiştir. Bu durum sabit debinin elde edilmesi ile birebir ilişkilidir. Akışın ilk başlangıç alanı tamamen dolu bir yüzey iken çıkış alanı kafes yapı mimarilerine göre değişkenlik göstermiştir. Her mimari için gözeneklilik arttıkça çıkış alanının da arttığı gözlenmiştir. Akış debisini dengelemek için beklendiği üzere gözenekliliğin artması ile akış hızları azalmıştır. Bu denge durumu her mimari grubu için aynı ilişki ile gerçekleşmiştir. Kafes yapılarının kemik hücre gelişim potansiyeli esas olarak geçirgenlik ve iç sıvı akışı ile belirlenir (Liu vd., 2020b). Kafes yapısındaki akış hız farkı ne kadar küçük olursa, kafes yapısındaki akışın daha düzgün olduğunu göstermekte olup, bu da kemik hücrelerinin büyümesine daha elverişli bir ortam sunmaktadır. Kafes yapılara ait akış modellerinde elde edilen hız dağılımları incelendiğinde, aynı gözeneklilik oranına sahip olsalar dahi farklı kafes mimarilerinin belirgin şekilde farklı akış davranışları sergilediği görülmektedir. Bu farklılıklar, akış hızlarının mekansal dağılımları üzerinden daha net biçimde ortaya konulmuş olup, Şekil 89'da karşılaştırmalı olarak sunulmaktadır.



Şekil 89. Aynı kafes yapılarının akış hızı ve çıkış alanı verilerinin karşılaştırılması: (a) %50, (b) %60, (c) %70 ve (d) %80 gözeneklilik

Şekil 90'da %50 gözeneklilik oranına sahip kafes yapılardan geçen akışkanın geometri içerisindeki dağılım profili akış çizgileri kullanılarak gösterilmiştir. %60, %70 ve %80 gözenekli kafes yapılarına ait dağılım görselleri Ek 13., Ek 14. ve Ek 15. olarak eklenmiştir.



Şekil 90. %50 gözeneklilikteki kafes yapılarındaki akış hızlarının 1000 adet akış çizgileri ile gösterimi

3.4. Protez Tasarımı İçin Uygun Mimari Seçimi

Alt çene kemiğine yönelik tasarlanan gözenekli protez yapısında, kortikal ve trabeküler kemik bölgeleri için farklı mimari yapıların belirlenmesi esas alınmıştır. Bu farklılaştırılmış yaklaşımda, her iki kemik türünün yapısal özellikleri göz önünde

bulundurularak, kortikal ve trabeküler kemik bölgeleri için ayrı gözenekli mimariler seçilmiştir. Tablo 21'de kortikal kemik için mimari belirleme parametreleri ve Tablo 22'de kortikal kemik için mimari belirleme parametreleri ifade edilmiştir. Belirleme parametrelerindeki referans değerleri Tablo 12'de verilmiştir. Tasarım sürecinde, kortikal ve trabeküler kemiklere ait deneysel elastik modül değerleri referans alınarak mekanik uygunluk sağlanmıştır. Ayrıca, trabeküler kemik bölgesinde kemik hücre gelişim potansiyelini değerlendirebilmek amacıyla, geçirgenlik, gözenek boyutu ve duvar kayma gerilmesinin yüzey alan üzerindeki dağılımı da analizlerde dikkate alınmıştır.

Tablo 21. Kortikal kemik için mimari belirleme çizelgesi

Birim Hücre	**Elastik Modül 15.000 MPa**	
CBFCC50	8222,75	✓
CBFCC60	6181,09	✓
CBFCC70	4315,16	✓
CBFCC80	1057,09	✓
CFCC50	5899,88	✓
CFCC60	6527,01	✓
CFCC70	4787,20	✓
CFCC80	416,35	✓
K60	6371,37	✓
K70	5257,17	✓
K80	4606,93	✓
O-T50	7561,55	✓
O-T60	6497,69	✓
O-T70	4351,38	✓
O-T80	4283,50	✓
D50-A	7771,70	✓
D60-A	5297,55	✓
D70-A	3879,01	✓
D80-A	2316,53	✓
G50-A	6370,33	✓
G60-A	4862,89	✓
G70-A	3095,25	✓
G80-A	1954,06	✓
I50-A	5964,37	✓
I60-A	4426,43	✓
I70-A	3946,04	✓
I80-A	1680,94	✓

Tablo 21'in devamı

S50-A	8788,46	✓
S60-A	6322,17	✓
S70-A	4218,91	✓
D50-L	10535,88	✓
D60-L	8112,66	✓
D70-L	5676,26	✓
D80-L	7567,07	✓
G50-L	9601,81	✓
G60-L	7880,82	✓
G70-L	6399,46	✓
G80-L	6452,20	✓
I50-L	11972,81	✓
I60-L	8211,40	✓
I70-L	7600,45	✓
I80-L	7252,56	✓
S50-L	9286,03	✓
S60-L	6921,51	✓
S70-L	5306,53	✓
S80-L	3679,45	✓

Yapılan mekanik analizler sonucunda elde edilen elastik modül değerleri, literatürde kortikal kemik için bildirilen yaklaşık 15000 MPa'lık üst sınır ile karşılaştırılmıştır. Değerlendirmeye alınan tüm birim hücre konfigürasyonlarının elastik modül değerleri bu sınır değerin altında kalmıştır. Bu durum, oluşturulan gözenekli yapıların kortikal kemik bölgesine biyomekanik olarak uyum sağlayabileceğini göstermektedir. Elastik modülün kemik dokusunun elastisite modülünden daha yüksek olması durumunda stres kalkanı etkisi (stress shielding) ortaya çıkabileceğinden, bu sınırın aşılmaması önem arz etmektedir. Bu bağlamda, önerilen tüm kafes yapıların kortikal kemik ile mekanik uyumluluk açısından uygun bir elastik modül aralığında yer aldığı görülmektedir. Bu durum, implant–kemik ara yüzeyinde yükün daha dengeli bir biçimde paylaşılmasına olanak sağlayacaktır. Böylece lokal gerilme yığılmalarının azalması ve uzun dönemli kullanımda kemik rezorpsiyonu riskinin sınırlandırılması mümkün hale gelmektedir. Elde edilen bu mekanik uyumun, implant stabilitesinin korunmasına katkı sağladığı ve biyolojik fiksasyonun sürdürülebilirliğini desteklediği değerlendirilmektedir.

Tablo 22. Trabeküler kemik için mimari belirleme çizelgesi

Birim Hücre	Elastik Modül 1500 MPa		Geçirgenlik 0,4–11x10^{-9} m^2		Gözenek Boyutu 450-1100		Duvar Kayma Gerilmesinin dağılımı (10-30 mPa yüzde yüzey alanı dağılımı)
CBFCC50	8222,75	×	3,3601x10^{-9}	✓	185,96	×	30,28
CBFCC60	6181,09	×	5,3233x10^{-9}	✓	216,69	×	38,41
CBFCC70	4315,16	×	6,4423x10^{-9}	✓	248,56	×	50,76
CBFCC80	1057,09	✓	6,9495x10^{-9}	✓	283,32	×	44,82
CFCC50	5899,88	×	2,7845x10^{-9}	✓	244,99	×	62,20
CFCC60	6527,01	×	4,0031x10^{-9}	✓	267,77	×	62,50
CFCC70	4787,20	×	5,5713x10^{-9}	✓	291,37	×	55,05
CFCC80	416,35	✓	7,7969x10^{-9}	✓	317,14	×	40,69
K60	6371,37	×	3,9452x10^{-9}	✓	315,07	×	49,16
K70	5257,17	×	5,8523x10^{-9}	✓	335,47	×	48,79
K80	4606,93	×	8,7248x10^{-9}	✓	357,95	×	31,11
O-T50	7561,55	×	1,3782x10^{-9}	✓	273,74	×	47,84
O-T60	6497,69	×	2,2583x10^{-9}	✓	292,9	×	74,64
O-T70	4351,38	×	3,3859x10^{-9}	✓	312,64	×	64,19
O-T80	4283,50	×	5,0709x10^{-9}	✓	334,07	×	55,76
D50-A	7771,70	×	2,8314x10^{-9}	✓	504,59	✓	86,55
D60-A	5297,55	×	3,8433x10^{-9}	✓	555,88	✓	81,56
D70-A	3879,01	×	5,4926x10^{-9}	✓	611,58	✓	69,92
D80-A	2316,53	×	8,2846x10^{-9}	✓	671,15	✓	48,97
G50-A	6370,33	×	4,7097x10^{-9}	✓	393,09	×	73,89
G60-A	4862,89	×	6,6707x10^{-9}	✓	462,3	✓	60,11
G70-A	3095,25	×	9,0221x10^{-9}	✓	529,54	✓	37,16
G80-A	1954,06	×	1,2813x10^{-8}	×	621,04	✓	22,66
I50-A	5964,37	×	2,3047x10^{-9}	✓	616,79	✓	36,22
I60-A	4426,43	×	3,7098x10^{-9}	✓	695,9	✓	45,59
I70-A	3946,04	×	5,8593x10^{-9}	✓	779,74	✓	41,69
I80-A	1680,94	×	8,9351x10^{-9}	✓	875,65	✓	33,09
S50-A	8788,46	×	3,3740x10^{-9}	✓	470,45	✓	24,15
S60-A	6322,17	×	5,7084x10^{-9}	✓	558,56	✓	29,90
S70-A	4218,91	×	9,0984x10^{-9}	✓	641,08	✓	26,18
D50-L	10535,88	×	1,0082x10^{-9}	✓	359,41	×	30,32
D60-L	8112,66	×	1,4215x10^{-9}	✓	388,32	×	61,87
D70-L	5676,26	×	1,8345x10^{-9}	✓	417,83	✓	91,98
D80-L	7567,07	×	2,2383x10^{-9}	✓	450,54	✓	86,54
G50-L	9601,81	×	1,4026x10^{-9}	✓	172,26	×	34,09
G60-L	7880,82	×	1,8041x10^{-9}	✓	218,95	×	58,50
G70-L	6399,46	×	2,3308x10^{-9}	✓	269,91	×	66,92
G80-L	6452,20	×	2,9704x10^{-9}	✓	310,04	×	59,32

Tablo 22'nin devamı

I50-L	11972,81	×	$6,7092x10^{-9}$	×	439,71	✓	26,49
I60-L	8211,40	×	$1,0640x10^{-9}$	✓	473,38	✓	40,85
I70-L	7600,45	×	$1,5257x10^{-9}$	✓	506,18	✓	60,12
I80-L	7252,56	×	$2,0838x10^{-9}$	✓	540,64	✓	61,51
S50-L	9286,03	×	$3,6185x10^{-9}$	✓	163,88	×	16,30
S60-L	6921,51	×	$1,1205x10^{-9}$	✓	253,43	×	14,71
S70-L	5306,53	×	$2,0955x10^{-9}$	✓	324,37	×	16,08
S80-L	3679,45	×	$3,2654x10^{-9}$	✓	387,54	×	17,78

Yapılan mekanik analizler doğrultusunda elde edilen elastik modül değerleri, literatürde trabeküler kemik için bildirilen yaklaşık 1500 MPa'lık üst sınır ile karşılaştırılmıştır. Bu kıyaslama sonucunda, yalnızca CBFCC80 ve CFCC80 birim hücre konfigürasyonlarının bu değerin altında kaldığı belirlenmiştir. Ancak, bu iki yapı her ne kadar mekanik açıdan uygun elastik modül aralığında yer alsa da gözenek boyutu değerleri trabeküler kemik dokusu için literatürde belirtilen biyolojik referans aralıklarla örtüşmemektedir. Trabeküler kemik için mimarilerden biyolojik referans aralıklarda olanlar gri detaylı olarak belirtilmiştir.

Tablo 21 ve 22'de sunulan mimari parametreler değerlendirildiğinde, kortikal ve trabeküler kemik bölgeleri için net bir mimari ayrımı yapılamamıştır. Bu nedenle, yapısal belirlemede kompakt kemik davranışı esas alınmıştır. Kompakt kemik, kortikal ve trabeküler kemik bileşenlerinin birleşiminden oluşmakta olup, elastik modülü literatürde yaklaşık 13700 MPa olarak bildirilmektedir (Natali vd., 2006; van Staden vd., 2006). Bu referans değer doğrultusunda, alt çene kemiğinden protez için ayrılan hacim içerisinde kortikal ve trabeküler bölgelere karşılık gelecek birim hücre mimarilerinin kombinasyonları oluşturulmuş ve bu kombinasyonlar sayısal yöntemlerle analiz edilmiştir.

Kortikal bölge için, elastik modül değeri 15.000 MPa'a en yakın olan D50-L ve I50-L birim hücreleri uygun adaylar olarak belirlenmiştir. Trabeküler bölge için ise, kortikal bölgeyle aynı hücre grubundan seçilmesi, biyolojik referans değerlere uygunluk göstermesi ve duvar kayma gerilmesi açısından 10–30 mPa aralığında yüzey alan dağılımı sağlaması kriterleri esas alınmıştır. Bu doğrultuda, D70-L birim hücresi %91,98 ve I80-L birim hücresi %61,51 oranında bu aralıkta yüzey alanı sunarak trabeküler bölge için uygun bulunmuştur.

Sonuç olarak, kompakt kemiği temsil edecek çift tabakalı protez yapılarında D50-L ile D70-L ve I50-L ile I80-L kombinasyonları oluşturulmuş ve bu yapıların mekanik

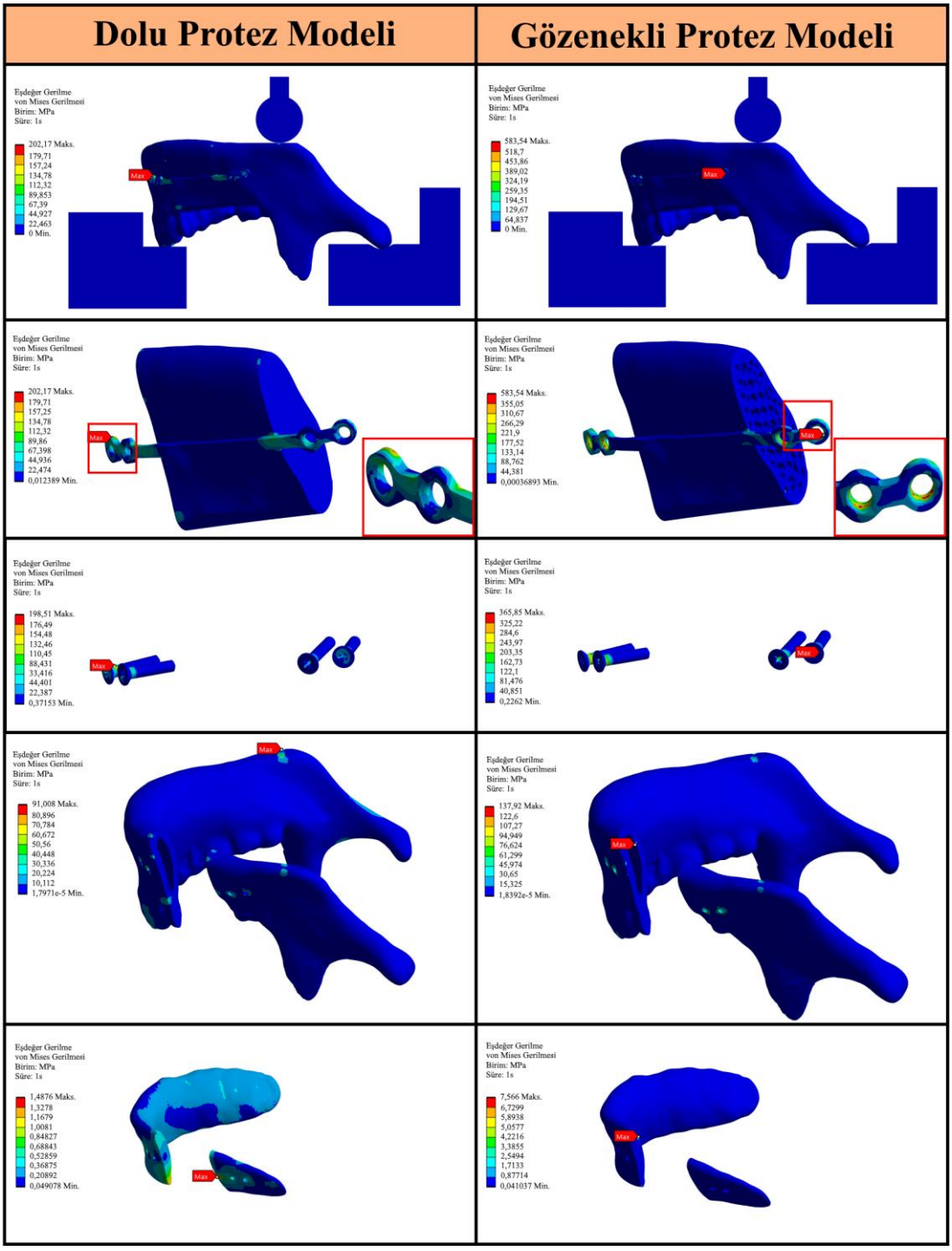
performansları sayısal olarak analiz edilmiştir. Protez tasarımının dış kenarının tamamen dolu olacak şekilde modellenmesi, bu çalışmanın hedefleri arasındadır. Bu doğrultuda protez mimarisi; tam dolu bölge, kortikal bölge ve trabeküler bölge olmak üzere üç ayrı katman halinde modellenmiştir. Tam dolu dış katman, 1,5 mm duvar kalınlığı ile kortikal bölgeden ayrılmıştır. Gerçekleştirilen basitleştirilmiş sayısal basma analizleri sonucunda, levha esaslı Diamond model grubunun kompakt kemik davranışına en yakın mekanik yanıtları verdiği belirlenmiştir. Bu bulgular ışığında, nihai protez tasarımında kortikal bölge için D50-L, trabeküler bölge için ise D70-L birim hücresi tercih edilmiştir.

