

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ HİBRİD KAFES YAPILARININ
FEMORAL BİLEŞENE UYGULANABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Ender EMİR

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erkan BAHÇE

HAZİRAN 2022

**T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ HİBRİD KAFES YAPILARININ
FEMORAL BİLEŞENE UYGULANABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

**Ender EMİR
(36183618016)**

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erkan BAHÇE

HAZİRAN 2022

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ

Bu tez çalıőmasının her aşamasında yardım, öneri, bilgi, tecrübe ve desteklerini esirgemedен beni her konuda yönlendiren danışman hocam Sayın Doç. Dr. Erkan BAHÇE'ye,

Hücre deneylerinin gerçekleştirilmesinde sağladıkları desteklerden dolayı Prof. Dr. Burhan ATEŐ ve ekibine,

Tezin uygulama aşamasında FDK-2617 ID numaralı proje ile vermiş oldukları maddi destekten dolayı İnönü Üniversitesi BAP birimine,

Çalıőmalarımda ayrıca tüm hayatım boyunca olduğu gibi bu çalıőmalarım süresince benden her türlü desteklerini esirgemeyen aileme

teşekkür ederim.

ONUR SÖZÜ

Doktora tezi olarak sunduğum ‘‘Fonksiyonel Derecelendirilmiř Hibrid Kafes Yapılarının Femoral Bileřene Uygulanabilirliđinin Araştırılması’’ başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı dūřecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığına ve yararlandığım bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yöntemine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Ender EMİR



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ	i
ONUR SÖZÜ	ii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
SEMBOLLER VE KISALTMALAR	viii
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Tezin Kapsamı.....	3
2. LİTERATÜR ÖZETİ.....	4
2.1 Kafes Yapılarının Mekanik Özelliklere Etkisi	4
2.2 Kafes Yapılarının Biyomedikal Alanda Kullanımı	8
2.3 Kafes Yapılarının Üretiminde Meydana Gelen Yüzey Kusurları	10
2.4 Gözenekli Yapılardaki Hücre Gelişimi	12
2.5 Çalışmanın Amacı	13
2.6 Çalışmanın Önemi ve Özgünlüğü.....	13
2.7 Çalışmanın Organizasyon Şeması	14
3. GENEL BİLGİLER	16
3.1 Diz Eklem Protezi.....	16
3.2 Eklemeli İmalat ve Yöntemleri.....	17
3.2.1 Eriyik yığarak modelleme (EYM).....	19
3.2.2 Seçici lazer sinterleme (SLS)	20
3.2.3 Seçici lazer ergitme (SLE).....	21
3.2.4 Stereolitograf (SLA).....	21
3.2.5 Lamine nesne imalatı (LNI)	22
3.2.6 Elektron ışınli ergitme (EIE)	23
3.2.7 Polyjet (PJ)	23
3.3 Eklemeli İmalatta Kullanılan Üretim (Toz) Malzemeleri	24
3.3.1 Çelikler	24
3.3.2 Alüminyum alaşımları	24
3.3.3 Titanyum alaşımları.....	25
3.3.4 Kobalt alaşımları	25
3.4 Fonksiyonel Derecelendirilmiş (FD) Yapılar	25
3.4.1 Kimyasal bileşimin fonksiyonel derecelendirilmesi	27
3.4.2 Gözenek boyutunun fonksiyonel derecelendirilmesi	27

3.4.3 Mikroyapının fonksiyonel derecelendirilmesi.....	28
3.5 Kafes yapıları.....	28
4. MATERYAL VE METOT	31
4.1 Materyal.....	31
4.2 Metot.....	32
4.2.1 Kafes yapılarının tasarımı.....	32
4.2.2 Kafes yapılarının üretimi	38
4.2.3 Basma testleri	39
4.2.4 Boyut hassasiyetin ölçümü	41
4.2.5 Yüzey defektlerinin tespiti	42
4.2.6 Hücre büyüme deneyleri.....	43
4.2.7 Sonlu elemanlar modeli	44
5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	46
5.1 FDH Kafes Yapılarının Mekanik Performans Sonuçları.....	46
5.1.1 %10 gözeneklilik katsayısındaki hibrid kafes yapılarının mekanik performans sonuçları	46
5.1.2 Gözenekliliğin fonksiyonel derecelendirildiği hibrid kafes yapılarının mekanik performans sonuçları.....	50
5.2 FDH Yapılarının Enerji Emilim Sonuçları.....	59
5.3 FDH Yapılarının Üretiminde Yüzey Defekt Oluşum Sonuçları	61
5.4 FDH Yapılarının Boyutsal Hassasiyetinin Değerlendirme Sonuçları	64
5.5 FDH Kafes Yapılarının Hücre Gelişim Sonuçları.....	69
5.5.1 Biyouyumluluk sonuçları	69
5.5.2 Yapışma sonuçları	74
5.6 FDH Kafes Yapılarının Femoral Bileşene Uygulanabilirliği	79
6. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	81
6.1 Deney Sonuçlarının Değerlendirilmesi	81
6.2 Öneriler	83
KAYNAKLAR.....	84
ÖZGEÇMİŞ	95

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 : Kafes yapılarının mekanik özelliklerinin belirlenmesi üzerine yapılan çalışmalar.	6
Çizelge 2.2 : FD kafes yapılarının mekanik özellikleri üzerine yapılan çalışmalar.....	7
Çizelge 2.3 : Kafes yapılarının biyomedikal alanda uygulamaları üzerine yapılan çalışmalar.	10
Çizelge 2.4 : Eİ’de karşılaşılan üretim kusurları ve oluşum mekanizmaları.	12
Çizelge 3.1 : Eİ yöntemlerinin sınıflandırılması.....	19
Çizelge 4.1 : CoCr toz kimyasal bileşimleri.	31
Çizelge 4.2 : CoCr toz fiziksel ve mekanik özellikleri.	31
Çizelge 4.3 : Gözeneklilik boyutunun c sabitine göre değişimi.....	36
Çizelge 4.4 : Metal 3D yazıcı teknik özellikleri.	38
Çizelge 4.5 : Kafes yapılarının üretim parametreleri.	39
Çizelge 5.1 : %10 gözeneklilik sabitindeki FDH kafes yapılarının mekanik özellikleri. ...	48
Çizelge 5.2 : FDH kafes yapılarının mekanik özellikleri.....	58
Çizelge 5.3 : Birim hücre boyut ölçüm sonuçlarının CAD model ile karşılaştırılması.....	67
Çizelge 5.4 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin biyoyumluluk değerleri.....	70
Çizelge 5.5 : Femoral bileşende medial ve lateral bölgelerde FDH kafes yapılarının değişimi.	80

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 : Eİ'nin medikal alandaki uygulamalarının yüzdeler dağılımı	9
Şekil 2.2 : Çalışmanın organizasyon şeması.	15
Şekil 3.1 : Diz eklemine anatomik yapısı	16
Şekil 3.2 : Diz eklem protez bileşenleri	17
Şekil 3.3 : Eİ'nin sektörlere göre yüzdeler dağılımı	18
Şekil 3.4 : Eİ aşamaları	18
Şekil 3.5 : EYM sistem şematığı	20
Şekil 3.6 : SLS sistem şematığı	20
Şekil 3.7 : SLE sistem şematığı	21
Şekil 3.8 : SLA sistem şematığı	22
Şekil 3.9 : LNI sistem şematığı	22
Şekil 3.10 : EIE sistem şematığı	23
Şekil 3.11 : Polyjet sistem şematığı	24
Şekil 3.12 : FD yöntemlerinin uygulanma alanları	26
Şekil 3.13 : FD yöntemlerinin sınıflandırılması	27
Şekil 3.14 : Kafes yapılarının tasarım parametreleri	28
Şekil 3.15 : Dizilim şekillerine göre kafes yapılarının sınıflandırılması.	29
Şekil 3.16 : Literatürde yaygın olarak kullanılan kafes yapıları	30
Şekil 4.1 : CoCr tozu; a) SEM görüntüsü, b) boyut analizi.	32
Şekil 4.2 : Seviye seti denklemlerine göre oluşturulan 4*4*4 kafes yapıları; a) İK, b) G, c) HMK.	33
Şekil 4.3 : Sigmoid fonksiyon eğrisi.	35
Şekil 4.4 : Sigmoid fonksiyonuna kullanılarak oluşturulan 4*4*4 hibrid kafes yapıları; a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.	35
Şekil 4.5 : Farklı FDH kafes yapılarının CAD görüntüleri: a) %10-%50, b) %10-%40, c) %10-%30, d) %10-%20, e) %10-%10.	37
Şekil 4.6 : Metal 3D yazıcı.	38
Şekil 4.7 : FDH hibrid kafes yapıları.	39
Şekil 4.8 : Basma test deney düzeneği.	40
Şekil 4.9 : Micro-CT ölçümü.	42
Şekil 4.10 : Birim hücrelerin boyutsal ölçüm bölgeleri: a) İK, b) HMK, c) G.	42
Şekil 4.11 : SEM cihazı.	43
Şekil 4.12 : FDH kafes yapılarının SEM mikroskobu ile görüntülen bölgeleri.	43
Şekil 4.13 : SEA basma testi şematik gösterimi.	45
Şekil 5.1 : %10 gözeneklilik sabitindeki FDH kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri	48
Şekil 5.2 : %10 gözeneklilik sabitindeki hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gerinim değerlerinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) İK-G, b) İK- HMK, c) HMK-G.	49
Şekil 5.3 : ÜPMY birim hücrelerin sonlu elemanlar basma test analiz görüntüleri: a) İK, b) HMK, c) G.	50
Şekil 5.4 : FDH İK-HMK kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri.	51
Şekil 5.5 : İK-HMK hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gözeneklilik sabitinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) %20, b) %30, c) %40, d) %50.	52
Şekil 5.6 : FDH HMK-G kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri.	53
Şekil 5.7 : HMK-G hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gözeneklilik sabitinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) %20, b) %30, c) %40, d) %50.	54
Şekil 5.8 : FDH İK-G kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri.	55