3.5. Alt Çene Protezlerinin Sayısal Analizleri

Bu bölümde, alt çene protezlerine ait sayısal analiz sonuçları sunulmaktadır. Analizlerde, deneysel model esas alınarak oluşturulan üç boyutlu modeli üzerinde yükleme ve sınır şartları birebir korunmuş, dolu ve gözenekli protezlerin mekanik davranışları karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışmanın temel amacı, gözenekli yapı tasarımının protezin genel mekanik performansına, özellikle gerilme dağılımı, deformasyon miktarı ve yük aktarım mekanizmasına etkilerini belirlemektir.

3.5.1. von-Mises Gerilme Dağılımları

Şekil 91'de dolu ve gözenekli protez modellerine ait statik yapısal analizlerden elde edilen von-Mises gerilme dağılımları karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Dolu protez modelinde en yüksek gerilme değerleri özellikle mini vida çevresinde ve kemik-protez temas arayüzeylerinde yoğunlaşmakta olup maksimum gerilme yaklaşık 202,17 MPa seviyelerinde gerçekleşmiştir. Buna karşılık gözenekli protez modelinde aynı yükleme senaryosunda kritik bölgelerdeki gerilme değerlerinin belirgin şekilde yükseldiği ve maksimum gerilmenin 583,54 MPa değerine ulaştığı görülmektedir. Bu durum, gözeneklilik sebebiyle kesit alanının azalmasıyla gerilme yığılmalarının artmasından kaynaklanmaktadır (Yan vd., 2015).



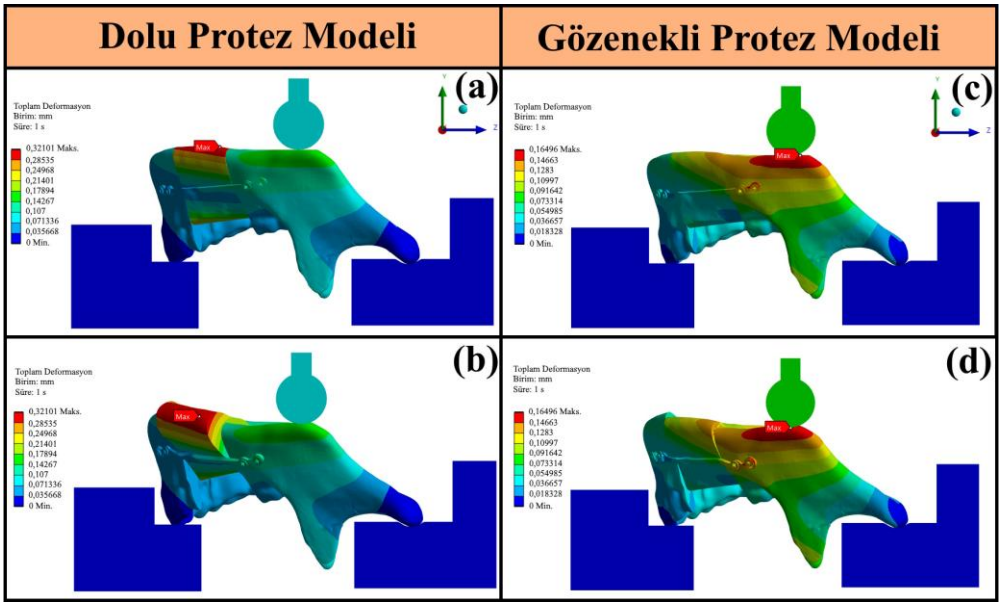
Şekil 91. Dolu ve gözenekli protez modellerinin statik yapısal analiz sonuçları. (a–e) dolu protez modeline, (f–j) gözenekli protez modeline ait von-Mises gerilme dağılımları: (a, f) protez–kemik bütünleşik model, (b, g) protez modelleri, (c, h) mini vida bileşenleri, (d, ı) kortikal kemik bileşenleri, (e, i) trabeküler kemik bileşenleri

Her iki modelin analizlerine bakıldığında protez ve mini vida bileşenlerinde benzer bir gerilme dağılım eğiliminin oluştuğu gözlenmiştir (Şekil 91(b), (c), (g), (h)). Dolu protez modelinde yük daha homojen bir şekilde dağılırken, gözenekli modelde yük transferinin

belirli dar kesitlerde yoğunlaşması nedeniyle maksimum gerilme değerlerinin yaklaşık iki kat arttığı tespit edilmiştir. Kortikal kemik bileşenlerinde dolu protez modelinde maksimum gerilme 91,01 MPa olarak belirlenmiş ve oldukça düşük seviyelerde kalmıştır (Şekil 91(d)). Buna karşılık, gözenekli protez modelinde aynı bölgelerde bu değer 137,92 MPa seviyesine yükselmiştir (Şekil 91(ı)). Trabeküler kemik bileşenlerinde ise dolu protez modelinde maksimum gerilme 1,49 MPa, gözenekli protez modelinde ise 7,57 MPa olarak hesaplanmıştır (Şekil 91(e), (i)). Bu sonuçlar, gözenekli protez modelinin kritik bileşenlerde gerilme seviyesini anlamlı biçimde artırdığını; ancak düşük mekanik önem taşıyan kemik bölgelerinde gerilmelerin halen kabul edilebilir güvenlik sınırları içinde kaldığını göstermektedir. Dolayısıyla bu nicel değerlendirme, gözenekliliğin sağladığı ağırlık azalmasının belirli bölgelerde gerilme yoğunlaşması pahasına elde edildiğini açıkça ortaya koymaktadır.

3.5.2. Deformasyon / Yer Değiştirme Analizi

Statik analiz kapsamında, uygulanan yük altında oluşan toplam yer değiştirme değerleri elde edilmiş ve dolu ile gözenekli protezler arasında karşılaştırma yapılmıştır (Şekil 92).



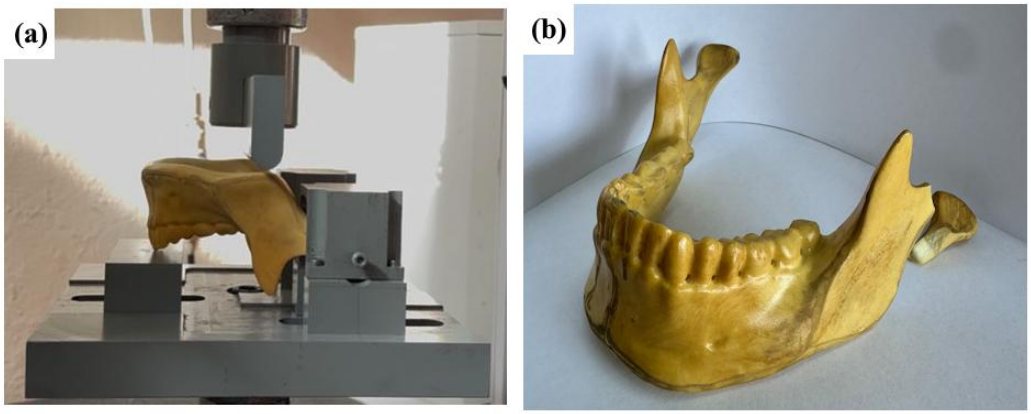
Şekil 92. Dolu ve gözenekli protez modellerine ait toplam deformasyon dağılımları: (a) dolu protez ve (c) gözenekli protez modellerinin gerçek görüntüleri, (b) dolu protez ve (d) gözenekli protez modellerinin büyütülmüş görüntüleri

Şekil 92'de dolu ve gözenekli protez modelleri için elde edilen toplam yer değiştirme dağılımları nicel ve nitel olarak karşılaştırmalı biçimde değerlendirilmiştir. Dolu protez modelinde maksimum yer değiştirme değeri yaklaşık 0,32 mm olarak belirlenmiş ve deformasyonun özellikle yükün uygulandığı bölgenin yakın çevresinde ve dolu protez kısmında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Buna karşılık, gözenekli protez modelinde maksimum yer değiştirme değeri yaklaşık 0,16 mm seviyesinde kalmış ve dolu modele kıyasla yaklaşık %50 oranında daha düşük bir deformasyon davranışı sergilemiştir. Bu sonuç, gözenekli yapının yalnızca protezin toplam kütlesini azaltmakla sınırlı kalmadığını, aynı zamanda belirli bölgelerde yapısal rijitliği artırarak sistemin daha dengeli ve kararlı bir deformasyon davranışı göstermesine katkı sağladığını ortaya koymuştur. Dolu protez modelinde deformasyon dağılımı, belirli bölgelerde yoğunlaşan ve bölgesel yük yığılmalarına işaret eden bir karakter sergilerken, gözenekli protez modelinde deformasyonun protez boyunca daha yayılımlı ve homojen biçimde dağıldığı belirlenmiştir. Bu durum, gözenekli modelde yük transferinin daha kontrollü ve dengeli bir şekilde gerçekleştiğini göstermiştir. Ayrıca büyütülmüş görüntülerde (Şekil 92(b) ve 92(d)), dolu protez modelinde kemik–protez ara yüzeyinde daha erken ayrılma eğiliminin ortaya çıktığı ve deformasyonun bu bölgelerde daha geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir.

Sonuç olarak, maksimum deformasyon değerlerinin sınırlı seviyelerde olması her iki model için yapısal bütünlüğü koruduğunu göstermekte olup; gözenekli protezin dolu modele nazaran daha düşük yer değiştirme ile daha dengeli deformasyon dağılımı sergilediği ifade edilebilir.

3.6. Alt Çene Protezlerinin Basma Testleri

Deneysel çalışmada, deformesiz yapay kemik numunesi ile iki dolu protez montajlı ve üç gözenekli protez montajlı yapay kemik numunesi basma testine tabi tutulmuştur. Kontrol grubu olarak değerlendirilen deformesiz yapay çene kemiği, deneysel sürecin ilk aşamasında teste tabi tutulmuştur. Deney sonucunda deformesiz yapay kemiğin sol kondil bölgesinde hasarın oluştuğu gözlenmiştir (Şekil 93). Sol kondilde oluşan bu hasar, basma testinde uygulanan %30 / %70 oranındaki yük dağılımının bir sonucu olarak değerlendirilmiştir. Yükün büyük kısmının sol bölgeye, daha küçük kısmının kusurlu bölge olarak tayin edilen sağ bölgeye aktarılması nedeniyle sol kondil bölgesinde gerilme yoğunlaşması oluşmuş ve bu durum hasarla sonuçlanmıştır.



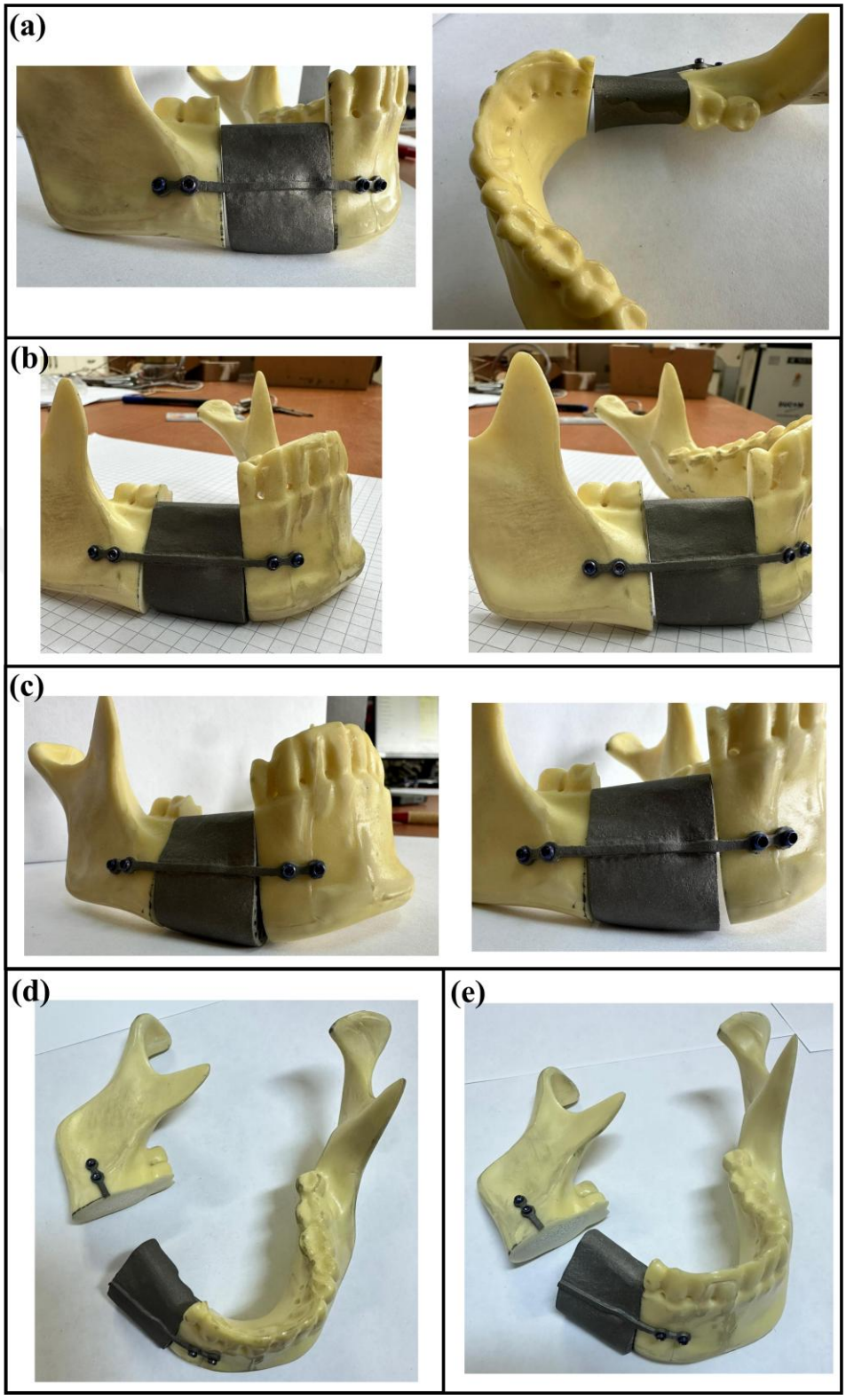
Şekil 93. Sağlam yapay alt çene kemiğinin (a) deney başlangıç ve (b) deney sonrası hasar görüntüsü

Üretilen protezler ile oluşturulan alt çene kemiği modelleri üzerinde toplam beş adet basma deneyi gerçekleştirilmiştir. Deney süresince tüm numunelerde benzer şekil değişimleri gözlenmiştir. Sağ ve sol kondil bölgelerindeki sabitleme noktalarında yuvarlanma hareketi meydana gelirken, alt çene kemiği düşey doğrultuda hareket etmiştir. Bu hareket sırasında, özellikle protezin kemikle temas ettiği bölgelerde dönme davranışı ortaya çıkmıştır (Şekil 94). Yükleme çubuğunun düşey yönde ilerlemesiyle birlikte, protezlerin doğrudan temas ettiği kemik bölgelerinden ayrıldığı gözlenmiştir. Ayrıca deneysel gözlemler ile sayısal statik analizlerden elde edilen şekil değiştirme profillerinin oldukça benzer olduğu görülmüştür (Şekil 92).



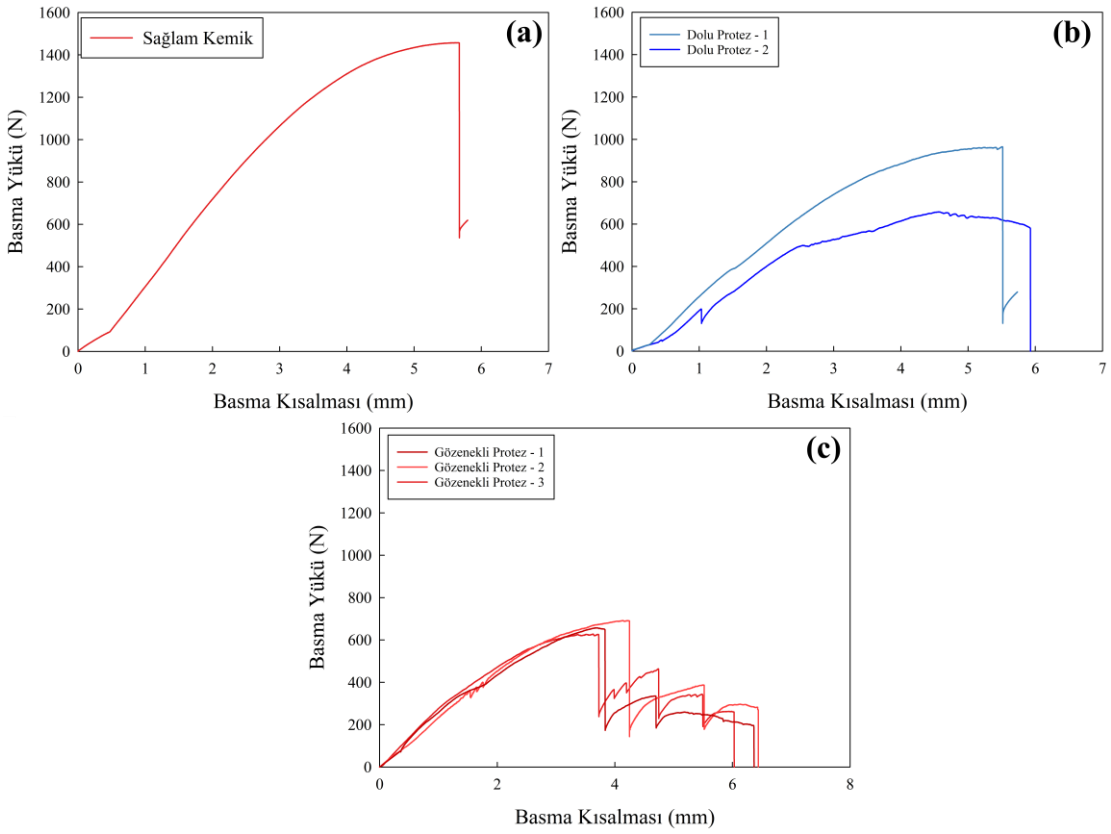
Şekil 94. Deney esnasında alınan görüntü (gözenekli protezli alt çene kemiği numune örneği)

Şekil 95, deney sonrasında numunelerden alınan görüntüleri içermektedir. Dolu protezli alt çene kemikleri için aynı şartlarda iki farklı test gerçekleştirilmiş, protezlerin mekanik dayanımı ve kemik-protez etkileşimi gözlenmiştir (Şekil 95(a), (b)). Deneyler sırasında yük artışıyla birlikte alt çene modelinde belirgin deformasyonlar meydana gelmiş ve testler, sağ kondil bölgesindeki sabitleme yuvasının yerinden ayrılmasıyla sonlandırılmıştır. Bu durum, yük aktarımı sırasında sabitleme bölgesinde yüksek gerilme birikimi oluştuğunu ve bağlantı bölgesinin deneyin sınırlandırıcı unsuru haline geldiğini göstermektedir. Gözenekli protez modelleri üzerinde toplam üç deney gerçekleştirilmiştir. Bu deneylerden birinde, yükleme süreci devam ederken sağ kondil bölgesindeki bağlantı noktasından bağlantıyı koparark deney düzeneğinden ayrılması sonucu test sonlandırılmıştır (Şekil 95(c)). Diğer iki numunede ise, deney sırasında protezlerin plaka kısımlarında kırılma meydana gelmiş, ilerleyen yükleme aşamalarında modeller iki parçaya ayrılmıştır (Şekil 95(d), (e)). Bu kırılma davranışı, gözenekli yapıların yük taşıma kapasitesinin lokal bölgelerde yoğunlaşan gerilmelere bağlı olarak sınırlı olduğunu ve kritik bölgelerde ani kırılmaların meydana gelebileceğini göstermektedir. Her iki durumda da deneyler, yapısal bütünlüğün bozulmasıyla birlikte kontrollü biçimde tamamlanmıştır.



Şekil 95. Deney sonrası numune görüntüleri: (a), (b) dolu protez montajlı alt çene kemik numuneleri ve (c), (d), (e) gözenekli protez montajlı alt çene kemik numuneleri

Sağlam yapay alt çene kemiği, dolu protezli alt çene kemiği ve gözenekli protezli alt çene kemiği üzerine yapılan basma testlerinden elde edilen veriler, mekanik davranışları değerlendirmek amacıyla grafik halinde Şekil 96'da verilmiştir.



Şekil 96. Yapay alt çene kemiklerine ait basma yükü-basma kısalması değişim grafikleri: (a) sağlam, (b) dolu protezli ve (c) gözenekli protezli

Şekil 96 incelendiğinde, sağlam kemik örneğinde yaklaşık 1450 N maksimum basma yüküne ulaşılmış olup, bu yükte ani bir kırılma meydana gelmiştir. Dolu protez örneklerinde taşıma kapasitesi sağlam kemiğe kıyasla belirgin şekilde azalmış, Dolu Protez–1 numunesinde yaklaşık 650 N, Dolu Protez–2 numunesinde ise 950 N civarında maksimum yük değerine ulaşılmıştır. Buna rağmen dolu protezlerin uzama miktarlarının (yaklaşık 5,5–6 mm) sağlam kemikle benzer olduğu görülmektedir. Gözenekli protezlerde ise yük taşıma kapasitesi daha da düşmüş; Gözenekli Protez–1, –2 ve –3 numunelerinde sırasıyla yaklaşık 650 N, 690 N ve 630 N maksimum yük değerleri elde edilmiştir. Bununla birlikte, özellikle Gözenekli Protez–2 numunesi 6,5 mm'ye kadar deformasyona izin vererek daha sünek bir davranış sergilemiştir. Bu sonuçlar, gözenekli yapıların mekanik dayanımı azaltmasına karşın deformasyon enerjisini absorbe etme kabiliyetini artırdığını göstermektedir (Zhang

vd., 2022, Zhang vd., 2023). Tablo 23, yapay alt çene kemik numunelerine ait deneysel verileri içermektedir.

Tablo 23. Yapay alt çene kemiklerinin farklı konfigürasyonlarındaki basma test sonuçları

Numune	Maksimum Basma Yükü (N)	Maksimum Basma Kısalması (mm)
Sağlam Kemik	1457,653	5,798
Dolu Protez -1	657,601	6,276
Dolu Protez -2	965,438	5,734
Gözenekli Protez -1	656,844	7,719
Gözenekli Protez -2	691,264	7,399
Gözenekli Protez -3	627,362	6,811

Gerçekleştirilen basma testleri sonucunda, sağlam yapay alt çene kemiği, dolu protezli ve gözenekli protezli modellerin mekanik davranışları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Sağlam kemik modeli en yüksek rijitlik ve yük taşıma kapasitesine sahip olurken, dolu protez montajlı modellerde rijitliğin korunduğu ancak yükleme sonrası bağlantı bölgelerinde ani ayrılmaların meydana geldiği gözlenmiştir. Buna karşın, gözenekli protez montajlı numunelerde deformasyonun daha kademeli gerçekleştiği, yük aktarımının daha homojen dağıldığı ve kırılmanın kontrollü şekilde ilerlediği belirlenmiştir. Bu bulgular, gözenekli yapıların dolu modellere kıyasla daha esnek bir davranış sergilediğini ve yük transferinde gerilme kalkanı etkisini azalttığını göstermektedir (Ahmed vd., 2022; Yan vd., 2015; Zhang vd., 2021).

Literatürde, gözenekli yapıların dolu yapılara göre daha düşük elastik modül değerine sahip olması nedeniyle, doğal kemik dokusuna yakın mekanik özellikler sunduğu belirtilmektedir (Al-Ketan vd., 2018; Ataee vd., 2018). Benzer biçimde bu çalışmada da gözenekli protezlerin rijitliği azalarak, yük paylaşımını iyileştirdiği ve kemik-protez ara yüzeyinde oluşan gerilme farklılıklarının azaldığı görülmüştür. Bu durum, özellikle kemik rezorpsiyonunun önlenmesi ve protezin uzun dönem stabilitesinin artırılması açısından önemli bir avantaj sağlamaktadır (Lin vd., 2021; van Kootwijk vd., 2022). Ayrıca gözenekli yapıların yüksek yüzey alanı ve açık hücreli morfolojileri sayesinde, hücre tutunması ve dokusal bütünleşme açısından da avantaj oluşturduğu literatürde rapor edilmektedir (Dong

& Zhao, 2021; Li vd., 2023b). Bu çalışmada kullanılan gözenekli protez tasarımı, hem mekanik olarak yük dağılımını optimize etmiş özellikte olup, hem de ileride gerçekleştirilecek biyolojik çalışmalar için uygun bir mikrogeometri oluşturabilmiştir.

Elde edilen deneysel sonuçlar, gözenekli protezlerin yapısal dayanım açısından dolu modellere göre daha düşük değerlere sahip olmasına rağmen, biyomekanik uyum, enerji sönümleme kabiliyeti ve potansiyel biyolojik entegrasyon açısından önemli üstünlükler sunduğunu ortaya koymaktadır. Bu kapsamda çalışma, mandibular protezlerde gözenekli yapı tasarımının uygulanabilirliğini deneysel olarak doğrulamış ve literatürde önerilen kavramsal avantajların pratikte de elde edilebileceğini gösterebilmiştir.

4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, alt çene kemiğinde meydana gelen kemik kayıplarının tedavisinde kullanılmak üzere geliştirilen gözenekli protez yapılarının biyomekanik performansları değerlendirilmiştir. Çalışma kapsamında, kiriş esaslı ve TPMS esaslı birim hücre mimarileri kullanılarak oluşturulan gözenekli yapılar hem sayısal hem de deneysel yöntemlerle analiz edilmiştir. Kortikal ve trabeküler kemik bölgelerini temsil edecek şekilde uygun hücre mimarileri belirlenmiş ve bu doğrultuda, biyomekanik açıdan uyumlu çift tabakalı gözenekli protez tasarımları oluşturulmuştur. Elde edilen sonuçlar, farklı topolojik yapıların yalnızca mekanik performansları açısından değil, aynı zamanda kemik hücrelerinin büyüme ve entegrasyon potansiyeli bakımından da önemli avantajlar sunabileceğini ortaya koymuştur. Çalışma kapsamındaki temel sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

- Yüzey esaslı kafes yapılar genel olarak daha yüksek özgül yüzey alanlarına sahip olurken; kiriş esaslı yapılar daha kalın duvar yapıları ile karakterize edilir. Gözeneklilik oranı arttıkça gözenek boyutları artar, buna karşılık duvar kalınlıkları azalır.
- Aynı mimariye sahip kafes yapılarda gözeneklilik oranı arttıkça elastik modül değerleri belirgin biçimde azalır. Bu durum, artan poroziteye bağlı olarak taşıyıcı kesit alanının zayıflaması ve yük taşıma kapasitesinin düşmesi ile ilişkilidir.
- Levha esaslı ÜPMY yapılar, genellikle daha yüksek elastik modül değerleriyle öne çıkarken; kiriş esaslı ve ağ esaslı yapılar, gözeneklilik düzeyi arttıkça daha düşük elastik modül değerlerine sahip olmuştur.
- Kafes yapılar geçirgenlik açısından değerlendirildiğinde, gözeneklilik oranının artmasıyla birlikte geçirgenlik değerleri artmıştır. Ağ esaslı ÜPMY kafes yapılar genellikle en yüksek geçirgenlik değerlerini sunarken; kiriş esaslı ve levha esaslı ÜPMY yapılar bu mimarilere kıyasla daha düşük geçirgenlik değerleri gösterir.
- Hücre proliferasyonu açısından önerilen 10–30 mPa aralığındaki duvar kayma gerilmelerinin birim hücre yüzeyleri üzerindeki dağılımında, gözeneklilik oranı veya mimariye bağlı belirgin ve orantılı bir ilişki gözlenmez. İncelenen tüm yapılar arasında en yüksek potansiyel yüzey alanı oranı %91,98 ile D70-L birim hücresinde elde edilir.
- Gözenekli protez modelleri, dolu protezlere kıyasla daha düşük maksimum yük taşıma kapasitesine sahip olur; buna karşın deformasyon daha homojen dağılır ve yük aktarımı

daha dengeli gerçekleşir. Bu durum, gözenekli yapıların rijitliği azaltarak daha kontrollü bir deformasyon davranışı sergilemesini sağlar.

- Gözeneklilik, protez ve kemik bileşenleri arasındaki yük paylaşımını iyileştirir ve kemik-protez ara yüzeyinde oluşabilecek gerilme kalkanı etkisini azaltır.
- Gözenekli protez tasarımları, yüksek yüzey alanı ve açık hücreli mimarileri sayesinde hücre tutunması, doku bütünleşmesi ve potansiyel sinir rejenerasyonu açısından uygun bir geometrik ortam sunar. Elde edilen bulgular, gözenekli yapıların mandibular protez tasarımlarında biyomekanik uyum, enerji sönümleme kabiliyeti ve biyolojik entegrasyon açısından dolu yapılara kıyasla daha üstün bir alternatif sunduğunu doğrular.

5. ÖNERİLER

Doktora tezi olarak sunulan alt çene kemiği protezlerin geliştirilmesi ve başka kemiklere de uygulanabilirliğini desteklemek için öneriler şu şekilde sıralanabilir:

- Farklı birim hücre boyutları kullanılarak gözenekli protez yapısının mekanik dayanımı, elastisite modülü ve gözeneklilik oranı optimize edilebilir, böylece hem biyomekanik hem biyolojik gereksinimlere daha iyi uyum sağlanabilir.
- Farklı eklemeli üretim teknolojileri ile üretim hassasiyeti, yüzey pürüzlülüğü, iç yapı kalitesi, üretim süresi ve maliyet açısından değerlendirilerek protez üretimi için en uygun yöntem seçilebilir.
- Osteoblast ya da mezenkimal kök hücrelerle yapılan hücre kültürü çalışmalarıyla protez yüzeyinin hücre tutunması, çoğalması ve kemikleşme potansiyeli deneysel olarak doğrulanabilir.
- Radyolojik görüntüler (BT/MRG) kullanılarak hasta spesifik anatomik verilerden faydalanılarak kişiye özel protez tasarımları yapılabilir ve kemik kayıplarına yüksek uyum sağlayan yapılar geliştirilebilir.
- Statik analizlere ek olarak tekrarlı çiğneme kuvvetlerini temsil eden yorulma analizleri gerçekleştirilerek, protezin uzun dönem dayanıklılığı ve klinik güvenilirliği tahmin edilebilir.
- Biyomekanik sağlamlık ile biyolojik geçirgenlik gibi birbiriyle çelişebilen performans kriterleri çok hedefli optimizasyon algoritmalarıyla birlikte değerlendirilebilir ve daha dengeli tasarımlar elde edilebilir.
- Klinik öncesi aşamada hayvan modelleri üzerinde yapılacak deneylerle protezlerin biyouyumluluğu, doku entegrasyonu, inflamatuvar tepkiler ve iyileşme süreci gözlemlenebilir.
- Protez yüzeyine uygulanabilecek hidroksiapatit kaplama, nano-yapı oluşturma veya büyüme faktörü yüklemesi gibi yüzey modifikasyonları sayesinde osteointegrasyon artırılabilir ve iyileşme süresi kısaltılabilir.

6. KAYNAKLAR

Abbasi, N., Hamlet, S., Love, R. M., & Nguyen, N. T. (2020). Porous scaffolds for bone regeneration. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*, *5*(1), 1-9.

Ahmed, N., Barsoum, I., & Abu Al-Rub, R. K. (2022). Numerical Investigation on the Effect of Residual Stresses on the Effective Mechanical Properties of 3D-Printed TPMS Lattices. *Metals 2022, Vol. 12, Page 1344*, *12*(8), 1344.

Ali, D., Ozalp, M., Blanquer, S. B. G., & Onel, S. (2020). Permeability and fluid flow-induced wall shear stress in bone scaffolds with TPMS and lattice architectures: A CFD analysis. *European Journal of Mechanics - B/Fluids*, *79*, 376-385.

Al-Ketan, O., Abu Al-Rub, R. K., Abu Dhabi, U., & Dhabi, A. (2021). MSLattice: A free software for generating uniform and graded lattices based on triply periodic minimal surfaces. *Material Design & Processing Communications*, *3*(6), e205.

Al-Ketan, O., Rowshan, R., & 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.

Arabnejad, S., Burnett Johnston, R., Pura, J. A., Singh, B., Tanzer, M., & 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.

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

Bathe, K. (2008). Finite Element Method. *Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering*, 1-12.

Bauer, E., Mazul, A., Zenga, J., Graboyes, E. M., Jackson, R., Puram, S. V., Doering, M., & Pipkorn, P. (2021). Complications After Soft Tissue With Plate vs Bony Mandibular Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery (United States)*, *164*(3), 501-511.

Biemond, J. E., Aquarius, R., Verdonschot, N., & Buma, P. (2011). Frictional and bone ingrowth properties of engineered surface topographies produced by electron beam technology. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, *131*(5), 711-718.

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

Boniotti, L., Dancette, S., Gavazzoni, M., Lachambre, J., Buffiere, J. Y., & Foletti, S. (2022). Experimental and numerical investigation on fatigue damage in micro-lattice materials by Digital Volume Correlation and μCT-based finite element models. *Engineering Fracture Mechanics*, *266*, 108370.

Boniotti, L., Foletti, S., Beretta, S., & Patriarca, L. (2020). Analysis of strain and stress concentrations in micro-lattice structures manufactured by SLM. *Rapid Prototyping Journal*, *26*(2), 370-380.

Brennan, M. C., Keist, J. S., Palmer, T. A., Bourell, D. L., Frazier, W., Kuhn, H., & Seifi, M. (2021). Defects in Metal Additive Manufacturing Processes. *Journal of Materials Engineering and Performance, 30*(7), 4808-4818.

Brentel, A. S., De Vasconcellos, L. M. R., Oliveira, M. V., Graça, M. L. D. A., De Vasconcellos, L. G. O., Cairo, C. A. A., & Carvalho, Y. R. (2006). Histomorphometric analysis of pure titanium implants with porous surface versus rough surface. *Journal of applied oral science : revista FOB*, *14*(3), 213-218.

Brown, J. S., Lowe, D., Kanatas, A., & Schache, A. (2017). Mandibular reconstruction with vascularised bone flaps: a systematic review over 25 years. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*, *55*(2), 113-126.

Brozovich, A., Andrews, E., Tasciotti, E., & Selber, J. C. (2020). A Marriage Between Plastic Surgery and Nano-Medicine: Future Directions for Restoration in Mandibular Reconstruction and Skin Defects. *Frontiers in Surgery*, *7*(13), 13.

Cai, S., & Xi, J. (2009). Morphology-controllable modeling approach for a porous scaffold structure in tissue engineering. *Virtual and Physical Prototyping*, *4*(3), 149-163.

Carolo, C. B. L., & Cooper O., R. E. (2022). A review on the influence of process variables on the surface roughness of Ti-6Al-4V by electron beam powder bed fusion. *Additive Manufacturing*, *59*, 103103.

Charbonnier, B., Hadida, M., & Marchat, D. (2021). Additive manufacturing pertaining to bone: Hopes, reality and future challenges for clinical applications. *Acta Biomaterialia*, *121*, 1-28.

Cheng, K. jie, Liu, Y. feng, Wang, R., Zhang, J. xing, Jiang, X. feng, Dong, X. tao, & Xu, X. (2020). Topological optimization of 3D printed bone analog with PEKK for surgical mandibular reconstruction. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *107*, 103758.

Chmielewska, A., & Dean, D. (2024). The role of stiffness-matching in avoiding stress shielding-induced bone loss and stress concentration-induced skeletal reconstruction device failure. *Acta Biomaterialia*, *173*, 51-65.

Dallago, M., Raghavendra, S., Luchin, V., Zappini, G., Pasini, D., & Benedetti, M. (2021). The role of node fillet, unit-cell size and strut orientation on the fatigue strength of Ti-

6Al-4V lattice materials additively manufactured via laser powder bed fusion. *International Journal of Fatigue*, *142*, 105946.

Dias, M. R., Fernandes, P. R., Guedes, J. M., & Hollister, S. J. (2012). Permeability analysis of scaffolds for bone tissue engineering. *Journal of biomechanics*, *45*(6), 938-944.

Distefano, F., Mineo, R., & Epasto, G. (2023). Mechanical behaviour of a novel biomimetic lattice structure for bone scaffold. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *138*, 105656.