Şekil 5.9 : İK-G hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gözeneklilik sabitinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) %20, b) %30, c) %40, d) %50.....	56
Şekil 5.10 : Gibson-Ashby modeline göre nispi yoğunluk ile elastik modülün değişimi...	58
Şekil 5.11 : Gibson-Ashby modeline göre nispi yoğunluk ile akma dayanımının değişimi	59
Şekil 5.12 : Nispi yoğunluk değişiminin FDH kafes yapılarının rezilyansına etkisi.....	60
Şekil 5.13 : Nispi yoğunluk değişiminin FDH kafes yapılarının tokluğuna etkisi.	60
Şekil 5.14 : FDH kafes yapıları SEM görüntüleri; a)HMK-G, b) İK-HMK, c) İK-G.	61
Şekil 5.15 : FDH kafes yapılarında meydana gelen yüzey kusurları: a-b) yapışmış toz partikülleri, c) merdiven etkisi, d) eksik füzyon deliği.....	63
Şekil 5.16 : TYF tekniği üretim prosesi	63
Şekil 5.17 : Merdiven etkisi oluşumu şematik gösterimi.....	64
Şekil 5.18 : FDH kafes yapılarında üretim sonrası meydana gelen boyutsal sapsmaların ölçümü: a) İK-G, b) İK-HMK, c) HMK-G.....	66
Şekil 5.19 : Birim hücre boyut ölçümleri: a) İK, b) HMK, c) G.....	67
Şekil 5.20 : Eklemeli imalatta total çarpılmaların SEA sonuçları: a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.	68
Şekil 5.21 : Eklemeli imalatta ısı akısının SEA sonuçları: a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.	68
Şekil 5.22 : Eklemeli imalatta inşa yönündeki ısı dağılımının SEA sonuçları: a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.....	69
Şekil 5.23 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin biyoyoumluluk grafiği.	70
Şekil 5.24 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X floresans görüntüsü.	71
Şekil 5.25 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin 40X görüntüsü....	72
Şekil 5.26 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin 200X görüntüsü..	73
Şekil 5.27 : Kafes yapılarının SEM görüntüleri.....	74
Şekil 5.28 : Kafes yapılarının hücrelerle ilk temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X görüntüsü.	75
Şekil 5.29 : Kafes yapılarının zeminle temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X görüntüsü.	76
Şekil 5.30 : Kafes yapılarının yan alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X görüntüsü. ..	77
Şekil 5.31 : Kafes yapılarının yan alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 200X görüntüsü.	78
Şekil 5.32 : FDH kafes yapılarının femoral bileşene uygulanışının şematik gösterimi.....	80

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

°C	: Santigrat
3B	: 3 Boyutlu
A	: Akma gerilimi
Al	: Alüminyum
ASTM	: American Society for Testing and Materials
B	: Ön üstel faktör
BDT	: Bilgisayar destekli çizim
BP	: Bağlayıcı püskürtme
C	: Gerilme oran faktörü
c	: Gözeneklilik katsayısı
CAD	: Computer aided design
cm	: Santimetre
cm³	: Santimetreküp
Co	: Kobalt
Co-Cr	: Kobalt-krom
Cr	: Krom
Dİİ	: Dijital ışık işleme
dk	: Dakika
DMLS	: Doğrudan metal lazer sinterleme
E	: Elastikiyet modülü
EFİ	: Eriyik filament imalatı
EIE	: Elektron ışın ergitme
Eİ	: Eklemeli imalat
E_k	: Kafes yapısının elastik modülü
EKM	: Eriyik katman modelleme
EYM	: Eriyik yığarak modelleme
FD	: Fonksiyonel derecelendirme
FDH	: Fonksiyonel derecelendirilmiş hibrid
Fe	: Demir
G	: Gyroid
g	: Gram
h	: saat
HMK	: Hacim merkezli kübik
HMK-G	: Hacim merkezli kübik-gyroid

HV	: Vickers sertliği
İK	: İkel kafes
İK-G	: İkel kafes-gyroid
İK-HMK	: İkle kafes-Hacim merkezli kübik
k	: Geçiş gradyanı
kN	: Kilo Newton
LB	: Lazer biriktirme
LNİ	: Lamine nesne imalatı
LTNŞ	: Lazerle tasarlanmış net şekillendirme
L_x	: x yönündeki birim hücre boyutu
L_y	: y yönündeki birim hücre boyutu
L_z	: z yönündeki birim hücre boyutu
m	: Termal yumuşatma ss
ME	: Malzeme ekstrüzyon
MJ	: Malzeme jeti
mm	: milimetre
mm²	: Milimetrekare
Mo	: Molibden
MPa	: Megapascal
mt	: metre
n	: iç sertleştirme ss
Nb	: Niyobyum
Ø₁	: 1. Kafes morfolojisi
Ø₂	: 2. Kafes morfolojisi
Ø_{hyb}	: Hibrid kafes morfolojisi
PAE	: Plazma ark eritme
s	: Saniye
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SL	: Sac laminasyon
SLA	: Stereolitografi
SLE	: Seçici lazer ergitme
SLS	: Seçici lazer sinterleme
T	: Malzeme sıcaklığı
T₀	: Oda sıcaklığı

Ti	: Titanyum
T_m	: Erime sıcaklığı
TYF	: Toz yataklı füzyon
UV	: Ultraviyole
ÜPMY	: Üçlü periyodik minimal yüzey
V	: Vanadyum
VF	: Vhat fotopolimerizasyon
W	: Birim hücre başına emilen enerji miktarı
w	: Watt
W	: Wolfram
YEB	: Yönlendirilmiş enerji biriktirme
YMK	: Yüzey merkezli kübik
ε	: Gerinim
ε*	: Eşdeğer plastik gerinim
ε_s	: Emilen enerjinin hesaplandığı gerinim
π	: Pi

ÖZET

Doktora Tezi

FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ HİBRİD KAFES YAPILARININ FEMORAL BİLEŞENE UYGULANABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI

ENDER EMİR

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

95+xii sayfa

2022

Danışman: Doç. Dr. Erkan BAHÇE

Günümüzde havacılık, uzay, savunma ve biyomedikal gibi alanlarda geleneksel üretim yöntemlerinin yetersiz kalmasından dolayı eklemeli imalat (Eİ) yöntemleri tercih edilmektedir. Bu yöntemin kullanılması ile birlikte farklı geometrilerde ve gözenek boyutlarında üretimlerin yapılması mümkün hale gelmektedir. Özellikle biyomedikal uygulamalarda kullanılan eklem protezlerinin kullanım ömürlerinin arttırılabilmesi için Eİ yöntemleri ile kafes yapıları üretilmektedir.

Bu çalışmada fonksiyonel derecelendirilmiş hibrid (FDH) kafes yapılarının femoral bileşene uygulanabilirliği araştırılmıştır. Deneyler kapsamında üçlü periyodik minimal yüzey (ÜPMY) tabanlı ilkel kafes-gyroid (İK-G), hacim merkezli kübik-gyroid (HMK-G) ve ilkel kafes-hacim merkezli kübik (İK-HMK) kafes yapıları tasarlanmıştır. Tasarım sonrası hibrit kafes yapıları dört farklı gözeneklilik katsayısı için fonksiyonel derecelendirme (FD) yüzdesinde (%20-%30-%40-%50) seçici lazer ergitme (SLE) yöntemi kullanılarak üretilmiştir. Kafes yapılarının mekanik performansın belirlenebilmesi için tek eksenli basma testleri yapılmış ve sonlu elemanlar analizi (SEA) sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca üretim kusurları ve hassasiyetinin belirlenebilmesi için ise taramalı elektron mikroskop (SEM) ve micro-CT görüntüleri alınmıştır. Son olarak mekanik performans bakımından en iyi üç FDH kafes yapısı için hücre gelişim deneyleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen basma test sonuçlarında en yüksek elastik modül İK-HMK hibrid kafes yapısında iken enerji emilim kabiliyeti en fazla HMK-G hibrid kafes yapısında ölçülmüştür. Diğer yandan üretim sonrası alınan mikroskop görüntülerinde belirgin bir şekilde yapışmış partikül, merdiven etkisi ve kütle birikimi nedeni ile hem yüzeysel kusurlar ortaya çıkmış hem de boyut hassasiyetini olumsuz yönde etkilediği tespit edilmiştir. Son olarak hücre gelişim sonuçları değerlendirildiğinde İK-G, İK-HMK ve HMK-G hibrid kafes yapılarının tümünde hücre canlılığının %80'in üzerinde olduğu belirlenmiştir. Sonuç olarak FDH kafes yapılarının femoral bileşene uygulanması ile diz eklem protezlerinin ömürlerinin arttırılabileceği önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Diz Protezi, Femoral Bileşen, Eklemeli İmalat, Hibrid Yapılar

ABSTRACT

Phd. Thesis

INVESTIGATION OF APPLICABILITY FUNCTIONALLY GRADED HYBRID SCAFFOLD
STRUCTURES ON FEMORAL COMPONENT

Ender Emir

Inonu University
Graduate School of Nature and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

95+xii pages

2022

Supervisor: Assoc. Prof. Erkan BAHÇE

Nowadays, additive manufacturing (AM) methods are preferred due to insufficient production methods in aviation, space, defense industry and biomedical fields. With the use of this method, it becomes possible to produce different geometries and pore dimensions. Especially in order to increase the services life of joint prostheses used in biomedical applications, scaffold structures are produced with AM methods.

In this study, the applicability of functional graded hybrid (FGH) scaffold structures to the femoral component was investigated. Within the scope of the experiments, the triple periodic minimal surface (TPMS)-based primitive-gyroid (P-G), body centred cubic -gyroid (BCC-G) and primitive-body centered cubic (P-BCC) scaffold structures are designed. After the design, hybrid scaffold structures were produced using the selective laser melting (SLM) method at functional grading (FG) percentage (20%-30%-40%-50%) for four different porosity coefficients. In order to determine the mechanical performance of the scaffold structures, single-axis compression tests were performed and compared with the results of finite element analysis (FEA). In addition, the scanning electron microscope (SEM) and micro-CT images were taken in order to determine production defects and sensitivity. Finally, cell growth experiments were performed for the top three FGH scaffold structure in terms of mechanical performance. In the compression test results obtained, the highest elastic modulus was in the P-BCC hybrid scaffold structure, while the energy absorption ability was measured in the BCC-G hybrid scaffold structure. On the other hand, in the microscope images taken after production, it was determined that both superficial defects appeared due to the bonded particle, stair effect and mass agglomeration, and it adversely affected the dimensional accuracy. Finally, when the cell growth results were evaluated, it was determined that the cell viability was above 80% in all P-G, P-BCC and BCC-G hybrid scaffold structures. As a result, it is suggested that the service life of knee joint prostheses can be increased with the application of FDH scaffold structures to the femoral component.

Keywords: Knee Prosthesis, Femoral Component, Additive Manufacturing, Hybrid Structure

1. GİRİŞ

Diz eklemi bireylerin yaşamı boyunca vücut ağırlığını taşımanın yanı sıra spor yapmak, oturmak, kalkmak, merdiven çıkıp inmek gibi çeşitli hareketlerin yapılmasını sağlayan en büyük eklemlerden biridir. Bu eklem özellikle bağlar ve menisküs yapıları ile uyumlu bir şekilde hareket kabiliyeti sağlamaktadır. Ancak hareket esnasında diz eklemine ani yüklerin binmesi, kemik kireçlenmesi ve kemik erimesi gibi durumlardan dolayı menisküs yapısı hasar görerek işlevini belirli bir süre sonra kaybetmektedir. Özelliğini yitiren menisküs yapısı ile birlikte alt (tibia) ve üst (femur) bacak kemiklerinin birleşim bölgeleri birbirine direkt olarak temas ederek hareket kabiliyetini kısıtlamaktadır. Bu problemin giderilebilmesi için hasar gören diz eklemine hareket işlevinin tekrar kazandırılması gerekmektedir. Bunun için CoCrMo ve Ti6Al4V gibi biyouyumlu malzemelerden geleneksel döküm ve imalat yöntemleri kullanılarak imal edilen diz eklem protezleri kullanılmaktadır.

Kullanım amacı ile yaklaşık olarak 15-20 yıl arasında kullanım ömrü olması beklenen diz eklem protezlerinde de doğal ekleme olduğu gibi bazı sorunlar ile karşılaşmaktadır. Bu problemlerin başında %17.5'lük oranla diz eklemi ile kemik arasında enfeksiyon oluşumu, %21.2'lik oranla vücut mekanik aksından ve cerrahi operasyon sırasında uygun olmayan protez yerleşiminden kaynaklı meydana gelen dengesizlikler, %11.8'lik oranla yerinden çıkma, %25'lik oranla ise protez üzerine etki eden yüklerden kaynaklı metal ve polietilen yüzeylerde aşınmalar gelmektedir. Geriye kalan ve protez kullanım ömürlerini önemli ölçüde etkileyen %24.1'lik oranla da kemik ile metal implant arasındaki mekanik özelliklerdeki uyumsuzluk nedeni ile stres kalkanı ve buna bağlı olarak aseptik gevşemeler ortaya çıkmaktadır (Bahçe ve Emir, 2019).

Diz eklem protez bileşenleri ve kemik dokusu mekanik özellik bakımından incelendiğinde en önemli farklar sertlik ve elastik modüldür. Kemik dokusunun elastik modül ve sertlik değeri protez bileşenlerinin sertlik değerlerinden oldukça düşüktür (Chashmi ve diğ., 2020; España ve diğ., 2010; Hedia, Aldousari, Abdellatif ve Fouda, 2014). Kemik dokusunu elastik modülü 10-30 GPa arasında iken protez bileşenlerinde kullanılan Ti ve Co bazlı alaşımların elastik modülü ise sırasıyla 110 GPa ve 248 GPa olarak değişmektedir (España ve diğ., 2010; Zhang ve Attar, 2016). Bu nedenle kemik ile protez arasındaki mekanik uyumsuzluk

neticesinde farklı bir gerilim modeli oluşmakta ve böylece protez bileşenlerinde stres kalkanı adı verilen durum ortaya çıkmaktadır. Stres kalkanının artması ile birlikte kemiğin kortikal kısmında belirgin şekilde zayıflayarak aseptik gevşemelere neden olmaktadır (Oshkour ve diğ., 2014; Chashmi ve diğ., 2020).

Diz eklem protezlerinde meydana gelen bu olumsuz durumları ortadan kaldırarak kullanım ömürlerinin arttırılabilmesi için günümüzde farklı tasarım ve üretim yöntemleri tercih edilmektedir. Özellikle başvurulan yöntemler iki ana gruba ayrılmaktadır. Birinci yöntemde protez bileşenlerinin farklı üretim malzemeleri kullanılarak üretilmesi üzerinedir. Ancak bu yöntemde kemik dokusu ile metal implantın mekanik özelliklerinin birbirinden tamamen farklı olması nedeni ile stres kalkanı ve aseptik gevşemelerin oluşumu tam olarak engellenememektedir. Bu nedenle çalışmalar günümüzde ikinci yöntem olan protez geometrisini farklı üretim teknikleri kullanarak geliştirmeye odaklı ilerlemektedir. Kullanılan üretim teknikleri arasında ise protez geometrisini geliştirmek için katman katman inşa edilmesi ile ürün eldesi esasına dayanan Eİ yöntemi gelmektedir. Bu yöntem sağladığı esnek üretim parametreleri sayesinde geleneksel üretim yöntemleri ile imalatı mümkün olmayan karmaşık ve küçük hacimli geometrilerin ortaya çıkarılmasında oldukça avantajlı bir hale gelmiştir. Bu geometrilerin başında ise kafes yapıları gelmektedir. Özellikle Eİ yöntemi protez bileşenlerinin farklı yönlerde maruz kaldığı tekrarlı yükleri daha iyi absorbe edebilme ve hafifliğin sağlanabilmesi için önemli bir etkiye sahip olan farklı birim hücrelerde ve gözenek boyutlarındaki kafes yapılarının üretiminde giderek yaygınlaşmaya başlamıştır. Bu yapılar sayesinde yüzde yüz doluluktaki geometrilere göre elastik modülde ve sertlikte meydana gelen uyumsuzluk ortadan kaldırılarak protezlerin kullanım ömürleri arttırılabilmektedir (Espana ve diğ., 2010).

Ayrıca eklem protezlerinde biyolojik, mekanik, fiziksel ve geometrik özellikleri aynı anda istenilen şekilde sağlayabilmek için FD yöntemi tercih edilmektedir (Oshkour ve diğ., 2014). Arzu edilen mekanik özelliklerin elde edilebilmesi için belirli fonksiyonları kullanarak tasarlanan FD'ler sayesinde stres kalkanını yoğun olarak oluştuğu kemik ile protez birleşim bölgelerinde düşük gözenek boyutunda, hücre büyüme ortamının sağlanabilmesi için implantın merkez kısmında daha gözenekli yapıların tasarımı mümkün hale gelmektedir (Al-Ketan, Lee, Rowshan ve Abu Al-Rub, 2020). Ayrıca her bir kafes yapısının yük altında farklı mekanik özellikler ile deformasyon davranışları sergilemesi ve hücre gelişim ortamı sağlamasından dolayı kullanılacak kafes yapılarının belirli bir düzene göre hibrid şekilde tasarlanması ve üretilmesi de meydana gelecek olan gerilim dağılımlarını ve stress kalkanını

azaltabilecek ve hücre gelişimini arttırabilecektir. Böylece hem Eİ hem de kafes yapılarının bir arada kullanımı ile birlikte doğal kemik ve organların özelliklerine uygun kontrollü mukavemet ve gözenekliliğe sahip protez üretimi sağlanabilmekte ve böylece stres kalkını oluşum oranı minimum seviyelere indirilerek diz eklem protezinin kullanım ömrü arttırılabilmektedir (Vignesh ve diğ., 2021).

1.1 Tezin Kapsamı

Bu çalışma altı ana başlık halinde sunulmuştur. Sırası ile;

- Tezin ilk bölümünde, problemin tanımı, çözüm önerisi ve tezin kapsamı açıklanmıştır.
- Tezin ikinci bölümünde kafes yapılarının mekanik performanslarının belirlenmesi üzerine yapılan çalışmalar, Eİ’de karşılaşılan yüzey defektleri ve buna bağlı olarak meydana gelen boyut hassasiyetindeki sapmalara ilişkin yapılan çalışmalar, gözenekli yapılarda hücre gelişimi ile ilgili literatür çalışmaları incelenmiştir. Ayrıca tezin amacı, literatürdeki önemi ve farklılığı belirtilmiştir.
- Tezin üçüncü bölümünde diz eklemi, diz eklem protezleri, Eİ yöntemleri, kafes yapıları, FD yöntemleri ile ilgili genel bilgiler verilmiştir.
- Tezin dördüncü bölümünde ise çalışmanın deneysel ve nümerik analiz kısımlarının oluşturulması için izlenen yöntemler anlatılmıştır. İlk aşamada deneysel ve nümerik analizlerin gerçekleştirilebilmesi için kafes yapılarının matematiksel ifadeleri çıkartılıp CAD ortamında 3 boyutlu (3B) modelleri oluşturulması üzerine bilgiler verilmiştir. İkinci aşamada ise tasarlanan kafes yapılarının SLE yöntemi ile Eİ üretim süreci sunulmuştur. Üçüncü aşamada ise deneysel sonuçların elde edilebilmesi için basma testleri, SEM ile görüntüleme, micro-CT ile görüntüleme, hücre gelişim deneyleri gerçekleştirilmiştir.
- Tezin beşinci bölümünde FDH kafes yapılarına uygulanan mekanik test sonuçları, yüzey defektlerinin tespiti için alınan SEM görüntüleri, micro-CT ölçüm sonuçları ile CAD modelin karşılaştırılması, hücre gelişim deney sonuçları ve FDH kafes yapılarının femoral bileşene uygulanabilirlik sonuçları verilmiştir.
- Tezin son aşamasında elde edilen genel sonuçlar karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

2.1 Kafes Yapılarının Mekanik Özelliklere Etkisi

Kafes yapıları sağladığı üstün mekanik özellikler, hafiflik, iyi ısı iletimi gibi birçok üstün özelliği sayesinde günümüzde yaygın olarak kullanılmaya başlanmaktadır (Li ve diğ., 2018; M. Zhang ve diğ., 2018). Özellikle havacılık, savunma sanayi, biyomedikal uygulamalar gibi yüksek maliyetli ürünlerin ortaya çıkarıldığı endüstriyel alanlarda yoğun bir şekilde tercih edilmektedir. Üretimleri için geleneksel imalat yöntemlerinin yetersiz kaldığı kafes yapıları Eİ yöntemleri kullanılarak üretilmektedir. Ancak tasarım ve üretim parametrelerinin elde edilmek istenilen mekanik performans değerlerine ulaşılabilmesi için kontrol edilmesi gerekmektedir.