Dong, Z., & Zhao, X. (2021). Application of TPMS structure in bone regeneration. *Engineered Regeneration*, *2*, 154-162.

Doroszko, M., Falkowska, A., & Seweryn, A. (2021). Image-based numerical modeling of the tensile deformation behavior and mechanical properties of additive manufactured Ti–6Al–4V diamond lattice structures. *Materials Science and Engineering: A*, *818*, 141362.

Egan, P. F., Gonella, V. C., Engensperger, M., Ferguson, S. J., & Shea, K. (2017). Computationally designed lattices with tuned properties for tissue engineering using 3D printing. *PLOS ONE*, *12*(8), e0182902.

Feng, S., Kamat, A. M., Sabooni, S., & Pei, Y. (2021). Experimental and numerical investigation of the origin of surface roughness in laser powder bed fused overhang regions. *Virtual and Physical Prototyping*, *16*(S1), S66-S84.

Fini, M., Giavaresi, G., Torricelli, P., Borsari, V., Giardino, R., Nicolini, A., & Carpi, A. (2004). Osteoporosis and biomaterial osteointegration. *Biomedicine & pharmacotherapy*, *58*(9), 487-493.

Florencio-Silva, R., Sasso, G. R. D. S., Sasso-Cerri, E., Simões, M. J., & Cerri, P. S. (2015). Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *BioMed Research International*, *2015*, 421746.

Frosch, K. H., Barvencik, F., Lohmann, C. H., Viereck, V., Siggelkow, H., Breme, J., Dresing, K., & Stürmer, K. M. (2002). Migration, Matrix Production and Lamellar Bone Formation of Human Osteoblast-Like Cells in Porous Titanium Implants. *Cells Tissues Organs*, *170*(4), 214-227.

Gačnik, F., Ren, Z., & Hren, N. I. (2014). Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone. *Medical Engineering & Physics*, *36*(12), 1684-1692.

Gómez, S., Vlad, M. D., López, J., & Fernández, E. (2016). Design and properties of 3D scaffolds for bone tissue engineering. *Acta Biomaterialia*, *42*, 341-350.

Gong, H., Rafi, K., Gu, H., Starr, T., & Stucker, B. (2014). Analysis of defect generation in Ti–6Al–4V parts made using powder bed fusion additive manufacturing processes. *Additive Manufacturing*, *1*, 87-98.

Grimm, M. J., & Williams, J. L. (1997). Measurements of permeability in human calcaneal trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, *30*(7), 743-745.

Günther, F., Wagner, M., Pilz, S., Gebert, A., & Zimmermann, M. (2022). Design procedure for triply periodic minimal surface based biomimetic scaffolds. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *126*, 104871.

Han, Q., Gu, H., Soe, S., Setchi, R., Lacan, F., & Hill, J. (2018). Manufacturability of AlSi10Mg overhang structures fabricated by laser powder bed fusion. *Materials & Design*, *160*, 1080-1095.

Harun, W. S. W., Manam, N. S., Kamariah, M. S. I. N., Sharif, S., Zulkifly, A. H., Ahmad, I., & Miura, H. (2018). A review of powdered additive manufacturing techniques for Ti-6al-4v biomedical applications. *Powder Technology*, *331*, 74-97.

Hayden, R. E., Mullin, D. P., & Patel, A. K. (2012). Reconstruction of the segmental mandibular defect: current state of the art. *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, *20*(4), 231-236.

Hollister, S. J. (2009). Scaffold Design and Manufacturing: From Concept to Clinic. *Advanced Materials*, *21*(32-33), 3330-3342.

Hu, J., Wang, J. H., Wang, R., Yu, X. B., Liu, Y., & Baur, D. A. (2019). Analysis of biomechanical behavior of 3D printed mandibular graft with porous scaffold structure designed by topological optimization. *3D Printing in Medicine*, *5*(1), 1-14.

Huang, G., Pan, S. T., & Qiu, J. X. (2022). The osteogenic effects of porous Tantalum and Titanium alloy scaffolds with different unit cell structure. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, *210*, 112229.

Javaid, M., Haleem, A., Singh, R. P., Suman, R., & Rab, S. (2021). Role of additive manufacturing applications towards environmental sustainability. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, *4*(4), 312-322.

Jiao, C., Xie, D., He, Z., Liang, H., Shen, L., Yang, Y., Tian, Z., Wu, G., & Wang, C. (2022). Additive manufacturing of Bio-inspired ceramic bone Scaffolds: Structural Design, mechanical properties and biocompatibility. *Materials & Design*, *217*, 110610.

Joshua, R. J. N., Raj, S. A., Hameed Sultan, M. T., Łukaszewicz, A., Józwik, J., Oksiuta, Z., Dziedzic, K., Tofil, A., & Shahar, F. S. (2024). Powder Bed Fusion 3D Printing in Precision Manufacturing for Biomedical Applications: A Comprehensive Review. *Materials, 17*(3), 769.

Karageorgiou, V., & Kaplan, D. (2005). Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomaterials*, *26*(27), 5474-5491.

Kargarnejad, S., Ghalichi, F., Pourgol-Mohammad, M., & Garajei, A. (2020). Design and fabrication of mandibular customized implants by CAD/CAM method and 3-D

printing. *27th National and 5th International Iranian Conference of Biomedical Engineering, ICBME 2020*, 242-246.

Karri, C. P., & Kambagowni, V. (2024). Finite Element Analysis Approach for Optimal Design and Mechanical Performance Prediction of Additive Manufactured Sandwich Lattice Structures. *Journal of The Institution of Engineers (India): Series D*, *106*(1), 353-368.

Kaveh, A. (2014). Computational structural analysis and finite element methods. *Computational Structural Analysis and Finite Element Methods*, *9783319029641*, 1-432.

Kaya, G., Yıldız, F., Solak, K., & Orhan, S. N. (2025). An experimental and FEA investigation of deformation characteristics of additively manufactured Ti6Al4V lattice structures. *European Journal of Mechanics - A/Solids*, *112*, 105657.

Kladovasilakis, N., Tsongas, K., & Tzetzis, D. (2023). Development of novel additive manufactured hybrid architected materials and investigation of their mechanical behavior. *Mechanics of Materials*, *176*, 104525.

Kladovasilakis, N., Tsongas, K., Kostavelis, I., Tzovaras, D., & Tzetzis, D. (2022). Effective Mechanical Properties of Additive Manufactured Strut-Lattice Structures: Experimental and Finite Element Study. *Advanced Engineering Materials*, *24*(3), 2100879.

Koper, D. C., Leung, C. A. W., Smeets, L. C. P., Laeven, P. F. J., Tuijthof, G. J. M., & Kessler, P. A. W. H. (2021). Topology optimization of a mandibular reconstruction plate and biomechanical validation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *113*, 104157.

Kök, H. I., Kick, M., Akbas, O., Stammkötter, S., Greuling, A., Stiesch, M., Walther, F., & Junker, P. (2025). Reduction of stress-shielding and fatigue-resistant dental implant design through topology optimization and TPMS lattices. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *165*, 106923.

Kulshreshtha, A., & Dhakad, S. K. (2020). Preparation of metal foam by different methods: A review. *Materials Today: Proceedings*, *26*, 1784-1790.

Lakatos, É., Magyar, L., & Bojtár, I. (2014). Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. *Journal of Medical Engineering*, *2014*(1), 470539.

Li, C., Lei, H., Zhang, Z., Zhang, X., Zhou, H., Wang, P., & Fang, D. (2020). Architecture design of periodic truss-lattice cells for additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, *34*, 101172.

Li, G., Wang, L., Pan, W., Yang, F., Jiang, W., Wu, X., Kong, X., Dai, K., & Hao, Y. (2016). In vitro and in vivo study of additive manufactured porous Ti6Al4V scaffolds for repairing bone defects. *Scientific reports*, *6*.

Li, Y., Li, J., Jiang, S., Zhong, C., Zhao, C., Jiao, Y., Shen, J., Chen, H., Ye, M., Zhou, J., Yang, X., Gou, Z., Xu, S., & Shen, M. (2023b). The design of strut/TPMS-based pore geometries in bioceramic scaffolds guiding osteogenesis and angiogenesis in bone regeneration. *Materials Today Bio*, *20*, 100667.

Li, Y., Liu, H., Wang, C., Yan, R., Xiang, L., Mu, X., Zheng, L., Liu, C., & Hu, M. (2023a). 3D printing titanium grid scaffold facilitates osteogenesis in mandibular segmental defects. *npj Regenerative Medicine 2023 8:1*, *8*(1), 1-11.

Lin, C. L., Wang, Y. T., Chang, C. M., Wu, C. H., & Tsai, W. H. (2021). Design Criteria for Patient-specific Mandibular Continuity Defect Reconstructed Implant with Lightweight Structure using Weighted Topology Optimization and Validated with Biomechanical Fatigue Testing. *International Journal of Bioprinting*, *8*(1), 437.

Lin, Y., Shi, W., Li, J., Liu, Y., Liu, S., & Li, J. (2023). Evaluation of mechanical properties of Ti–6Al–4V BCC lattice structure with different density gradient variations prepared by L-PBF. *Materials Science and Engineering: A,* 872, 144986.

Lipowiecki, M., Ryvolová, M., Töttösi, Á., Kolmer, N., Naher, S., Brennan, S. A., Vázquez, M., & Brabazon, D. (2014). Permeability of rapid prototyped artificial bone scaffold structures. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, *102*(11), 4127-4135.

Liu, F., Mao, Z., Zhang, P., Zhang, D. Z., Jiang, J., & Ma, Z. (2018). Functionally graded porous scaffolds in multiple patterns: New design method, physical and mechanical properties. *Materials & Design*, *160*, 849-860.

Liu, L., Wang, S., Liu, J., Deng, F., Li, Z., & Hao, Y. (2020b). Architectural design of Ti6Al4V scaffold controls the osteogenic volume and application area of the scaffold. *Journal of Materials Research and Technology*, *9*(6), 15849-15861.

Liu, W., Chen, C., Shuai, S., Zhao, R., Liu, L., Wang, X., Hu, T., Xuan, W., Li, C., Yu, J., Wang, J., & Ren, Z. (2020a). Study of pore defect and mechanical properties in selective laser melted Ti6Al4V alloy based on X-ray computed tomography. *Materials Science and Engineering: A*, *797*, 139981.

Lv, J., Jia, Z., Li, J., Wang, Y., Yang, J., Xiu, P., Zhang, K., Cai, H., & Liu, Z. (2015). Electron Beam Melting Fabrication of Porous Ti6Al4V Scaffolds: Cytocompatibility and Osteogenesis. *Advanced Engineering Materials*, *17*(9), 1391-1398.

Maconachie, T., Leary, M., Lozanovski, B., Zhang, X., Qian, M., Faruque, O., & Brandt, M. (2019). SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges. *Materials & Design*, *183*, 108137.

Mat Samudin, I., Mohd Radzuan, N. A., Sulong, A. B., Ma, Q., Azman, A. H., & Wan Zamri, W. F. H. (2025). Stress strain curve analysis of sheet based TPMS structures in quasi static compression test: A review. *Journal of Materials Research and Technology*, *36*, 5757-5796.

Mccoy, R. J., Jungreuthmayer, C., & O'Brien, F. J. (2012). Influence of flow rate and scaffold pore size on cell behavior during mechanical stimulation in a flow perfusion bioreactor. *Biotechnology and Bioengineering*, *109*(6), 1583-1594.

McMahon, J. D., Wong, L. S., Crowther, J., Taylor, W. M., McManners, J., Devine, J. C., Wales, C., & MacIver, C. (2013). Patterns of local recurrence after primary resection of cancers that arise in the sinonasal region and the maxillary alveolus. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *51*(5), 389-393.

Misch, C. E., Qu, Z., & Bidez, M. W. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *57*(6), 700-706.

Mishra, A. K., Chavan, H., & Kumar, A. (2021). Effect of material variation on the uniaxial compression behavior of FDM manufactured polymeric TPMS lattice materials. *Materials Today: Proceedings*, *46*, 7752-7759.

Mobarak, M. H., Islam, M. A., Hossain, N., Al Mahmud, M. Z., Rayhan, M. T., Nishi, N. J., & Chowdhury, M. A. (2023). Recent advances of additive manufacturing in implant fabrication – A review. *Applied Surface Science Advances*, *18*, 100462.

Mohammed, A., Elshaer, A., Sareh, P., Elsayed, M., & Hassanin, H. (2020). Additive Manufacturing Technologies for Drug Delivery Applications. *International Journal of Pharmaceutics*, *580*, 119245.

Moiduddin, K., Anwar, S., Ahmed, N., Ashfaq, M., & Al-Ahmari, A. (2017). Computer Assisted Design and Analysis of Customized Porous Plate for Mandibular Reconstruction. *IRBM*, *38*(2), 78-89.

Moiduddin, K., Mian, S. H., Alkhalefah, H., & Umer, U. (2019). Digital Design, Analysis and 3D Printing of Prosthesis Scaffolds for Mandibular Reconstruction. *Metals, 9*(5), 569.

Nakajima, K., Kondoh, J., & Fujiwara, M. (1984). An experimental study on the dynamic traits of dehydrated mandibles in relation to Yang's modulus and Poisson's ratio of compact bone. *Shika gakuho. Dental science reports*, *84*(12), 1951-1961.

Natali, A. N., Pavan, P. G., & Ruggero, A. L. (2006). Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research*, *17*(1), 67-74.

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

Nguyen, H. D., Pramanik, A., Basak, A. K., Dong, Y., Prakash, C., Debnath, S., Shankar, S., Jawahir, I. S., Dixit, S., & Buddhi, D. (2022). A critical review on additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy: microstructure and mechanical properties. *Journal of Materials Research and Technology*, *18*, 4641-4661.

Okay, D., Al Shetawi, A. H., Moubayed, S. P., Mourad, M., Buchbinder, D., & Urken, M. L. (2016). Worldwide 10-Year Systematic Review of Treatment Trends in Fibula Free Flap for Mandibular Reconstruction. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, *74*(12), 2526-2531.

Oladapo, B. I., Ismail, S. O., Adebiyi, A. V., Omigbodun, F. T., Olawumi, M. A., & Olawade, D. B. (2021). Nanostructural interface and strength of polymer composite scaffolds applied to intervertebral bone. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, *627*, 127190.

Olivares, A. L., Marsal, È., Planell, J. A., & Lacroix, D. (2009). Finite element study of scaffold architecture design and culture conditions for tissue engineering. *Biomaterials*, *30*(30), 6142-6149.

Ouyang, P., Dong, H., He, X., Cai, X., Wang, Y., Li, J., Li, H., & Jin, Z. (2019). Hydromechanical mechanism behind the effect of pore size of porous titanium scaffolds on osteoblast response and bone ingrowth. *Materials & Design*, *183*, 108151.

Pankaj, P. (2013). Patient-specific modelling of bone and bone-implant systems: the challenges. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, *29*(2), 233-249.

Papazoglou, D. P., Neidhard-Doll, A. T., Pinnell, M. F., Erdahl, D. S., & Osborn, T. H. (2024). Compression and Tensile Testing of L-PBF Ti-6Al-4V Lattice Structures with Biomimetic Porosities and Strut Geometries for Orthopedic Implants. *Metals, 14*(2), 232.

Parashar, S. K., & Sharma, J. K. (2016). A review on application of finite element modelling in bone biomechanics. *Perspectives in Science*, *8*, 696-698.

Park, K. M., Min, K. S., & Roh, Y. S. (2021). Design Optimization of Lattice Structures under Compression: Study of Unit Cell Types and Cell Arrangements. *Materials, 15*(1), 97.

Parthasarathy, J., Starly, B., Raman, S., & Christensen, A. (2010). Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *3*(3), 249-259.

Peng, W. ming, Cheng, K. jie, Liu, Y. feng, Nizza, M., Baur, D. A., Jiang, X. feng, & Dong, X. tao. (2021). Biomechanical and Mechanostat analysis of a titanium layered porous implant for mandibular reconstruction: The effect of the topology optimization design. *Materials Science and Engineering: C*, *124*, 112056.

Petrovic , V., Vicente Haro Gonzalez, J., Jordá Ferrando, O., Delgado Gordillo, J., Ramón Blasco Puchades, J., & Portolés Griñan, L. (2011). Additive layered manufacturing: sectors of industrial application shown through case studies. *International Journal of Production Research*, *49*(4), 1061-1079.

Pires, T., Santos, J., Ruben, R. B., Gouveia, B. P., Castro, A. P. G., & Fernandes, P. R. (2021). Numerical-experimental analysis of the permeability-porosity relationship in triply periodic minimal surfaces scaffolds. *Journal of Biomechanics*, *117*, 110263.

Poelert, S., Valstar, E., Weinans, H., & Zadpoor, A. A. (2013). Patient-specific finite element modeling of bones. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*, *227*(4), 464-478.

Prakoso, A. T., Basri, H., Adanta, D., Yani, I., Ammarullah, M. I., Akbar, I., Ghazali, F. A., Syahrom, A., & Kamarul, T. (2023). The Effect of Tortuosity on Permeability of Porous Scaffold. *Biomedicines 2023, Vol. 11, Page 427*, *11*(2), 427.

Qi, D., Yu, H., Liu, M., Huang, H., Xu, S., Xia, Y., Qian, G., & Wu, W. (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*, 105091.

Qiu, C., Yue, S., Adkins, N. J., Ward, M., Hassanin, H., Lee, P. D., Withers, P. J., & Attallah, M. M. (2015). Influence of processing conditions on strut structure and compressive properties of cellular lattice structures fabricated by selective laser melting. *Materials Science and Engineering: A*, 628, 188-197.

Ran, Q., Yang, W., Hu, Y., Shen, X., Yu, Y., Xiang, Y., & Cai, K. (2018). Osteogenesis of 3D printed porous Ti6Al4V implants with different pore sizes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *84*, 1-11.

Ren, K., Yue, W., & Zhang, H. (2018). Surface modification of Ti6Al4V based on ultrasonic surface rolling processing and plasma nitriding for enhanced bone regeneration. *Surface and Coatings Technology*, *349*, 602-610.

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

Rouf, S., Malik, A., Singh, N., Raina, A., Naveed, N., Siddiqui, M. I. H., & Haq, M. I. U. (2022). Additive manufacturing technologies: Industrial and medical applications. *Sustainable Operations and Computers*, *3*, 258-274.

Salmi, M., Tuomi, J., Paloheimo, K. S., Björkstrand, R., Paloheimo, M., Salo, J., Kontio, R., Mesimäki, K., & Mäkitie, A. A. (2012). Patient-specific reconstruction with 3D modeling and DMLS additive manufacturing. *Rapid Prototyping Journal*, *18*(3), 209-214.

Sikavitsas, V. I., Bancroft, G. N., Holtorf, H. L., Jansen, J. A., & Mikos, A. G. (2003). Mineralized matrix deposition by marrow stromal osteoblasts in 3D perfusion culture increases with increasing fluid shear forces. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, *100*(25), 14683-14688.

Singh, S., & Ramakrishna, S. (2017). Biomedical applications of additive manufacturing: Present and future. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, *2*, 105-115.

Soe, A. N., Sombatmai, A., Promoppatum, P., Srimaneepong, V., Trachoo, V., & Pandee, P. (2024). Effect of post-processing treatments on surface roughness and mechanical properties of laser powder bed fusion of Ti–6Al–4V. *Journal of Materials Research and Technology*, *32*, 3788-3803.

Stacey, D. H., Doyle, J. F., Mount, D. L., Snyder, M. C., & Gutowski, K. A. (2006). Management of mandible fractures. *Plastic and reconstructive surgery*, *117*(3).

Strano, G., Hao, L., Everson, R. M., & Evans, K. E. (2013). Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. *Journal of Materials Processing Technology*, *213*(4), 589-597.

Sun, Q., Sun, J., Guo, K., & Wang, L. (2022). Compressive mechanical properties and energy absorption characteristics of SLM fabricated Ti6Al4V triply periodic minimal surface cellular structures. *Mechanics of Materials*, *166*, 104241.

Taylor, S., Wright, J. B., Forrest, E. C., Jared, B., Koepke, J., & Beaman, J. (2020). Investigating relationship between surface topography and emissivity of metallic additively manufactured parts. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, *115*, 104614.

Thompson, M., Yazdani Sarvestani, H., Sohrabi-Kashani, A., Kiyani, E., Filippi, E., van Egmond, D. A., Rahmat, M., Ashrafi, B., & Karttunen, M. (2025). Machine learning-optimized stochastic Voronoi lattices for enhanced mechanical performance. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, *160*, 111937.

Torres-Sanchez, C., Al Mushref, F. R. A., Norrito, M., Yendall, K., Liu, Y., & Conway, P. P. (2017). The effect of pore size and porosity on mechanical properties and biological response of porous titanium scaffolds. *Materials Science and Engineering: C*, *77*, 219-228.

Tseng, S. F., Wang, I. H., Chang, C. M., Lee, C. C., Yeh, D. Y., Chen, T. W., & Yeh, A. C. (2022). Mechanical characteristic comparison of additively manufactured Ti–6Al–4V lattice structures in biocompatible bone tissue growth. *Materials Science and Engineering: A*, *857*, 144045.

Turnbull, G., Clarke, J., Picard, F., Riches, P., Jia, L., Han, F., Li, B., & Shu, W. (2018). 3D bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering. *Bioactive Materials*, *3*(3), 278-314.

URL-1. (2025, Ocak 16) *Direct Laser Metal Sintering, DMLS | Find suppliers, processes & material*. https://www.manufacturingguide.com/en/direct-laser-metal-sintering-dmls

URL-2. (2025, Ocak 16) *A Bone Quality–Based Implant System: First Year of Prosthetic Loading | Journal of Oral Implantology*.

https://meridian.allenpress.com/joi/article/25/3/185/1788/A-Bone-Quality-Based-Implant-System-First-Year-of

Van Bael, S., Kerckhofs, G., Moesen, M., Pyka, G., Schrooten, J., & Kruth, J. P. (2011). Micro-CT-based improvement of geometrical and mechanical controllability of selective laser melted Ti6Al4V porous structures. *Materials Science and Engineering: A*, *528*(24), 7423-7431.

van Kootwijk, A., Jonker, B. P., Wolvius, E. B., Saldivar, M. C., Leeflang, M. A., Zhou, J., Tümer, N., Mirzaali, M. J., & Zadpoor, A. A. (2023). Biomechanical evaluation of additively manufactured patient-specific mandibular cage implants designed with a semi-automated workflow: A cadaveric and retrospective case study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *146*, 106097.

van Kootwijk, A., Moosabeiki, V., Saldivar, M. C., Pahlavani, H., Leeflang, M. A., Kazemivand Niar, S., Pellikaan, P., Jonker, B. P., Ahmadi, S. M., Wolvius, E. B., Tümer, N., Mirzaali, M. J., Zhou, J., & Zadpoor, A. A. (2022). Semi-automated digital workflow to design and evaluate patient-specific mandibular reconstruction implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *132*, 105291.

van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *9*(4), 257-270.

Vasconcellos, L. M. R., Oliveira, M. V., Graça, M. L. A., Vasconcellos, L. G. O., Cairo, C. A. A., & Carvalho, Y. R. (2008). Design of dental implants, influence on the osteogenesis and fixation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *19*(8), 2851-2857.

Vasile, A., Constantinescu, D. M., Coropețchi, I. C., Sorohan, Ștefan, & Apostol, D. A. (2024). Definition, Fabrication, and Compression Testing of Sandwich Structures with Novel TPMS-Based Cores. *Materials 2024, Vol. 17, Page 5150*, *17*(21), 5150.

Vossenberg, P., Higuera, G. A., Van Straten, G., Van Blitterswijk, C. A., & Van Boxtel, A. J. B. (2009). Darcian permeability constant as indicator for shear stresses in regular scaffold systems for tissue engineering. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, *8*(6), 499-507.

Wang, X., Wang, C., Zhou, X., Wang, D., Zhang, M., Gao, Y., Wang, L., & Zhang, P. (2020). Evaluating Lattice Mechanical Properties for Lightweight Heat-Resistant Load-Bearing Structure Design. *Materials 2020, Vol. 13, Page 4786*, *13*(21), 4786.

Wang, X., Zhang, L., Song, B., Zhang, J., Fan, J., Zhang, Z., Han, Q., & Shi, Y. (2022). Anisotropic mechanical and mass-transport performance of Ti6Al4V plate-lattice scaffolds prepared by laser powder bed fusion. *Acta Biomaterialia*, *148*, 374-388.

Wang, Y. Y., Zhang, H. Q., Fan, S., Zhang, D. M., Huang, Z. Q., Chen, W. L., Ye, J. T., & Li, J. S. (2016). Mandibular reconstruction with the vascularized fibula flap:

comparison of virtual planning surgery and conventional surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, *45*(11), 1400-1405.

Westermark, A., Hedén, P., Aagaard, E., & Cornelius, C. P. (2011). The use of TMJ Concepts prostheses to reconstruct patients with major temporomandibular joint and mandibular defects. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, *40*(5), 487-496.

Wohlers, T., Gornet, T., Mostow, N., Campbell, I., Diegel, O., Kowen, J., Huff, R., Stucker, B., Fidan, I., Doukas, A., Drab, B., Drstvenšek, I., Eitsert, N., Espalin, D., Feldhausen, T., Ghany, K., Gillett-Crooks, M., Guo, D., Held, A., … Peels, J. (2016). History of Additive Manufacturing. *SSRN Electronic Journal*.

Wojnicz, W., Augustyniak, M., & Borzyszkowski, P. (2021). Mathematical approach to design 3D scaffolds for the 3D printable bone implant. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 41(2), 667-678.

Wu, C. H., Lin, Y. S., Liu, Y. S., & Lin, C. L. (2017). Biomechanical evaluation of a novel hybrid reconstruction plate for mandible segmental defects: A finite element analysis and fatigue testing. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, *45*(10), 1671-1680.

Wu, C. H., Wu, H. K., Tsai, P. J., & Lin, C. L. (2024). Early monitoring for 3D-printed patient-specific mandible reconstructive implant biomechanical behavior under different occlusal conditions using a wireless module system. *International Journal of Bioprinting 2024,* 10(3), 2553.

Wu, N., Li, S., Zhang, B., Wang, C., Chen, B., Han, Q., & Wang, J. (2021). The advances of topology optimization techniques in orthopedic implants: A review. *Medical & Biological Engineering & Computing* 59(9), 1673-1689.

Xia, Y., Feng, Z. C., Li, C., Wu, H., Tang, C., Wang, L., & Li, H. (2020). Application of additive manufacturing in customized titanium mandibular implants for patients with oral tumors. *Oncology Letters*, *20*(4), 51.

Yan, C., Hao, L., Hussein, A., & Young, P. (2015). Ti–6Al–4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *51*, 61-73.

Yánez, A., Cuadrado, A., Martel, O., Fiorucci, M. P., & Deviaene, S. (2024). Mechanical and permeability properties of skeletal and sheet triply periodic minimal surface scaffolds in bone defect reconstruction. *Results in Engineering*, *21*, 101883.

Yang, W. F., Zhang, C. Y., Choi, W. S., Zhu, W. Y., Li, D. T. S., Chen, X. S., Du, R., & Su, Y. X. (2020). A novel 'surgeon-dominated' approach to the design of 3D-printed patient-specific surgical plates in mandibular reconstruction: a proof-of-concept study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *49*(1), 13-21.

Yang, L., Yan, C., Cao, W., Liu, Z., Song, B., Wen, S., ... & Yang, S. (2019). Compression–compression fatigue behaviour of gyroid-type triply periodic minimal surface porous structures fabricated by selective laser melting. *Acta Materialia*, 181, 49-66.

Zhang, J., Shen, Y., Sun, Y., Yang, J., Gong, Y., Wang, K., Zhang, Z., Chen, X., & Bai, L. (2022). Design and mechanical testing of porous lattice structure with independent adjustment of pore size and porosity for bone implant. *Journal of Materials Research and Technology*, *18*, 3240-3255.

Zhang, J., Xie, S., Li, T., Liu, Z., Zheng, S., & Zhou, H. (2023). A study of multi-stage energy absorption characteristics of hybrid sheet TPMS lattices. *Thin-Walled Structures*, *190*, 110989.

Zhang, J., Zhang, X., Chen, Y., Feng, W., & Chen, X. (2021). Novel Design and Finite Element Analysis of Diamond-like Porous Implants with Low Stiffness. *Materials*, *14*(22), 6918.

Zhang, K., Hickey, J. P., & Vlasea, M. (2023). An Analysis Framework of Additively Manufactured Deterministic Porous Structures for Transpiration Cooling. *Journal of Materials Engineering and Performance*, *32*(20), 9253-9262.

Zhang, L., Feih, S., Daynes, S., Chang, S., Wang, M. Y., Wei, J., & Lu, W. F. (2018). Energy absorption characteristics of metallic triply periodic minimal surface sheet structures under compressive loading. *Additive Manufacturing*, *23*, 505-515.

Zhang, L., Song, B., Zhao, A., Liu, R., Yang, L., & Shi, Y. (2019b). Study on mechanical properties of honeycomb pentamode structures fabricated by laser additive manufacturing: Numerical simulation and experimental verification. *Composite Structures*, *226*, 111199.

Zhang, Q., Wu, W., Qian, C., Xiao, W., Zhu, H., Guo, J., Meng, Z., Zhu, J., Ge, Z., & Cui, W. (2019a). Advanced biomaterials for repairing and reconstruction of mandibular defects. *Materials Science and Engineering: C*, *103*, 109858.

Zhang, S., Rauniyar, S., Shrestha, S., Ward, A., & Chou, K. (2019c). An experimental study of tensile property variability in selective laser melting. *Journal of Manufacturing Processes*, *43*, 26-35.

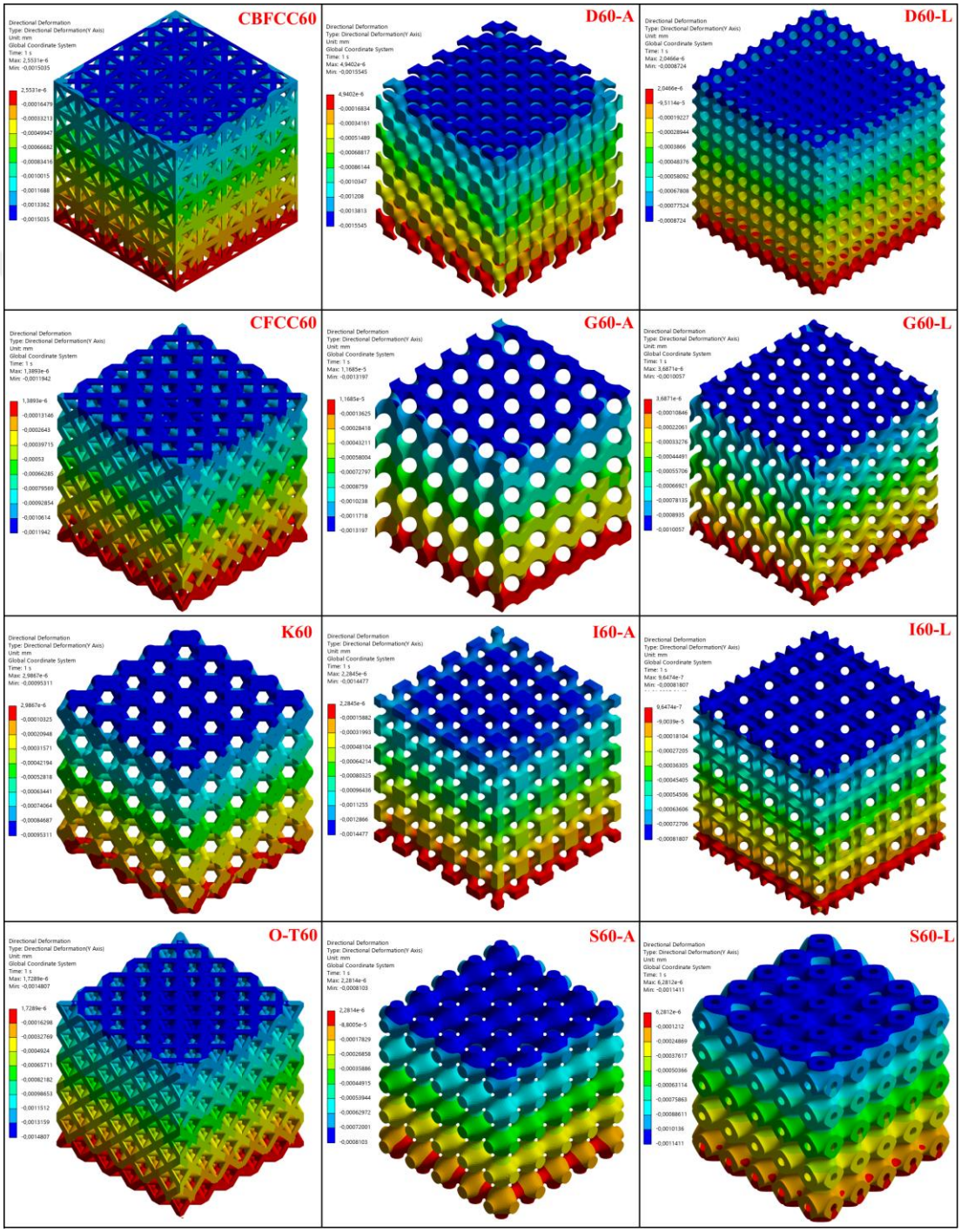
Zhong, H., Song, T., Li, C., Das, R., Gu, J., & Qian, M. (2023). The Gibson-Ashby model for additively manufactured metal lattice materials: Its theoretical basis, limitations and new insights from remedies. *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, *27*(3), 101081.

Zhou, H., Zhao, M., He, N., Zhang, T., Ma, X., & Zhang, D. Z. (2024). Compressive response and energy absorption of additive manufactured Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface honeycomb structure. *Journal of Alloys and Compounds*, *982*, 173744.

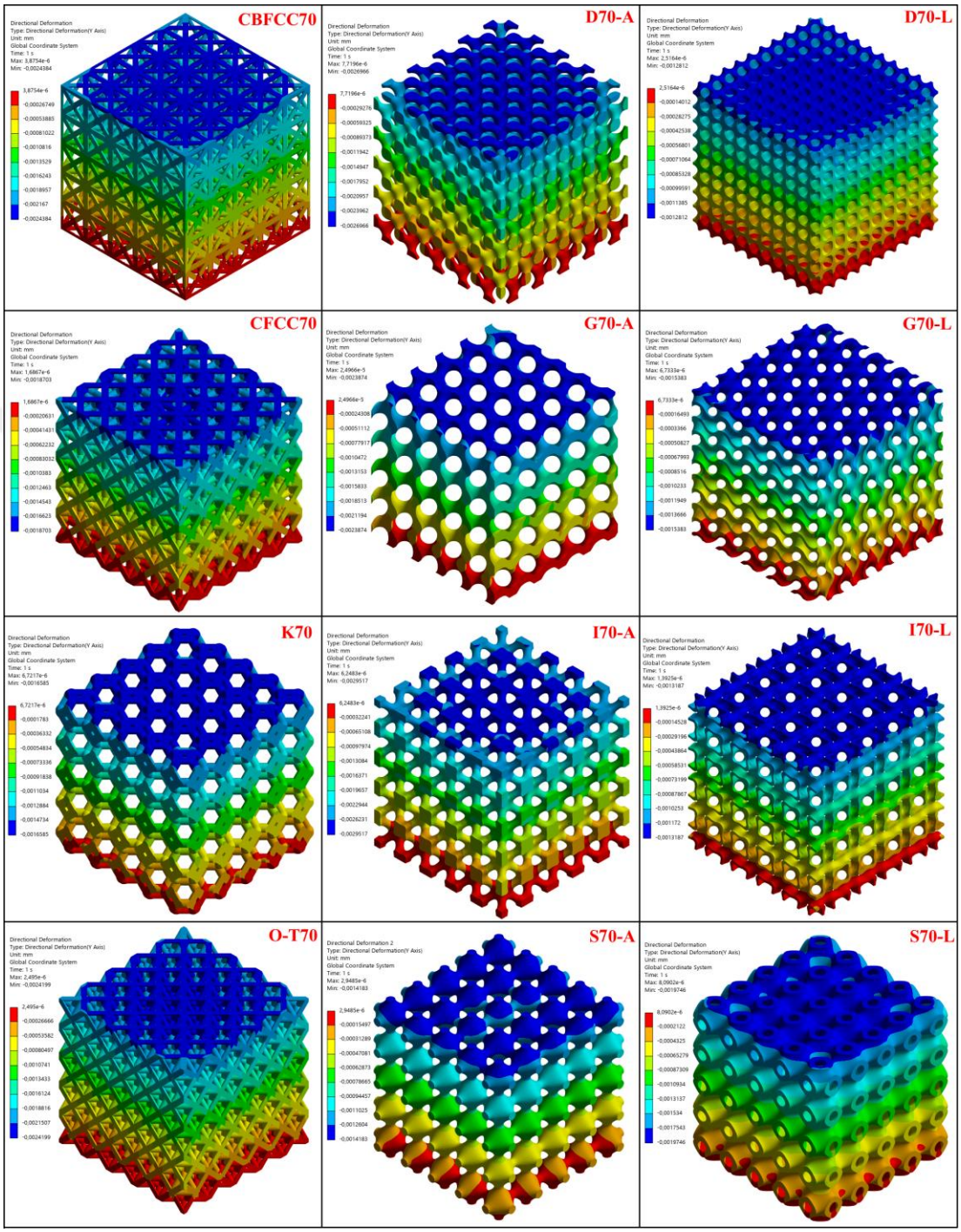
Zou, S., Mu, Y., Pan, B., Li, G., Shao, L., Du, J., & Jin, Y. (2022). Mechanical and biological properties of enhanced porous scaffolds based on triply periodic minimal surfaces. *Materials & Design*, *219*, 110803.