Tam dolu bir geometriye göre kafes yapıları mekanik performans açısından daha iyi sonuçlar vermektedir (España ve diğ., 2010). Ancak kullanılacak kafes yapısının sırası ile üretim yöntemi, kafes malzemesi, kafes geometrisi, kafes türü, her bir kafesin nispi yoğunluk değerleri ve gözenek boyutları gibi birden fazla parametre deformasyon davranışlarını ve mekanik performanslarını doğrudan etkilemektedir (Li ve diğ., 2014; Zargarian ve diğ., 2016).

Kafes yapılarının üretiminde çoğunlukla eriyik yığarak modelleme (EYM), SLE, seçici lazer sinterleme (SLS), elektron ışınli ergitme (EIE), poljet gibi Eİ yöntemleri kullanılmaktadır. Üretim yöntemlerinin farklılaşması ile birlikte kullanılan malzemelerde farklılık göstermektedir. Literatür çalışmalarının bir kısmında üretim maliyetlerinin ve sürelerinin daha az olması nedeni ile EYM Eİ yöntemi kullanılarak üretimler gerçekleştirilmektedir. Bu yöntem ile üretimde ham madde olarak PLA ve ABS malzemeleri kullanılmaktadır (Tkac ve diğ., 2020; Utomo ve diğ., 2019). Diğer yandan polimer bazlı malzemeler kullanarak üretilen kafes yapılarına göre daha mukavemetli olan metalik kafes yapıları tercih edilmektedir. Bu tip kafes yapılarının Eİ ile üretimlerinde ise genellikle toz yataklı füzyon (TYF) tekniği altında yer alan SLE, SLS, EIE yöntemleri kullanılmaktadır (Ullah ve diğ., 2016; Xiao ve diğ., 2015). Bu üretim yöntemlerinde ise çoğunlukla Ti6Al4V, CoCrMo ve 316L tozları kullanılmaktadır (Guo ve diğ., 2020; Merkt ve diğ., 2015; Xiao ve diğ., 2015). Bu yöntemlerin metalik kafes yapılarının üretiminde önemli bir paya sahip olmasındaki sebep yüksek çözünürlük ve geometrik hassasiyet sağlamasından dolayıdır (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Özellikle SLE yönteminin SLS ve EIE yöntemine göre üstünlüğünden kaynaklı olarak literatürde gerçekleştirilen çalışmaların büyük bir çoğunluğunda SLE

yönteminin kullanıldığı görülmektedir (Jin ve diğ., 2019; Li ve diğ., 2014; Li, 2015; Merkt ve diğ., 2015; Smith ve diğ., 2013). Bu yöntemin tercih edilmesindeki en önemli sebeplerden biri soğuma hızının yüksek olmasından kaynaklı ince bir mikro yapı oluşturmasıdır (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Böylece ince mikro yapı sayesinde kafes yapısından istenilen mekanik özelliklerin elde edilmesi sağlanmış olacaktır.

Kafes yapılarının mekanik performanslarının ve deformasyon davranışlarının farklılaşmasındaki en etkili parametre kullanılan kafes yapısının türüdür. Literatürde kafes yapılarının mekanik performanslarının tespiti için gerçekleştirilen çalışmalar incelendiğinde ise genel olarak iki farklı kafes yapısı tercih edilmektedir. Bu yapılardan ilki CAD tabanlı kafes yapılarıdır (HMK, YMK, F₂CZZ vb.) (Jin ve diğ., 2019; Li, 2015; Tkac ve diğ., 2020). İkinci yapı türü ise ÜPMY tabanlı kafes yapılarıdır (İK, G, HMK, diamond vb.) (Shi ve diğ., 2020). Özellikle ÜPMY bazlı kafes yapıları CAD bazlı yapılara oranla yük altında daha iyi performans sergilemektedir. Zhao ve diğ. (2018) çalışmalarında ÜPMY temelli örneklerin CAD temelli örneklerin esneklik modülü, akma dayanımı ve %18.9-42.2, 19.2 aralıklarında artan basınç dayanımıyla daha üstün olduğunu ortaya çıkarmışlardır. Ayrıca aynı tabanlı her kafes yapısı da kendi aralarında farklı mekanik performans ve deformasyon davranışı sergilemektedir. Örneğin ÜPMY bazlı olarak üretilmiş G, IW, elmas ve İK kafes yapılarının yük altında enerji absorbe edebilme yetenekleri kafes yapılarının geometrilerine bağlı olarak gerilme-baskın ve bükülme-baskın şeklinde deforme olmasından dolayı birbirinden farklıdır (Maskery ve diğ., 2017). G, IW ve elmas kafes yapılarına uygulanan basma testleri sonucunda baskın bir şekilde eğilme-baskın deformasyon oluşumu gözlemlerken; IW ve G yapılarının daha yüksek sıkıştırma performansına ve enerji emilim yeteneğine sahiptir (Shi ve diğ., 2020).

Ayrıca nispi yoğunlukta ve gözenek boyutundaki değişimin kafes yapısının mekanik özellikleri üzerinde oldukça önemlidir (Ahmadi ve diğ., 2015; Ding ve diğ., 2020; McGregor ve diğ., 2019; Platek ve diğ., 2020; Utomo ve diğ., 2019). Çalışmalarda nispi yoğunluğun artışı ile birlikte kafes yapısının mekanik özelliklerini pozitif yönde değiştiği bildirilmiştir (Ahmadi ve diğ., 2015). Ayrıca, dinamik yükleme koşulları altında enerji soğurma değeri ile nispi yoğunluk arasındaki doğrusal bir ilişki vardır (Platek ve diğ., 2020). Hem yarı-statik hem de dinamik test altında, yüksek nispi yoğunluklara sahip kafes yapılarının esneme baskın deformasyon davranışı, düşük bağıl yoğunluklara sahip olanların ise bükülme baskın deformasyon davranışı meydana gelmektedir (Ahmadi ve diğ., 2015). Esneme baskın yapıların bükülme baskın yapılara göre daha iyi mekanik performans sergilemektedir (Leary

ve diğ., 2016). Sonuç olarak üretim yöntemi ve parametrelerin doğru bir şekilde belirlenmesi farklı kafes yapılarından yük altında istenilen performansın alınmasını sağlamaktadır. Literatürde farklı kafes yapılarının, farklı Eİ yöntemleri ve farklı üretim malzemeleri kullanarak yük altındaki mekanik performanslarının belirlenebilmesi için gerçekleştirilen çalışmalar Çizelge 2.1’de gösterildiği gibi özetlenebilir.

Çizelge 2.1 : Kafes yapılarının mekanik özelliklerinin belirlenmesi üzerine yapılan çalışmalar.

Referans	Kafes Yapısı	Kafes Malzemesi	Üretim yöntemi
Smith ve diğ., (2013)	HMK, BCC-Z	316L	SLE
Li ve diğ., (2014)	HMK	316L	SLE
Li, (2015)	HMK	Yapı çeliği	SLE
Entezari ve diğ., (2016)	Tanımsız	PLA	Polyjet
Zhao ve diğ., (2018)	ÜPMY HMK, CAD bazlı HMK	Ti6Al4V	SLE
McGregor ve diğ., (2019)	Hegzagonal	Polimer	CLIP
Köhnen ve diğ., (2018)	F ₂ CZZ, Hollow spherical	316L	SLE
Jin ve diğ., (2019)	HMK, YMK	Sert materyal	SLE
Utomo ve diğ., (2019)	Kübik	ABS, PLA, PVA	EYM
Tkac ve diğ., (2020)	HMK	PLA	EYM
Ding ve diğ., (2020)	ARCH	316L	SLE
Platek ve diğ., (2020)	HMK	316L	SLE
Shi ve diğ., (2020)	G, Diamond, IW, İK	Ti6Al4V	SLE
Dar ve diğ., (2020)	HMK	Polimer	Stereolithography
Karimipour-Fard ve diğ., (2020)	Elmas, G, nevoius	Polimer	EYM
Guo ve diğ., (2022)	İK	316L	SLE

Her ne kadar mekanik özelliklerin iyileştirilmesinde farklı kafes yapıları, farklı üretim teknikleri kullanılsa da tam anlamıyla arzu edilen performansların sergilenmesi mümkün olmamaktadır. Özellikle kullanım amaçları doğrultusunda üç boyutlu kafes yapılarının farklı yönlerde (x, y, z) farklı mekanik özellikler sergilemesi istenmektedir. Bu durumun sağlanması için her noktada sabit kafes yapıları ve sabit gözenek boyutu kullanılarak gerçekleştirilmesi oldukça zordur. Bu nedenle gelişen mühendislik uygulamaları ile birlikte kafes yapılarının farklı şekillerde üretimi gerçekleştirilmektedir. Bu uygulamaların başında kafes yapısı içerisinde belirli bir fonksiyona göre gözenek, bileşim ve mikro yapı değişimleri

ile FD yapılar kullanılmaktadır. Böylece kafes yapısı içerisinde yükün etki ettiği doğrultularda FD uygulanarak mekanik özelliklerin optimize edilmesi mümkün olmaktadır. FD kafes yapılarında tasarım parametrelerine bağlı olarak farklılık gösteren gözeneklilik boyutundaki değişim kafes yapısının mekanik dayanımı etkilemektedir. Gözeneklilik boyutunun değişmesi ile birlikte birim hücrelerin yoğunluklarında da değişim meydana gelmektedir. Yoğunluğun fonksiyonel olarak değiştirildiği kafes yapıları tek tip yoğunluğa sahip kafes yapılarına göre daha fazla enerji absorbe edebilme yeteneğine sahiptirler (Choy ve diğ., 2017). Ayrıca FD numunelerde birim hücre yoğunluğunun sayısı da mekanik performans bakımından önemlidir. Özellikle kafes içerisinde deformasyon başlangıcı yoğunluğun az olduğu bölgelerden yoğunluğun fazla olduğu bölgelere doğru değişmektedir (Choy ve diğ., 2017). Çizelge 2.2’de FD kafes yapılarının mekanik özelliklere olan etkisinin araştırılması için gerçekleştirilen çalışmalar verilmiştir. Bu çalışmalarda özellikle kafes yapılarının nispi yoğunluk değişimi ve gözenek boyut değişiminin fonksiyonel derecelendirildiği görülmektedir.

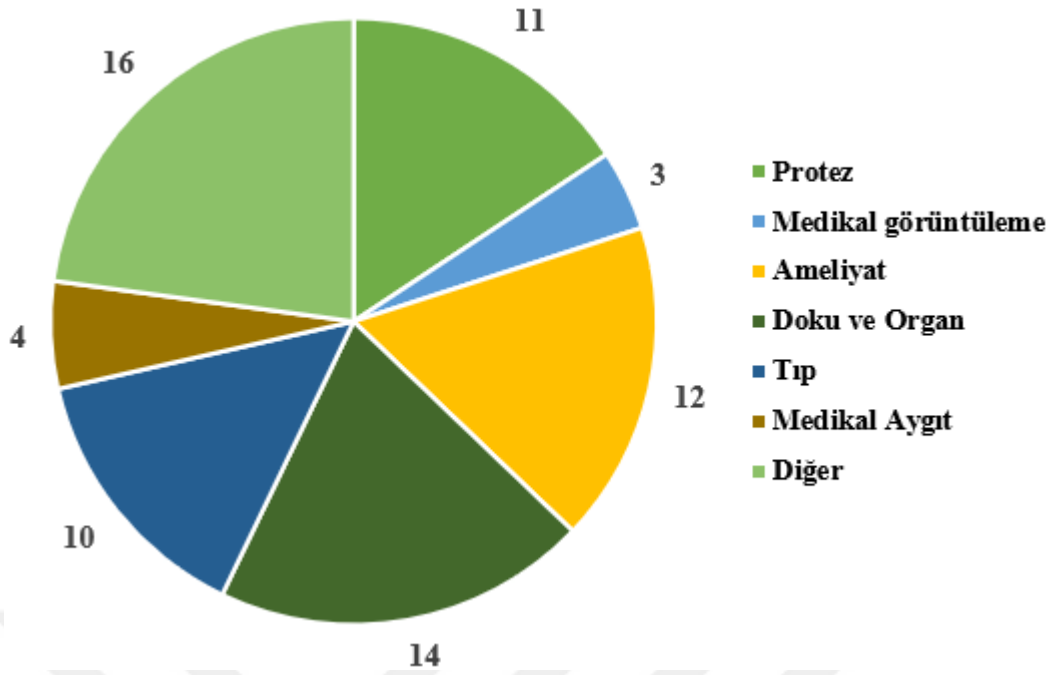
Çizelge 2.2 : FD kafes yapılarının mekanik özellikleri üzerine yapılan çalışmalar.

Referans	Kafes Yapısı	Kafes Malzemesi	Üretim yöntemi	FD Tipi
Maskery ve diğ., (2017)	HMK BCCZ	Polimer	SLS	Nispi yoğunluk değişimi
Choy ve diğ., (2017)	Kübik Bal peteği	Ti6Al4V	SLE	Dikme çap değişimi
Al-Saedi ve Masood, (2018)	F ₂ CCZ	Al-12Si	SLE	Nispi yoğunluk değişimi
	Tetrahedron tabanlı			
Wang ve diğ., (2019)	hücre HMK	Ti6Al4V	SLE	Gözenek boyut değişimi
	octet truss			
Yu ve diğ., (2019)	İK G	Polimer	SLA	Gözenek boyut değişimi
Bai ve diğ., (2020)	HMK	Polimer	SLS	Gözenek boyut değişimi
Plocher ve Panesar, (2020)	HMK İK	Polimer	EYM	Gözenek boyutu ve Nispi yoğunluk değişimi
Zhou ve diğ., (2020)	G	Ti6Al4V	SLE	Nispi yoğunluk değişimi
Guo ve diğ., (2022)	İK	316L	SLE	Gözenek boyut değişimi

Ayrıca FD yapılar ek olarak her bir kafes yapısının farklı mekanik özelliklerinden faydalanmak amacı ile hibrid yapılar kullanılmaktadır. Bu sayede deformasyon başlangıcının yaşandığı kafes yapısının devamında yer alan farklı bir kafes yapısı farklı deformasyon davranışı göstererek mekanik dayanımı arttırabilmektedir. Al-Ketan ve diğ. (2020) çalışmalarında ayrı ayrı nispi yoğunluk derecelendirmesi, hücre boyutu derecelendirilmesi ve çoklu morfolojiye (hibrid) sahip ÜPMY bazlı G ve diamond yapılarını kullanarak Eİ yöntemi ile üretimler gerçekleştirmişlerdir. Uyguladıkları basma testlerinde yüklenme yönünün değişiminin gözenekli yapıda meydana gelebilecek olan deformasyon mekanizmalarına etkilerini tartışmışlardır. Elde ettikleri sonuçlarda farklı ÜPMY morfolojileri arasındaki arayüzde bir kesme bandının oluşumuna katman katmandan deformasyon mekanizmasında bir kayma sergilendiğini tespit etmişlerdir. Sun ve diğ., (2021) EYM yöntemi kullanarak hibrid kübik yapılar üreterek enerji emme kapasitelerini doğrulamak için basma testleri gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca deneysel sonuçların yorumlanabilmesi için SEA yöntemini kullanmışlardır. Çalışmadan elde ettikleri sonuçlarda hibrid kübik kafes yapılarında akma davranışı sonrasında dalgalı bir gerilim-gerinim davranışının yerine daha stabil bir gerilim-gerinim değişimi gözlemlemişlerdir.

2.2 Kafes Yapılarının Biyomedikal Alanda Kullanımı

Özellikle 3B baskı teknolojileri ile FD yöntemleri uygun maliyetli, hızlı cerrahi üretimde esnek çözümü nedeniyle medikal alanda kullanılmaktadır (Şekil 2.1) Sağladığı üstün mekanik özellikler sayesinde özellikle implant üretiminde daha fazla ilgi görmektedir (Vignesh ve diğ., 2021). Bu sayede kullanılacak protez bileşenleri için daha iyi mekanik özellik, protez ile kemik arasında meydana gelen stres kalkanının ve aseptik gevşemelerin azaltılmasına ve protezlerin hücre büyümesi, kemiğe tutunma kabiliyetinin artırılması gibi bir çok özellik sağlanabilmektedir. İncelenen mevcut literatürde özellikle kalça protezi ve diz protezi üzerinde yoğun bir şekilde çalışmaların gerçekleştirildiği görülmektedir (España ve diğ., 2010; Murr ve diğ., 2011; Enab, 2014; Asiri, Fouda ve Hedia, 2016; Ait Moussa ve Yadav, 2017; Arabnejad, Johnston, Tanzer ve Pasini, 2017; Cosma ve diğ., 2017; Hassan, Aldousari, Timraz ve Fouda, 2019; Chashmi ve diğ.,2020; Kladovasilakis, Tsongas ve Tzetzis, 2020;).



Şekil 2.1 : Eİ'nin medikal alandaki uygulamalarının yüzdeleri dağılımı (Ramola ve diğ., 2019).

İnsan vücudunda kullanılan protezler dikkate alındığında farklı yönlerde farklı büyüklüklerde kuvvetlerin etkisi altında kalmaktadır. Özellikle diz ve kalça eklem implantları hareket anında birden fazla eksende kuvvet etki etmektedir. Etkiyen kuvvetlerin büyüklüğü ve oluşturduğu gerilim dağılımlarına göre protezler ömürlerinin beklenenden kısa sürede tamlamaktadır. Bu nedenle FD yöntemleri kullanılarak implantların üzerine binen sürekli ve ani etkiyen yüklerin dengeli bir şekilde absorbe edilmesi gerekmektedir. Bu durumun sağlanabilmesi kemiğe bakan implant yüzeyinin gözenek şekline ve boyutuna bağlıdır (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Özellikle diz ve kalça implantlarının uzun ömürlü olması implantın femur kemiğinin boşluğu içindeki stabilitesine bağlıdır (Ait Moussa ve Yadav, 2017). Bu nedenle özel geometrilere sahip yapılar oluşturmak için, kademeli yoğunluğa sahip katkı maddesi ile üretilen malzemeler kullanılır. Bu malzemeler, çeşitli parametreler ve topolojiye sahip çoklu kafes yapılarından oluşur. Kafes yapıların parametrelerini ayarlayarak, malzemenin istenen mekanik özellikleri de bu sayede elde edilebilir (Sufiiarov ve diğ., 2021). Ayrıca geometri ve malzeme dağılımı FD 3B gerçekçi tasarımı ile implantlar daha verimli bir şekilde optimize edilebilir (Ait Moussa ve Yadav, 2017).

Biyomedikal alanda stokastik ve non-stokastik dizimlere sahip kafes yapılarının kullanımı ile genel olarak protezlerin yük altında meydana gelen deformasyon davranışları, gerilme durumu gibi hasar oluşumuna sebep olan etkenler genellikle SEA kullanılarak

incelenmektedir. Diğer yandan çalışmaların bir bölümünde ise FD yöntemleri kullanılarak eklem implant tasarımlarının yapıldığı görülmektedir. Bu yöntemde de kafes yapısı içerisinde belirlenen yönlerde gözeneklilik boyutunu değiştirilerek oluşturulan FD'ler ve kafes yapısı içerisinde bileşimin değiştirilerek oluşturulduğu FD'ler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Farklı dizilimlere sahip ve farklı FD yöntemlerinin kullanıldığı kafes yapılarının biyomedikal alanda uygulamaları üzerine yapılan çalışmalar Çizelge 2.3'de verildiği gibi özetlenmektedir.

Çizelge 2.3 : Kafes yapılarının biyomedikal alanda uygulamaları üzerine yapılan çalışmalar.