7. EKLER

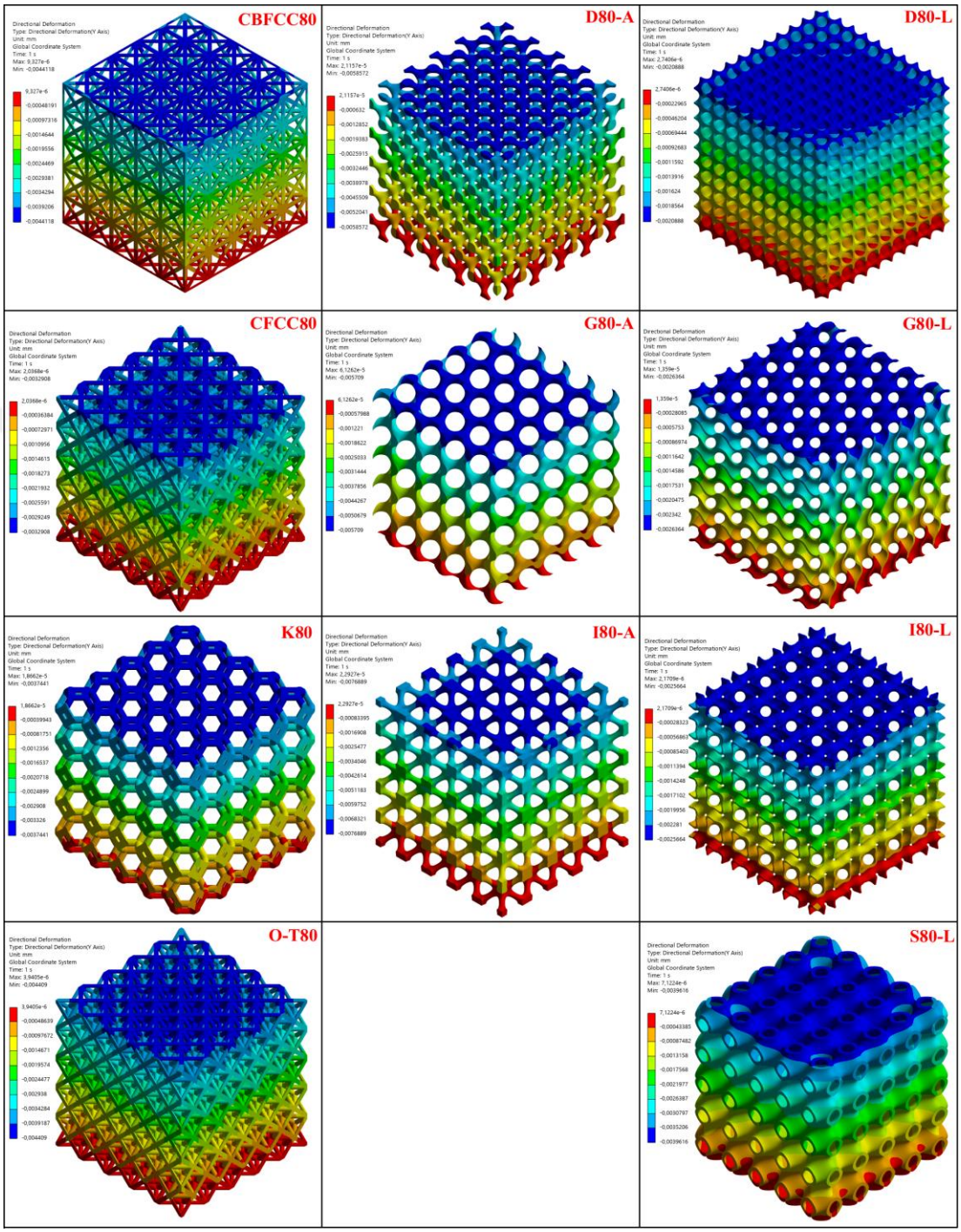
Ek 1. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarının yöne bağlı şekil değiştirme profilleri



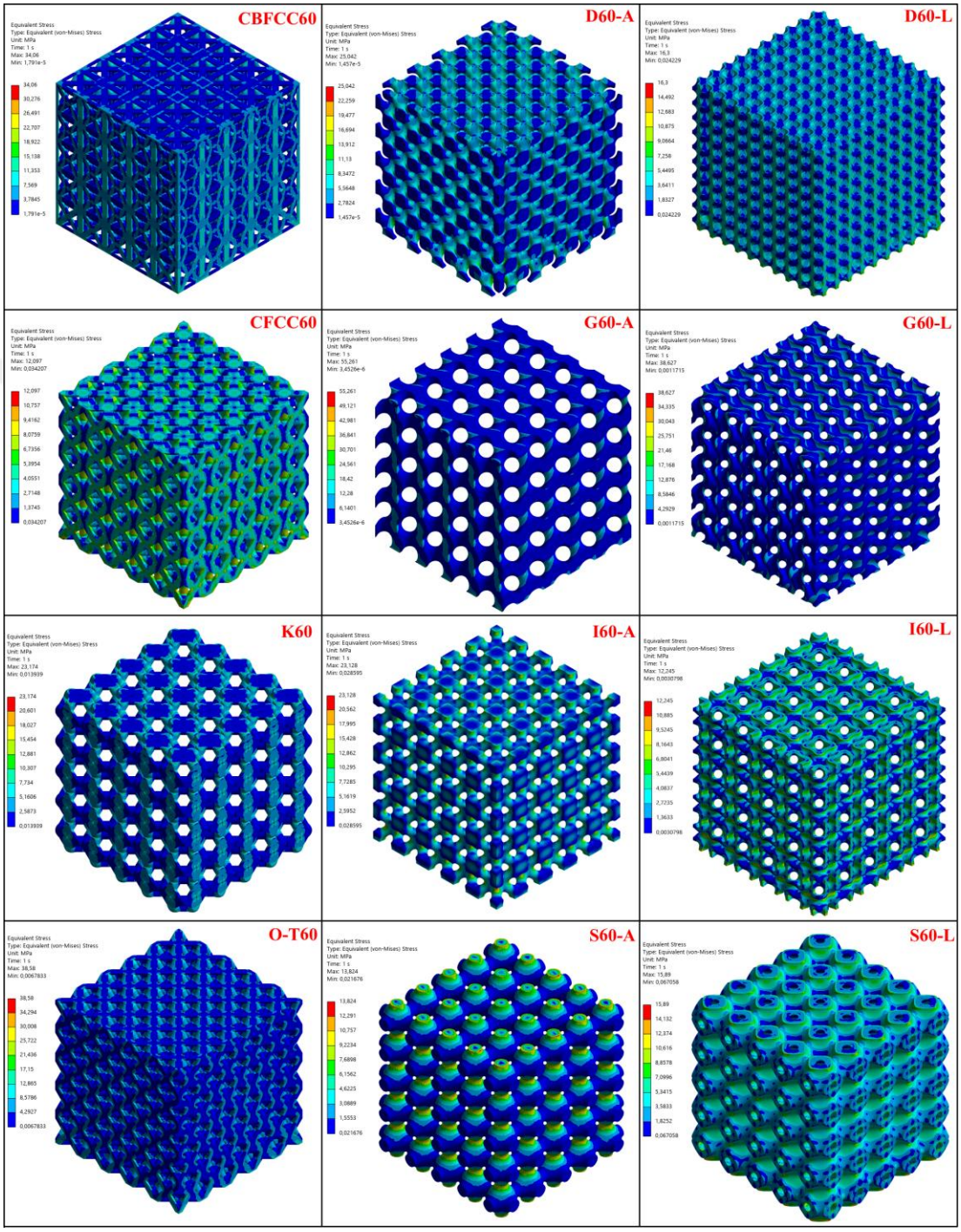
Ek 2. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarının yöne bağlı şekil değiştirme profilleri



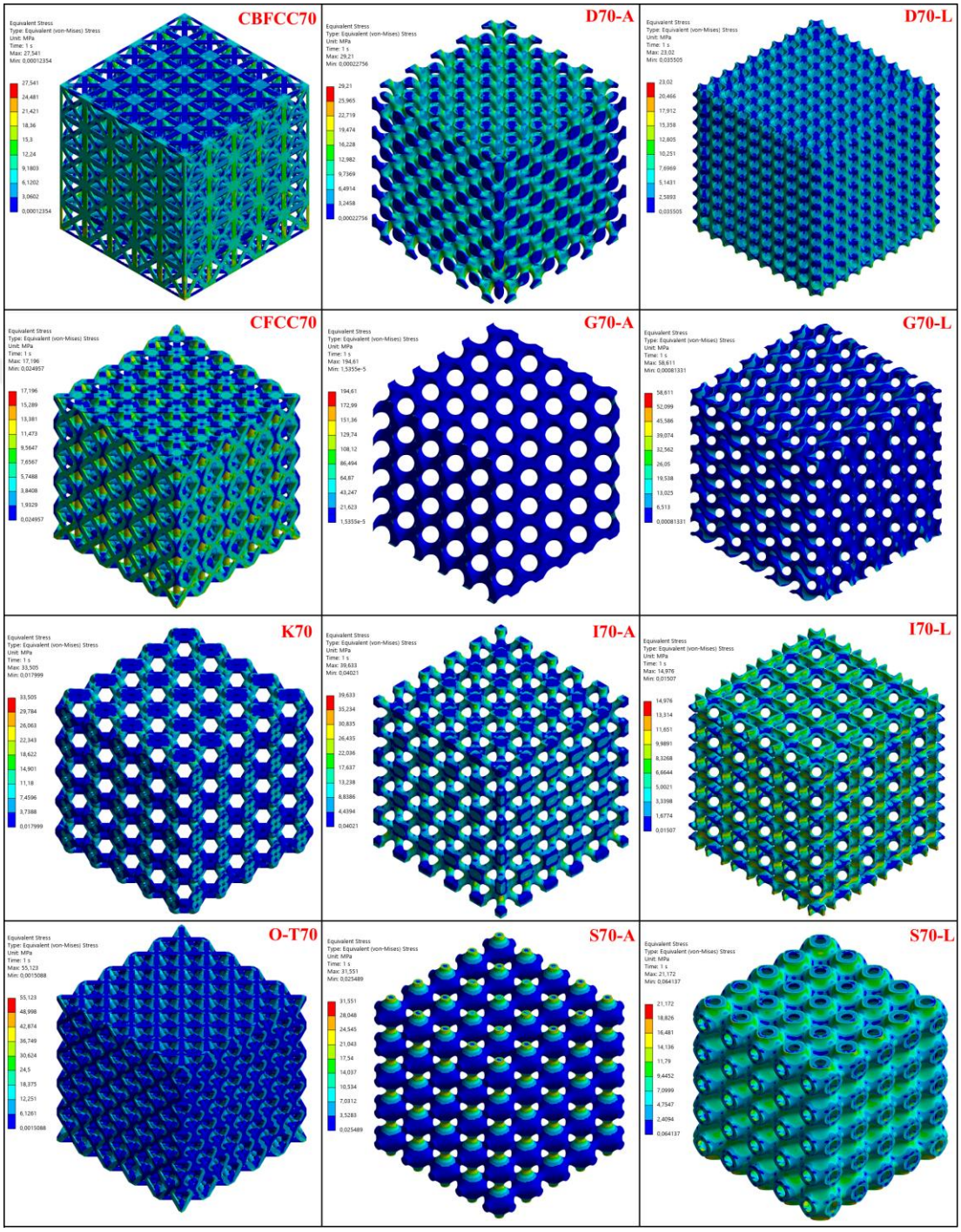
Ek 3. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarının yöne bağlı şekil değiştirme profilleri



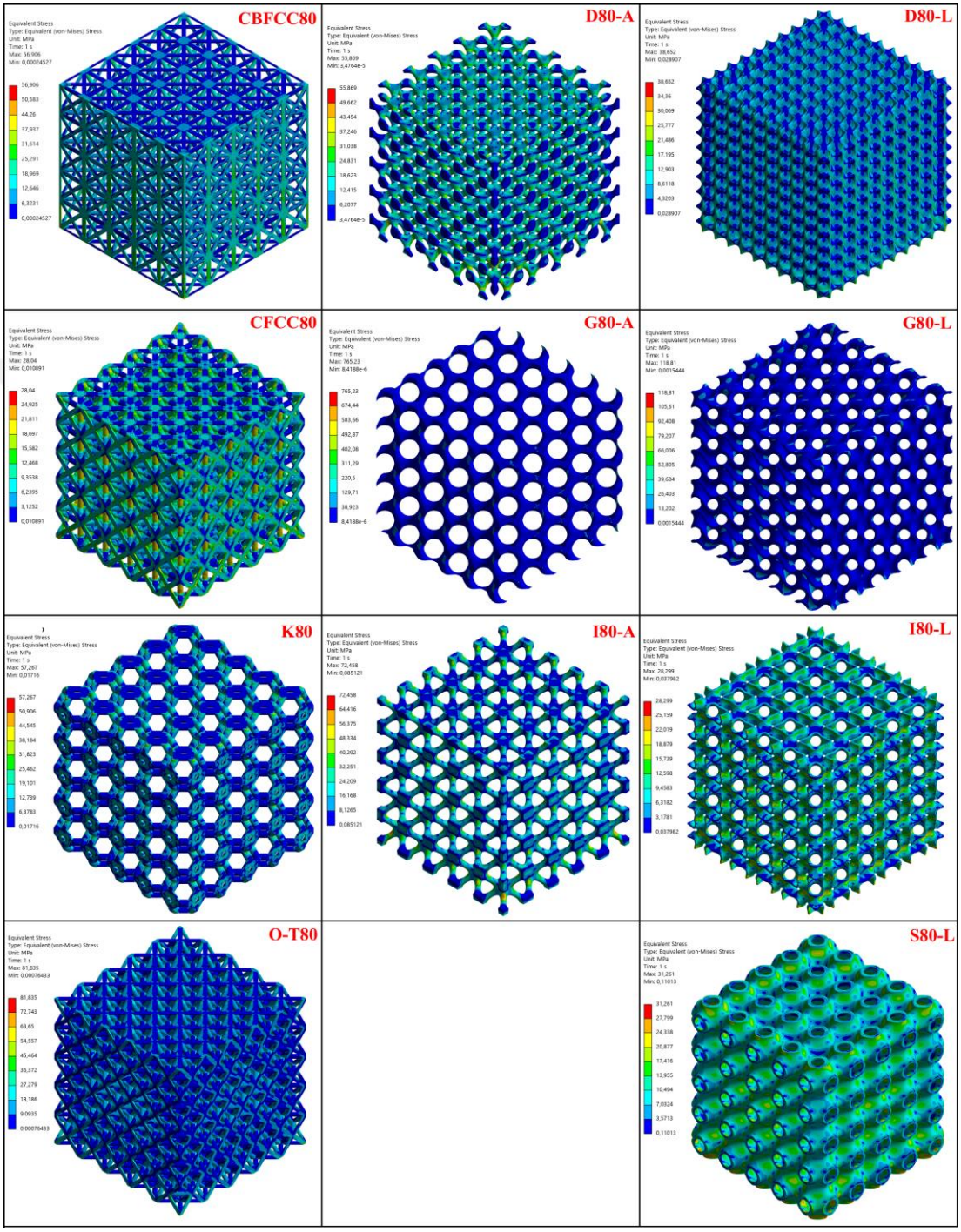
Ek 4. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarının von-Mises gerilmelerinin yapı yüzeylerindeki dağılım profilleri