Referans	Uygulanma Alanı	Dizilim	FD tipi
España ve diğ., (2010)	Kalça Protezi	-	Bileşenleri cinsinden
Murr ve diğ., 2011	Diz protezi	Stokastik	-
Enab, (2014)	Diz Protezi	-	Bileşenleri cinsinden
Asiri ve diğ., (2016)	Diz Protezi	-	Bileşenleri cinsinden
Arabnejad ve diğ., (2017)	Kalça Protezi	Stokastik	-
Ait Moussa ve Yadav, (2017)	Kalça Protezi	-	Bileşenleri cinsinden
Cosma ve diğ., 2017	Diz protezi	Non-stokastik	-
Hassan ve diğ., (2019)	Kalça Protezi	-	Bileşenleri cinsinden
Jafarich Chashmi ve diğ., (2020)	Femoral Protez	Non-stokastik	-
Kladovasilakis ve diğ., (2020)	Kalça Protezi	Stokastik	-

2.3 Kafes Yapılarının Üretiminde Meydana Gelen Yüzey Kusurları

Eİ yöntemleri içerisinde TYF tekniği kafes yapılarının üretiminde arzu edilen hassasiyetlere yakın üretim olanağı sağlamaktadır. Ancak Eİ yöntemlerinde kullanılan toz boyutu, tarama hızı, lazer gücü gibi üretim parametrelerine bağlı olarak üretilen numune ile tasarlanan numune arasında hem geometrik hem de boyutsal sapmalar meydana gelmektedir ve yüzey kusurlarının oluşumuna neden olmaktadır (Bagheri, Melancon, Liu, Johnston ve Pasini, 2017; Kozak ve Zakrzewski, 2018; Bahçe, Emir ve Güler, 2022). Meydana gelen sapmalar

ve yüzey kusurları numunenin mekanik özelliklerinde belirgin farklılıklar ortaya çıkarmaktadır (Bahçe, Emir ve Güler, 2022).

TYF üretim tekniklerinde lazer gücü, tarama hızı, toz serme hızı gibi parametreler güç kaynağından çıkan lazer ışının sayesinde oluşan eriyik havuzunun boyutlarını doğrudan etkilemektedir. Özellikle SLE yöntemi ile üretimde boyutsal hassasiyetin bozulmasında eriyik metal havuzunun boyutlarının değişiminin belirgin bir şekilde üretim kusurlarına neden olduğu belirtilmiştir (Maconachie ve diğ., 2019; Sing, Wiria ve Yeong, 2018; D. Wang ve diğ., 2017; Zhai, Zhou, Nai ve Wei, 2020). Çizelge 2.4’de SLE tekniği kullanılarak gerçekleştirilen üretimler sonucunda meydana gelen kusur tipleri ve oluşum mekanizmaları verilmiştir. Bu kusurlardan en önemlileri ve literatürde en sık karşılaşılanları yapışmış partikül ve merdiven etkisi oluşum mekanizmalarıdır. Yapışmış partikül mekanizmanın oluşumu lazer, kullanılan toz, çevresel faktörler, katılaşmış ilk toz katmanı ile bir sonraki serilen toz katmanı arasında meydana gelen fiziksel ve kimyasal reaksiyonlar gibi toplamda 4 farklı termal ve dinamik durumu içerir (Kruth, Levy, Klocke ve Childs, 2007; D. Wang ve diğ., 2017). Bunlar katının mekanik, katı hal dönüşümü, termal akışkan dinamiği ve partikül dinamiğidir. Merdiven etkisi ise üretilen bileşenlerin boyutsal doğruluğunu etkileyen birçok Eİ yönteminde karşılaşılan bir problemdir. Eİ ile yöntemlerinin katman bazlı üretim süreçleri nedeniyle, belirli bir açının üzerindeki eğimli bölgelerde her bir katman bir sonraki katman göre girinti ve ya çıkıntı şeklinde imal edilen geometriler arasındaki uyumsuzluk meydana gelmektedir (Maconachie ve diğ., 2019). Diğer yandan karşılaşılan problem ise özellikle radyus bölgelerinde kütle birikimi oluşumudur. Bu kusur kullanılan üretim tozlarının yüksek yüzey enerjisine sahip olmaları ve her bir toz parçacığı arasında meydana gelen Van der Walls ve Coulomb kuvveti nedeni ile birbirine yapışma isteğinden kaynaklanmaktadır (Zhai ve diğ., 2020).

Çizelge 2.4 : Eİ’de karşılaşılan üretim kusurları ve oluşum mekanizmaları.

Kusur tipi	Oluşum mekanizması	Referans
• Gözeneklilik	<ul style="list-style-type: none">• Düşük paketleme yoğunluklu metal tozları• Yüksek soğuma hızı	(Aboulkhair ve diğ., 2014)
• Eksik füzyon delikleri	<ul style="list-style-type: none">• Eksik enerji girişi• Yetersiz erime	(Gong ve diğ., 2014)
• Çatlaklar	<ul style="list-style-type: none">• Yüksek ısı• Termal gerilme	(Gu ve diğ., 2012)
• Yapışmış partiküller	<ul style="list-style-type: none">• Partikül dinamiği• Akışkan dinamiği• Katı hal dönüşümü	(Wang ve diğ., 2017)
• Merdiven etkisi	<ul style="list-style-type: none">• Eğimli yüzeylerin desteksiz üretilmesi	(Maconachie ve diğ., 2019)
• Kütle birikimi	<ul style="list-style-type: none">• Yüksek toz yüzey enerjisi• Van der Walls ve Coulamb kuvveti	(Zhai ve diğ., 2020)

2.4 Gözenekli Yapılardaki Hücre Gelişimi

In-vitro hücre büyümesinin etkili indüksiyonu, doku mühendisliğinde önemli bir ilgi çekmektedir (Xie ve diğ., 2019). Özellikle literatürde hücre büyümesinin sağlanabilmesi için kimyasal ve mekanik indüksiyon olmak üzere iki farklı yöntem genellikle kullanılmaktadır. Kimyasal indüksiyonda, hücre penetrasyonunu çekmek için kimyasal reaktifler kullanılır (Song ve diğ., 2018). Mekanik indüksiyonda ise hücre yoğunluğunun artırılabilmesi için kimyasal indüksiyondan farklı olarak hücrelere baskı, çekme veya kesme gerilimi uygulanır (Haasper ve diğ., 2008; Huesa, Helfrich ve Aspden, 2010; Gardinier, Gangadharan, Wang ve Duncan, 2014; Visser ve diğ., 2015). Ancak kimyasal indüksiyon karmaşık bir besin tedarigi ağı gerektirir ve mekanik girdiler karmaşık harici cihazlar gerektirir (Xie ve diğ., 2019). Kullanılacak indüklenme yönteminin haricinde hücre taşıyıcı olarak görev alacak olan yapılarda oldukça önemlidir. Özellikle literatürde hücre taşıyıcı olarak çoğunlukla kafes yapıları tercih edilmektedir (Giannitelli ve diğ., 2015). Bu yapılar canlı hücreler için mekanik destek ve yaşam ortamı sağlamaktadır (Liberski ve diğ., 2011). Ancak kafes yapılarının hücreler üzerindeki spesifik etkileri, özellikle de iskele gözenek boyutunun etkileri tam olarak açık değildir (Han ve diğ., 2021).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda doku iskelelerinin düzenli ve kontrol edilebilmelerinin zor olduğunu göstermiştir (Ponce, Zorzi, de Miranda ve Amstalden, 2018; Li ve diğ., 2019). Bu eksiklik nedeni ile günümüzde 3B baskı teknolojisinin gelişimi ile birlikte doku iskelelerinin üretimi için yeni bir yöntem sağlamıştır (Chen ve diğ., 2019; Kosik-Kozioł ve diğ., 2017). Böylece 3B üretim teknikleri ile doku iskelelerinin şekli ve boyutları kontrol edilebilir hale gelmektedir.

Diğer yandan yapılan birkaç çalışmada ise, kafes yapılarının sertliği ve gözenek boyutunun hücre bağlanmasını, farklılaşmasını ve göçü önemli ölçüde etkileyebileceğini belirtmişlerdir (Bertlein ve diğ., 2018; G. Chen, Yang ve Lv, 2016; Wanasekara ve diğ., 2015). Bu çalışmalarda elde edilen genel bulgularda hücrelerin farklı doku iskelelerinde ve farklı gözeneklerde farklı morfolojik özellikler sergilediği görülmüştür. Matsiko, Gleeson ve O'Brien (2015) küçük gözenekli yapı iskelelerinin daha fazla hücre yapışma desteği sağladığını ancak bu durumun hücre büyüme alanını azalttığını söylemişlerdir. Matsiko ve diğ. (2015), Oh, Kim, Im ve Lee (2010) ve Salem ve diğ. (2002) optimum gözenek boyutunun, hücrenin kendi boyutunun yaklaşık 30 katı olması gerektiğini söylemişlerdir.

2.5 Çalışmanın Amacı

Bu çalışmanın temel amacı ise, kemik dokusu ve protez arasındaki mekanik uyumsuzluk sonucu meydana gelen stres kalkanını farklı gözenek boyut derecelendirmesine sahip hibrid kafes yapılarının kullanımı ile en aza indirerek aseptik gevşeme oranını düşürmek ve gözenekli yapıların kullanımı ile hücre büyüme oranını arttırmaktır. Ayrıca üretimde kafes yapıları kullanılarak diz eklem protezinin belirli bir miktar hafifletilmesi de amaçlanmıştır. Sonuç olarak sağlanan bu avantajlar ile diz eklem protezinin kullanım ömrü arttırılabilecektir.

2.6 Çalışmanın Önemi ve Özgünlüğü

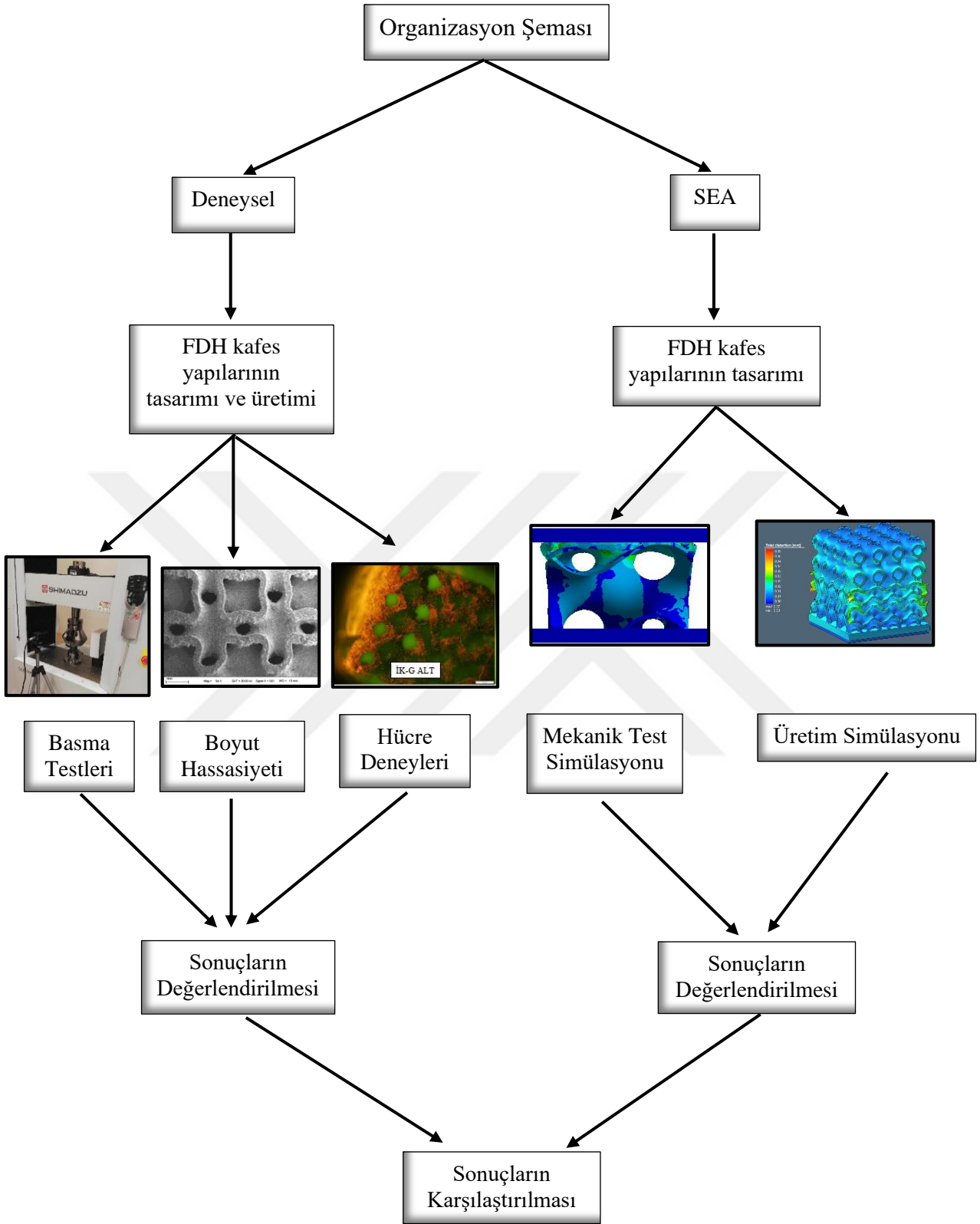
Diz eklem protezinde bireylerin günlük hareketleri neticesinde beklenmedik ani yük binmeleri ve protez bileşenleri ile kemik dokusunun mekanik özelliklerinin farklı olması neticesinde stres kalkanı meydana gelmektedir. Bu durum sonucunda da diz eklem protezleri kullanım ömürlerini beklenen sürelerden daha erken tamamlamaktadır. Hastaya tekrar hareket kabiliyeti kazandırmak için protez bileşenleri için revizyona ameliyatına ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak ileri yaş grubu hastalar için bu operasyon büyük risk taşımaktadır. Bu

nedenle protez bileşenlerinin kullanım ömürlerinin olabildiğince arttırılabilmesi oldukça önem arz etmektedir. Günümüzde eklem protezlerindeki stres kalkanı oluşumunun giderilebilmesi için kafes yapıları kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle farklı geometriye ve boyutlara sahip kafes yapıları ile eklem protezlerinde hafiflik, yüksek dayanım ve kemiğe iyi tutunma gibi özellikler sağlanmaktadır. Bu avantajların sağlanabilmesi için günümüzde yenilikçi bir üretim yöntemi olarak kabul edilen Eİ ile kafes yapılarına sahip eklem protezlerinin üretimleri önemli bir hal almaya başlamıştır. Bu çalışmanın hayata geçirilebilmesi ile diz eklem protezinde kullanılan femoral bileşen ile kemik dokusu arasındaki mekanik uyumsuzluk sonucu meydana gelen stres kalkanı ve buna bağlı olarak ortaya çıkan aseptik gevşemelerin minimum seviyelere indirilebilmesi mümkün olabilecektir. Böylece diz eklem protezlerinin üretiminde hem Eİ yöntemleri kullanılması hem de kullanım ömürlerinin arttırılabilmesi sağlanabilecektir.

Diz eklem protezlerinin ömürlerinin arttırılabilmesi için gerçekleştirilen mevcut çalışmalarda genel olarak femoral bileşende kafes yapılarının kullanımının çok yaygın olmadığı, geriye kalan çalışmalarda da tek düze kafes yapıları ve ya FD yapıların kullanıldığı görülmektedir. Ancak diz eklem protezi hareket serbestliği ve bu duruma bağlı olarak farklı eksenlerde ani yüklere maruz kalmaktadır. Bu nedenle farklı kafes yapıların üstün özelliklerini bir araya getirerek ortaya çıkan olumsuz durumu gidermek mümkün hale gelmektedir. Literatür incelendiğinde de özellikle diz eklem protez bileşenlerinin FDH kafes yapıları kullanılarak ömürlerinin arttırılabilmesi için çalışmaların yok denecek kadar az olduğu görülmektedir. Bu çalışmada da literatürden farklı olarak femoral bileşenin kullanım ömrünün arttırabilmesi için CoCr tozundan SLE yöntemi kullanılarak üretilen FDH kafes yapılarının yük altındaki mekanik performanslarının, birim hücre şekillerine bağlı olarak hücre gelişimlerinin ve üretimde ki boyut hassasiyetinin ölçümleri gerçekleştirilmiştir

2.7 Çalışmanın Organizasyon Şeması

Çalışmada sonuçların elde edilmesinde iki farklı yöntem kullanılmıştır. Birinci olarak metal 3B metal yazıcıda üretilen FD hibrid kafes yapılarına basma testleri uygulanmıştır. Ayrıca deney numunelerinden geometrik hassasiyet ölçümü ve hücre gelişim deneyleri gerçekleştirilmiştir. İkinci olarak ise deneysel olarak elde edilen sonuçların desteklenmesi ve karşılaştırılması amacı ile SEA yardımıyla basma testleri ve Eİ üretim simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın organizasyon şeması Şekil 2.2'de gösterildiği gibidir.

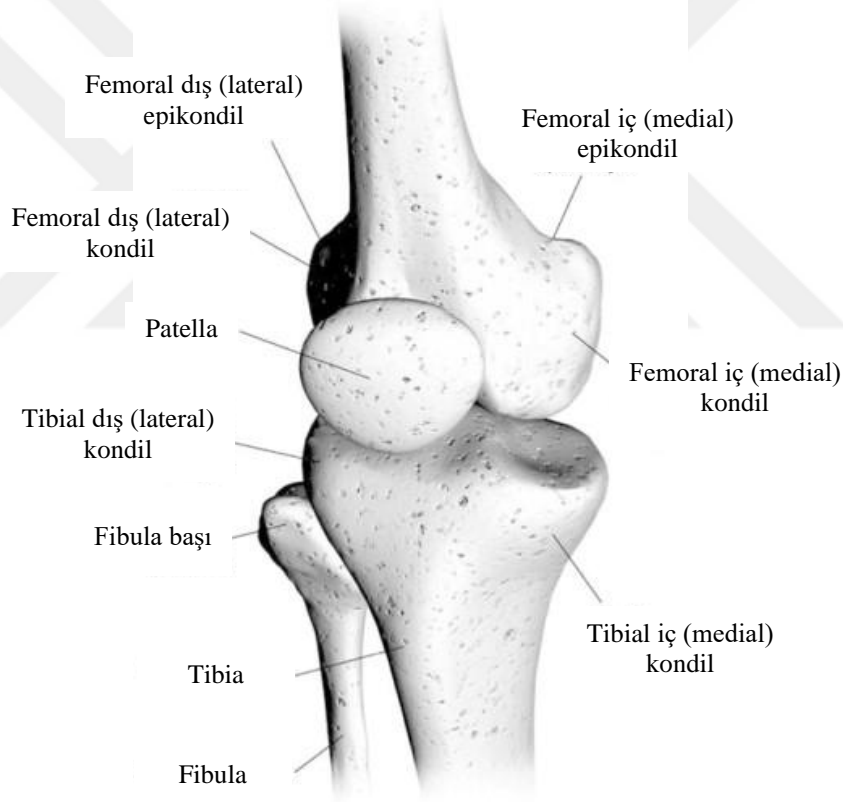


Şekil 2.2 : Çalışmanın organizasyon şeması.

3. GENEL BİLGİLER

3.1 Diz Eklem Protezi

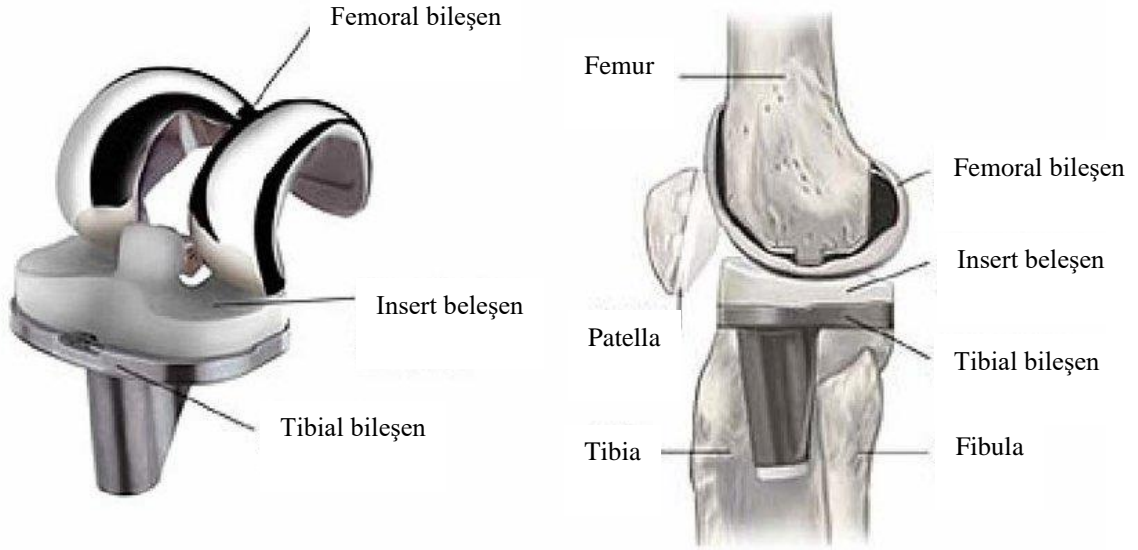
Diz eklem protezleri bireylerin yaş, kilo ve eklem rahatsızlıklarına bağlı olarak işlevini kaybeden diz eklemine yerine tıbbi müdahale ile uygulanan bir eklem protez çeşididir. Bu tip protezlerin üretiminde kullanılan malzemeler dayanımı ve biyouyumluluğu yüksek Ti6Al4V, CoCrMo gibi alaşımlardır. Temelde diz eklemi anatomik olarak; tibia kemiğinin üst kısmındaki medial ve lateral olmak üzere iki farklı plato ve bu plato yüzeylerine oturan femur kemiğinin alt kısmındaki medial ve lateral kondillerden oluşur (Şekil 3.1). Kullanılacak diz eklem protezleride eklem hareketlerini taklit etmek amacı ile uygulandıkları için esas eklem bölgesi ile geometrik olarak benzerlik gösterirler.