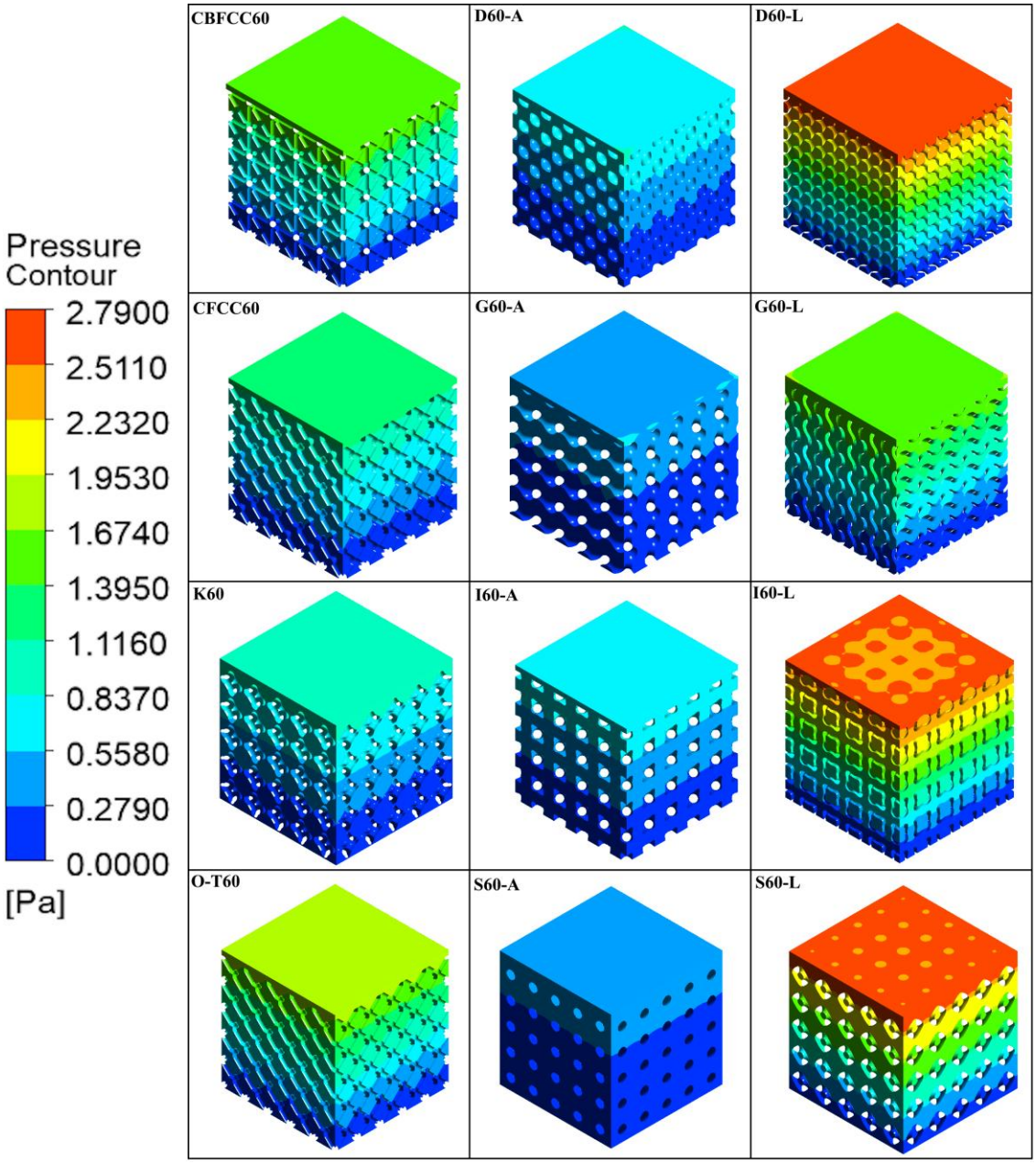
Ek 5. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarının von-Mises gerilmelerinin yapı yüzeylerindeki dağılım profilleri



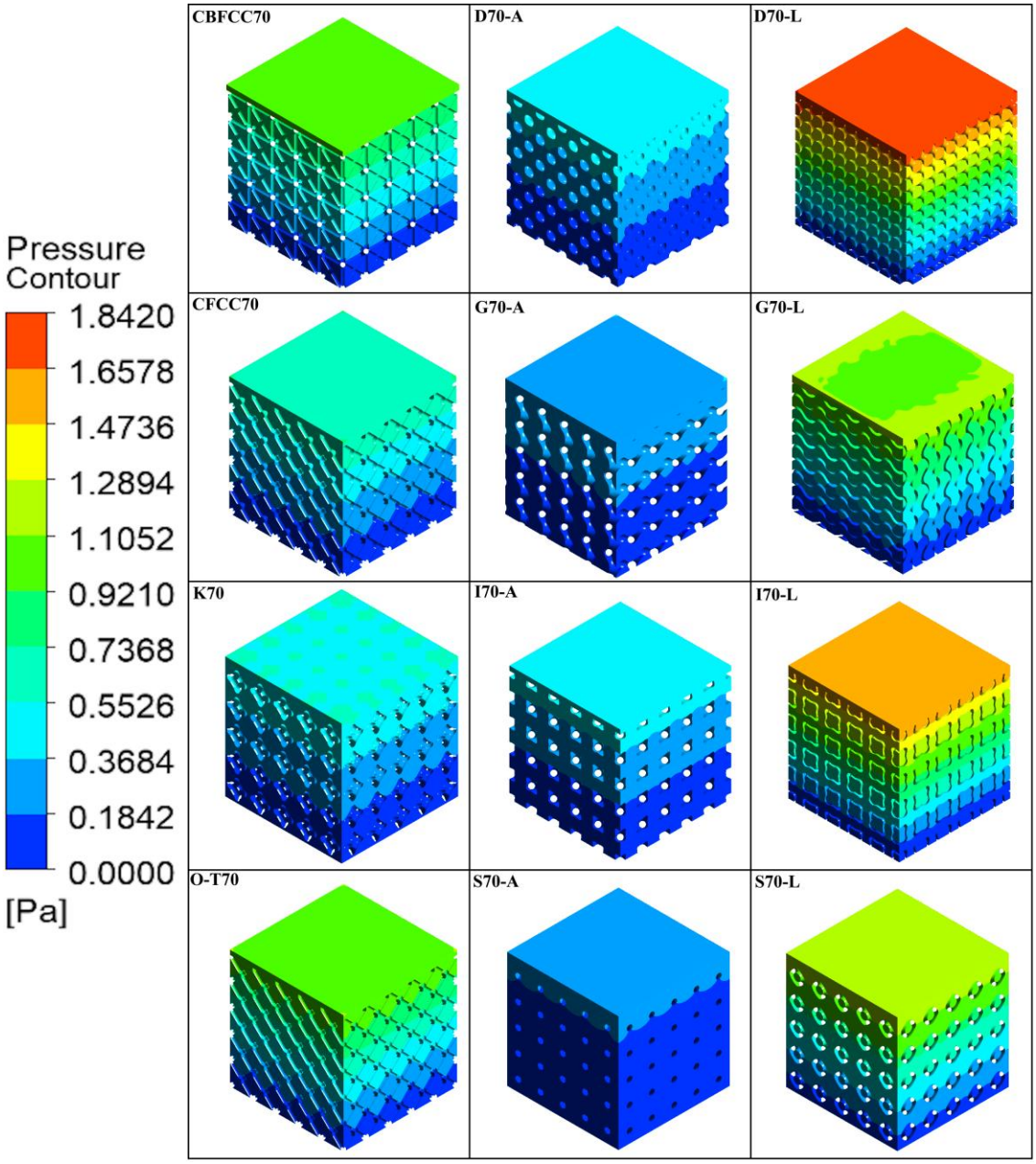
Ek 6. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarının von-Mises gerilmelerinin yapı yüzeylerindeki dağılım profilleri



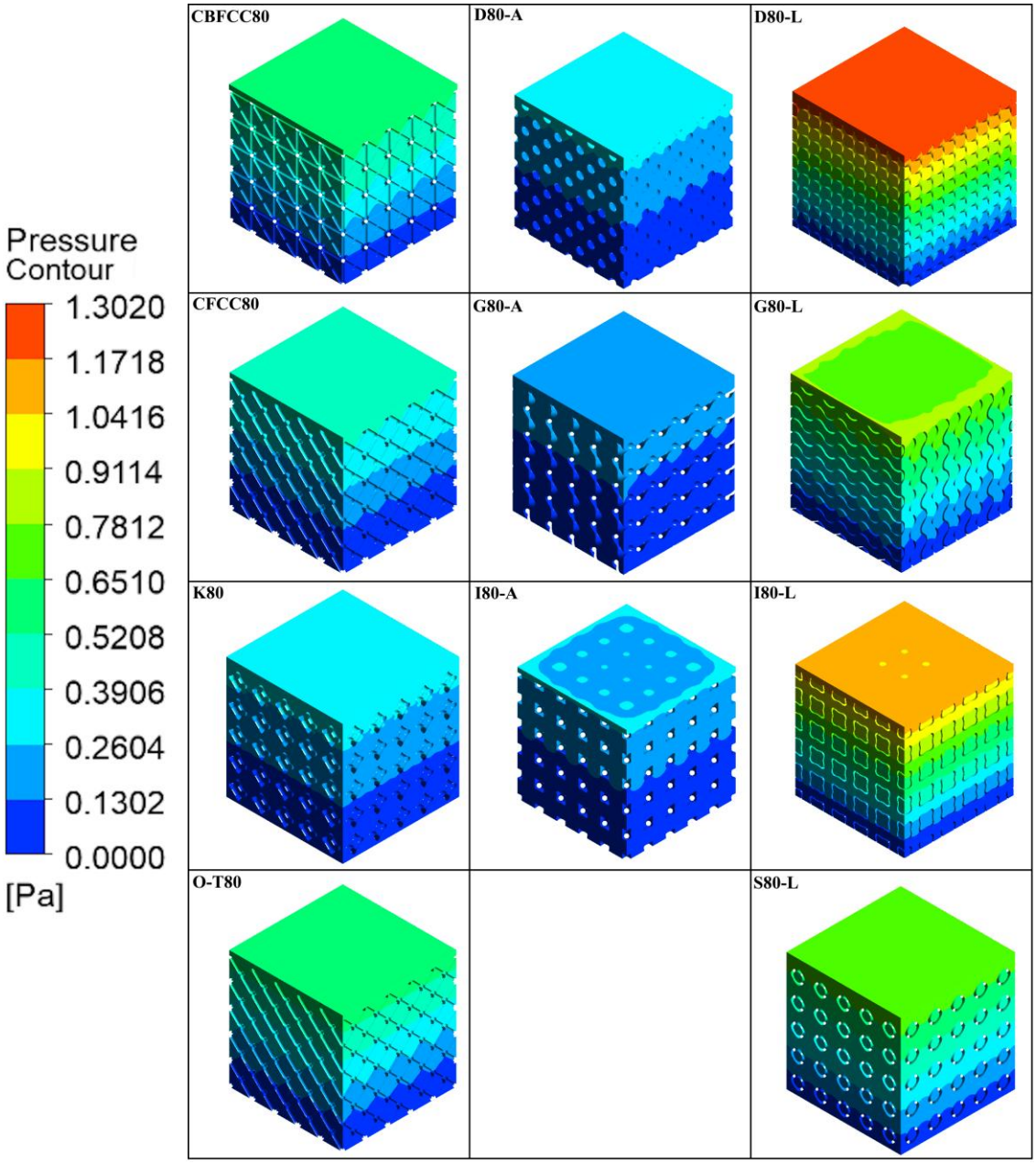
Ek 7. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarına ait akış hacminde oluşan basınç dağılımları (sabit skala)



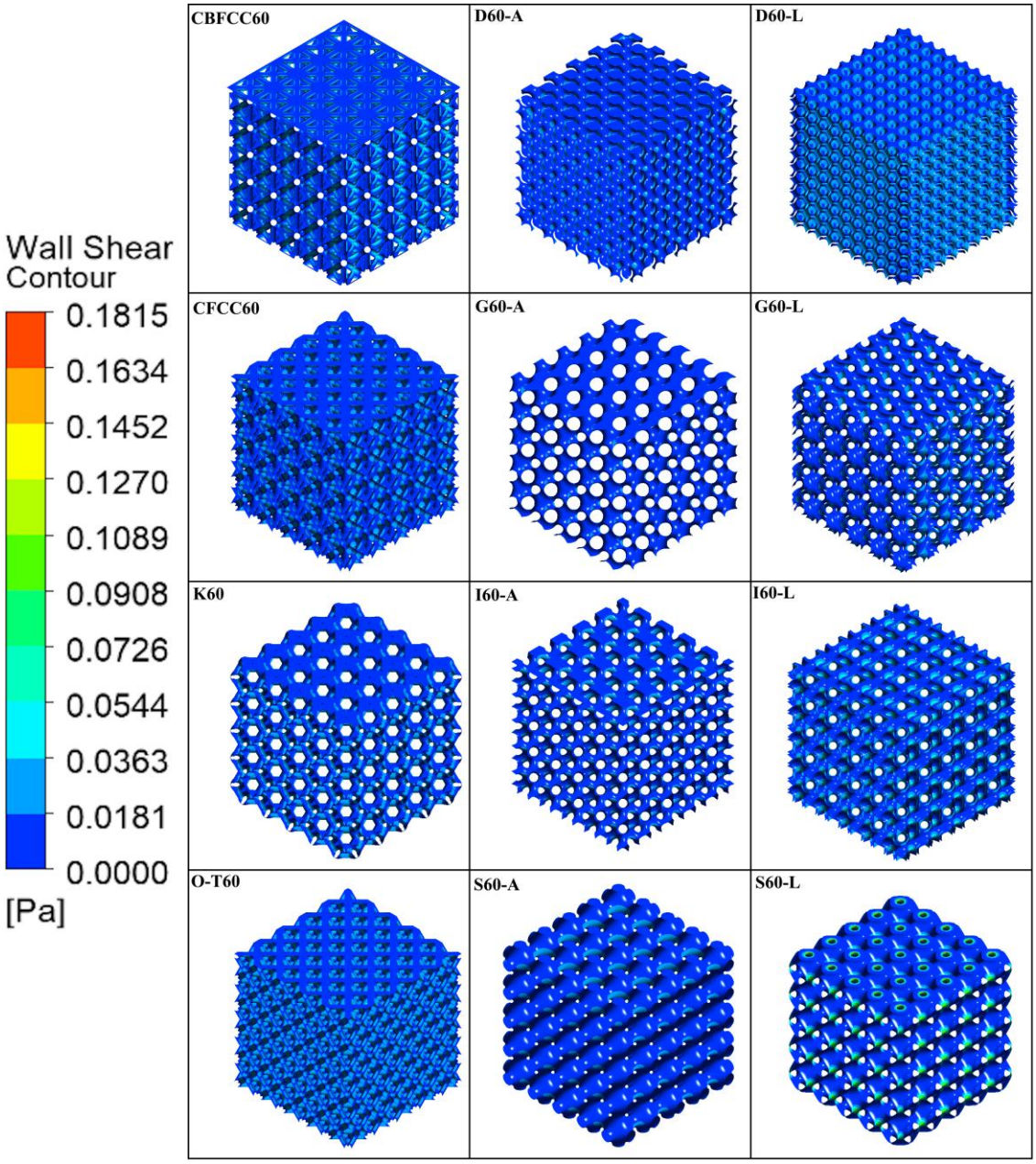
Ek 8. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarına ait akış hacminde oluşan basınç dağılımları (sabit skala)



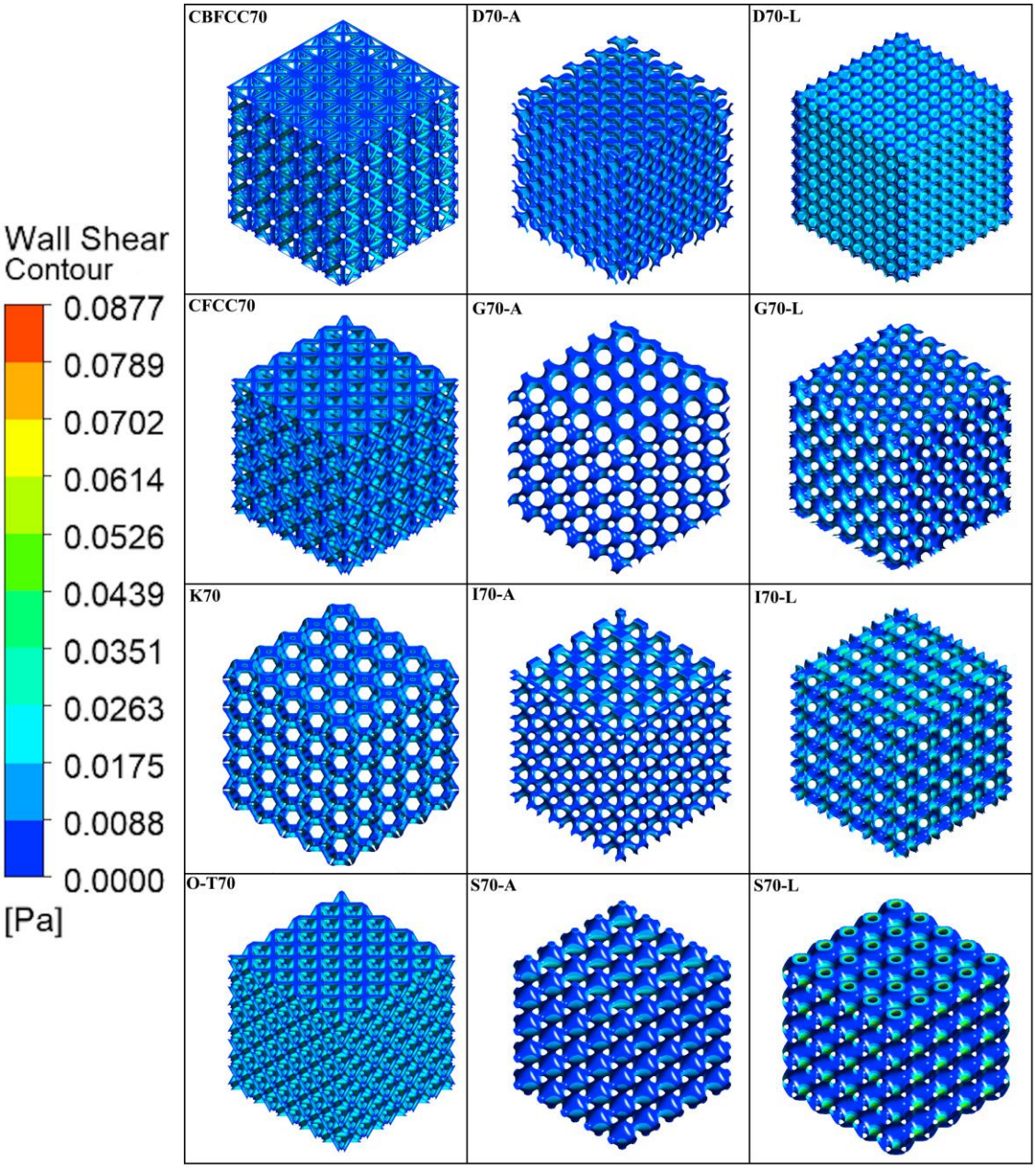
Ek 9. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarına ait akış hacminde oluşan basınç dağılımları (sabit skala)



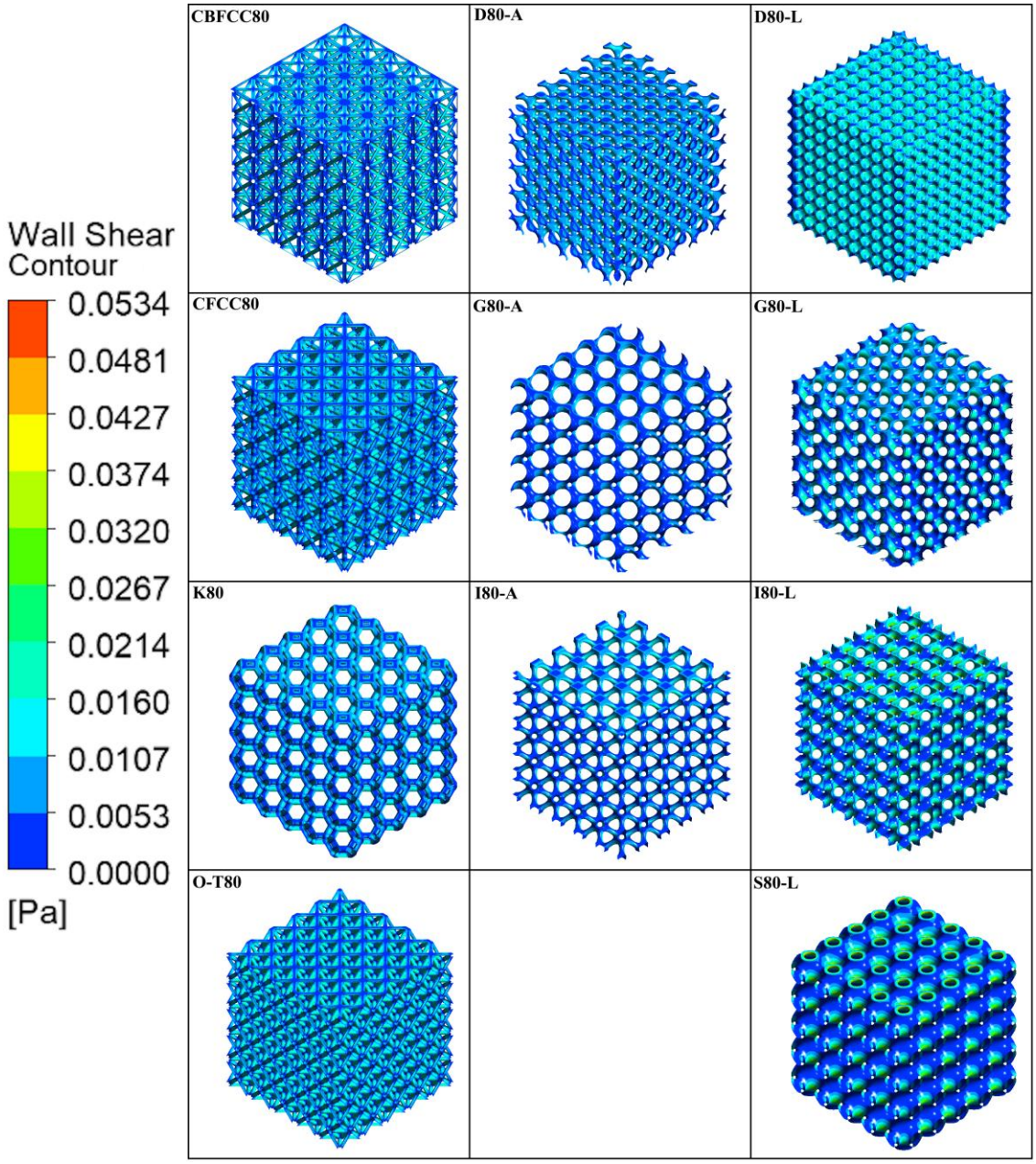
Ek 10. Kafes yapı yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin dağılım profili (%60 gözeneklilikteki kafes yapıları)



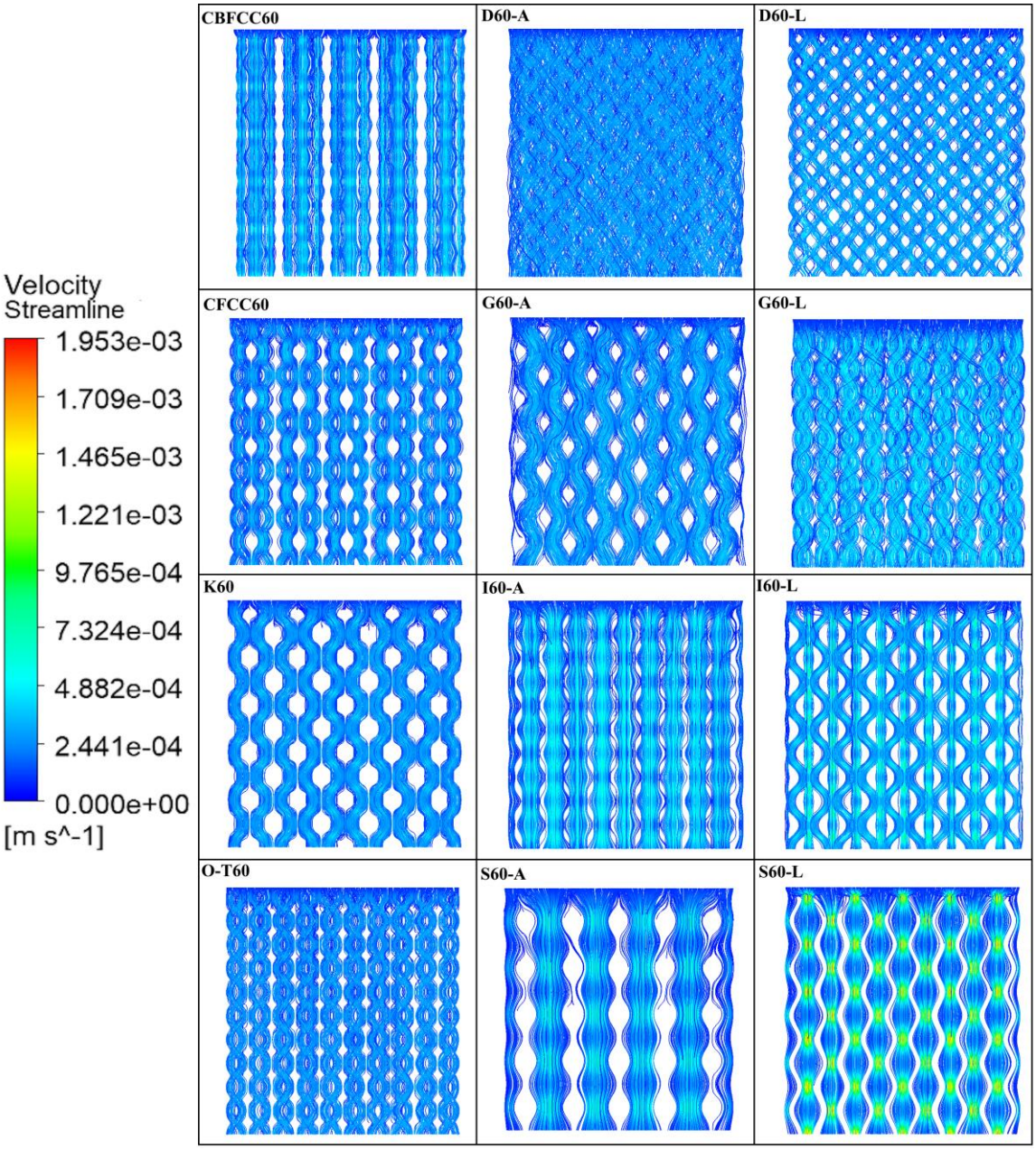
Ek 11. Kafes yapı yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin dağılım profili (%70 gözeneklilikteki kafes yapıları)



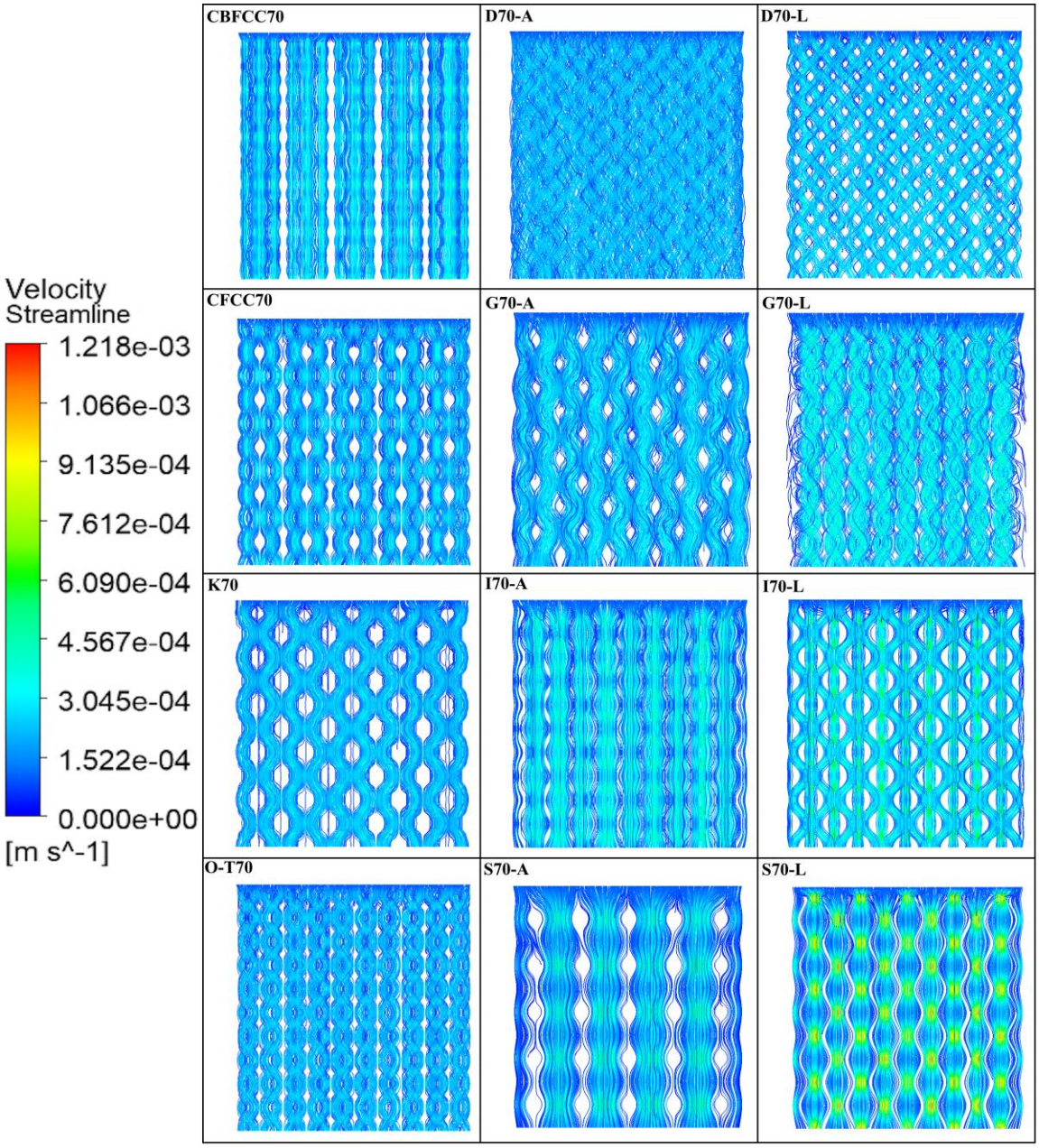
Ek 12. Kafes yapı yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin dağılım profili (%80 gözeneklilikteki kafes yapıları)



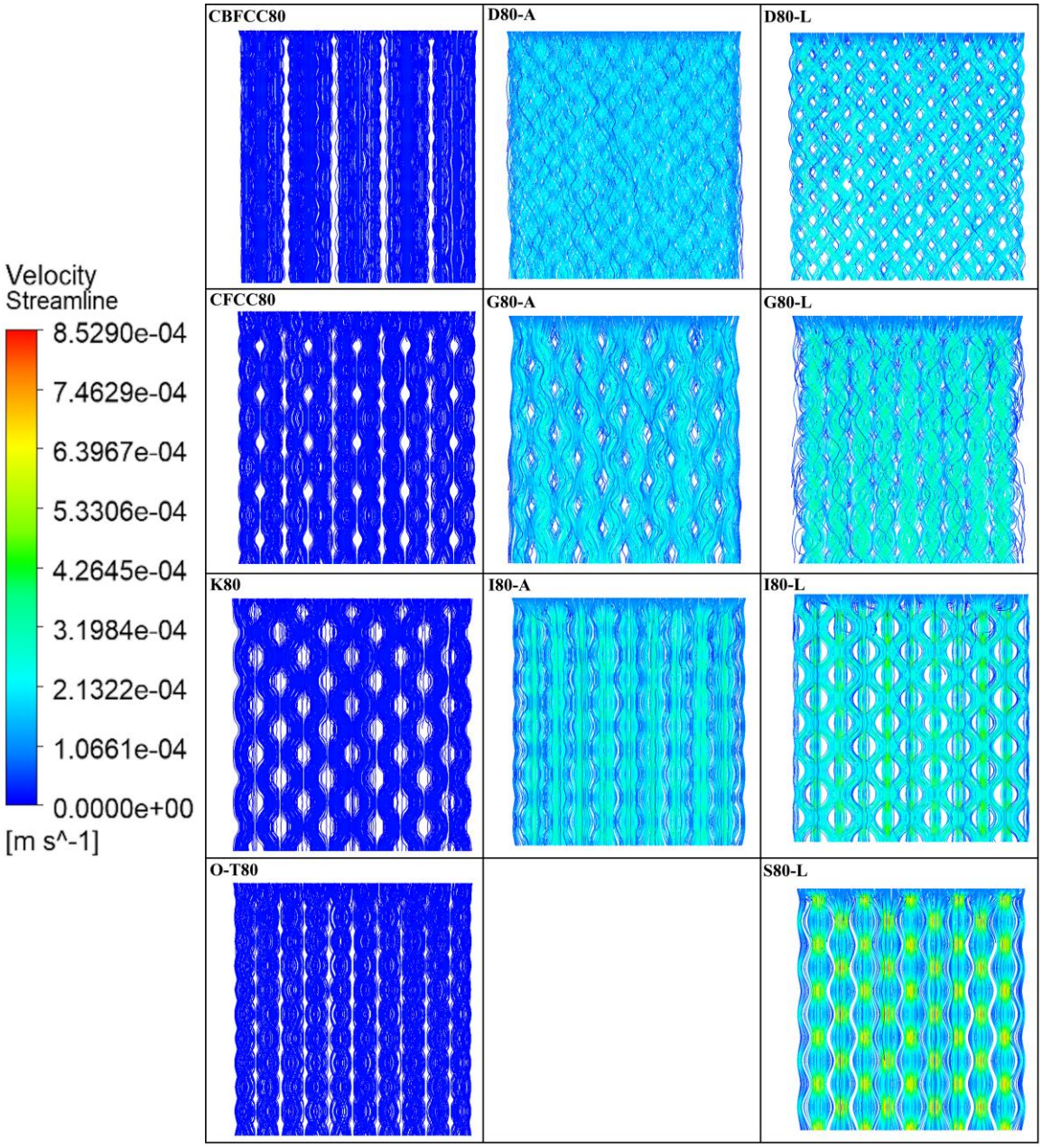
Ek 13. %60 gözeneklilikteki kafes yapılarındaki akış hızlarının 1000 adet akış çizgileri ile gösterimi



Ek 14. %70 gözeneklilikteki kafes yapılarındaki akış hızlarının 1000 adet akış çizgileri ile gösterimi



Ek 15. %80 gözeneklilikteki kafes yapılarındaki akış hızlarının 1000 adet akış çizgileri ile gösterimi



ÖZGEÇMİŞ

Derya KARAMAN, İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü'nden 2016 yılında mezun oldu. 2017 yılının başında, İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı. 2019 yılında Yüksek Lisans Eğitimini tamamlayıp aynı yıl Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Doktora Eğitimine başladı. 2019 yılından itibaren Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır. Halen aynı görevine devam etmekte olup, İngilizce bilmektedir. Derya KARAMAN, tez sürecinde TÜBİTAK'ın 1002-Hızlı Destek Hızlı Destek-A projesinde yürütücülük görevi yapmıştır. KARAMAN'ın doktora tezi kapsamında yayınlanan makale ve bildiri çalışmaları aşağıda sunulmaktadır.

1. Karaman, D., & Ghahramanzadeh Asl, H. (2025). Flow analysis comparison of network solid and sheet solid structures for Schwarz Primitive. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 239(7), 676-686.

2. Karaman, D., & Ghahramanzade ASL, H. (2023). The effects of sheet and network solid structures of similar TPMS scaffold architectures on permeability, wall shear stress, and velocity: A CFD analysis. Medical Engineering & Physics, 118, 104024.

3. Karaman, D., & Ghahramanzadeh Asl, H. (2022). Biomechanical behavior of diamond lattice scaffolds obtained by two different design approaches with similar porosity; a numerical investigation with FEM and CFD analysis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 236(6), 794-810.

4. Karaman, D., & Kahramanzade, H. (2022). Kemik Rejenerasyonu için Farklı Gözenek Oranlarındaki Kafes Tabanlı Gözenekli Yapının Geçirgenlik Performansının Değerlendirilmesi. Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, (34), 75-79.

5. Karaman, D., & Ghahramanzadeh Asl, H. (2022). Kemik Rejenerasyonu için Farklı Gözenek Oranlarındaki Kafes Tabanlı Gözenekli Yapının Geçirgenlik Performansının Değerlendirilmesi. 2nd Internatıonal Conference on Applied Engineering And Natural Sciences, Konya, Turkey, pp.75-79.