Şekil 3.1 : Diz eklemine anatomik yapısı (Traina, De Fine ve Affatato, 2013).

Diz eklem protezleri hasar gören eklem alanına ve hasar gören yapıların fazlalığına göre farklı büyüklüklerde ve farklı bileşen sayılarında üretilmektedirler. Temelde diz eklem protezleri üç bileşenden meydana gelmektedir. Şekil 3.2’de gösterildiği gibi tibia kemiğinin üst kısmında kullanılan tibial bileşen, femur kemiğinin alt kısmında kullanılan femoral bileşen ve bu iki yapı arasındaki aşınmayı engellemek ve femoral bileşen kondillerine

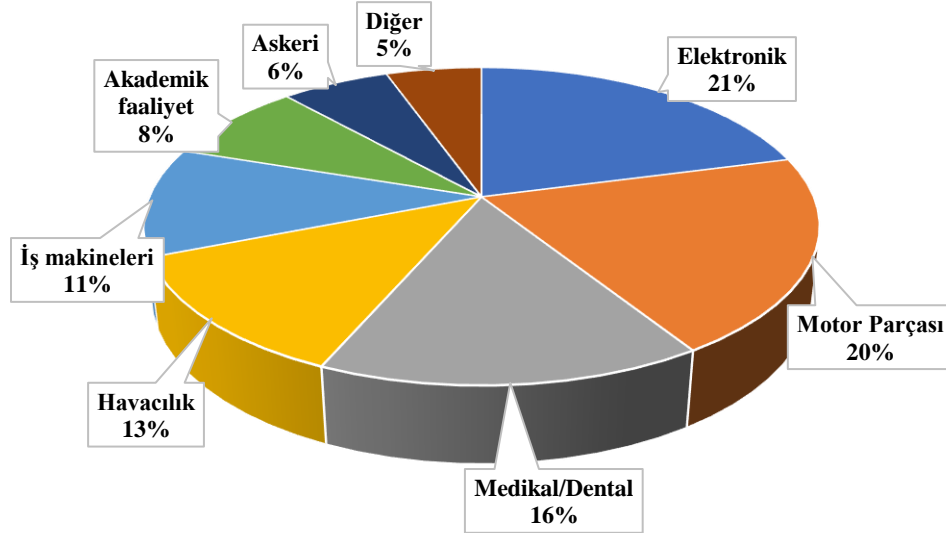
yataklık edebilmesi için ultra hafif yüksek moleküler yoğunluklu polietilen (UYMAP) malzemesinden üretilen insert bileşeni kullanılmaktadır. Ayrıca patella adı verilen diz kapağında da tahrip olmasından kaynaklı olarak patellar bileşeninde kullanıldığı diz eklem protezleri mevcuttur.



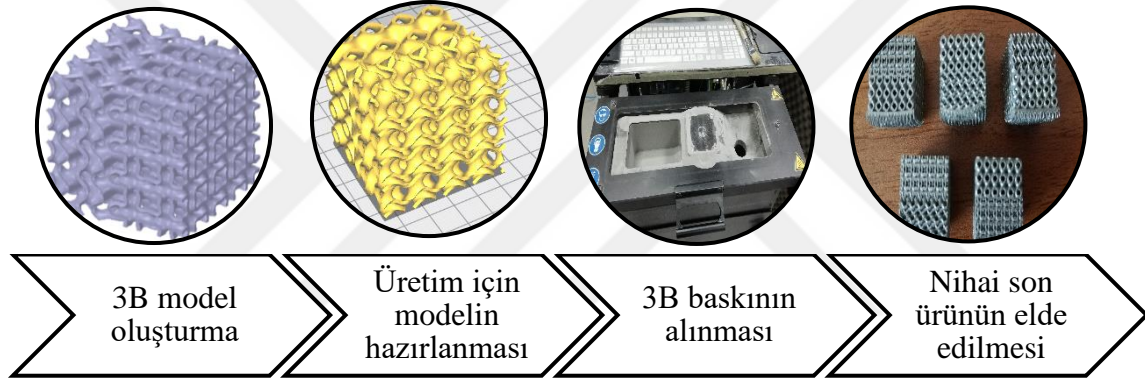
Şekil 3.2 : Diz eklem protez bileşenleri (Dhiman, Randive ve Goyal, 2015).

3.2 Eklemeli İmalat ve Yöntemleri

Eİ 3B olarak oluşturulan geometrilerin katmanın birbiri üzerine eklenmesi ile nihai ürünlerin meydana getirildiği bir imalat yöntemidir (Sürmen, 2019). Bu üretim yöntemi metal, plastik, kompozit gibi malzemelerin kullanımına imkan sağlamaktadır (Sürmen, 2019). Gelişmiş 3B baskı, maliyet azaltma, hız, karmaşık parçalar tasarlama özgürlüğü, tek adımda üretim ve sürdürülebilirlik açısından geleneksel üretim tekniklerine göre üretim süreçlerinin kısalması, atık ürün miktarının azaltılması gibi birçok avantaja sahiptir. Bu nedenle günümüzde sağlık, ağır sanayi, havacılık, üretim gibi bir çok endüstriyel alanda tercih edilmektedir (Şekil 3.3). Ancak Eİ yönteminde nihai son ürünün elde edilmesi için bazı aşamaların tamamlanması gerekmektedir. Şekil 3.4'de elde edilmek istenilen ürün için takip edilen aşamalar gösterilmektedir.



Şekil 3.3 : Eİ'nin sektörlere göre yüzdelik dağılımı (Jiménez ve diğ., 2019).



Şekil 3.4 : Eİ aşamaları.

ASTM F42 standardında Eİ yöntemleri yedi ana kategoriye ayrılmaktadır (Li ve diğ., 2019) Bunlar, fotopolimerizasyon, malzeme püskürtme, bağlayıcı püskürtme, malzeme ekstrüzyon, toz yataklı füzyon, sac levha yöntemi ve direkt enerji depolama yöntemleridir (Li ve diğ., 2019). Ayrıca yukarıda belirtilen yedi ana Eİ yöntemlerinin her biri kendi içinde de farklı üretim yöntemlerini barındırmaktadır. Çizelge 3.1'de Eİ yöntemlerinin sınıflandırılması görülmektedir.

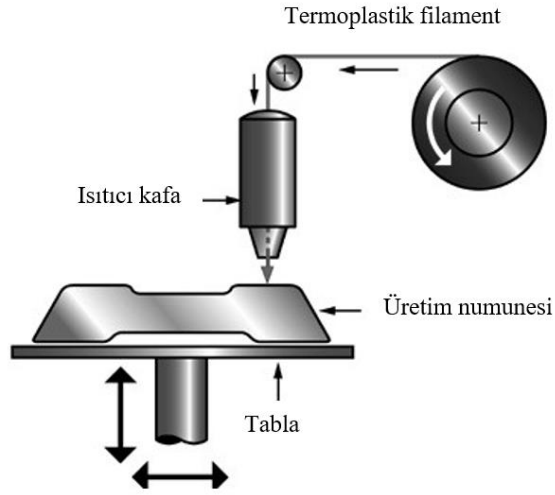
Çizelge 3.1 : Eİ yöntemlerinin sınıflandırılması (Tofail ve diğ., 2018).

Yöntem	Teknoloji	Materyal	Üretim kapasitesi (mm x mm x mm)
BP	• 3D Enjekte Teknolojisi	• Polimer • Seramik • Metal • Kompozit	$x \leq 4000$ $y \leq 2000$ $z \leq 1000$
YEB	• Lazer Biriktirme (LB) • Lazerle Tasarlanmış Net Şekillendirme (LTNŞ) • Plazma Ark Eritme (PAE)	• Metal	$x = 600-3000$ $y = 500-3500$ $z = 350-5000$
ME	• Eriyik Yığarak Modelleme (EYM) • Eriyik Filament İmalatı (EFİ) • Eriyik Katman Modelleme (EKM)	• Polimer • Kompozit	$x \leq 900$ $y \leq 600$ $z \leq 900$
MJ	• 3D Püskürtme Teknolojisi • Doğrudan Püskürme Teknolojisi	• Polimer • Seramik • Kompozit	$x \leq 300$ $y \leq 200$ $z \leq 200$
TYF	• Elektron Işınli Ergitme (EIE) • Seçici Lazer Ergitme (SLE) • Seçici Lazer Sinterleme (SLS) • Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)	• Metal • Seramik • Polimer • Kompozit	$x = 200-300$ $y = 200-300$ $z = 200-350$
SL	• Lamine Nesene İmalatı (LNİ)	• Polimer • Metal • Seramik	$x = 150-250$ $y = 200$ $z = 100-150$
VF	• Stereolitografi (SLA) • Dijital Işık İşleme (DII)	• Polimer • Seramik	$x < 2100$ $y < 700$ $z < 800$

*BP: Bağlayıcı Püskürtme, YEB: Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme, ME: Malzeme Ekstrüzyon, MJ: Malzeme Jeti, TYF: Toz Yataklı Füzyon, SL: Sac Laminasyon, VF: Vhat Fotopolimerizasyon

3.2.1 Eriyik yığarak modelleme (EYM)

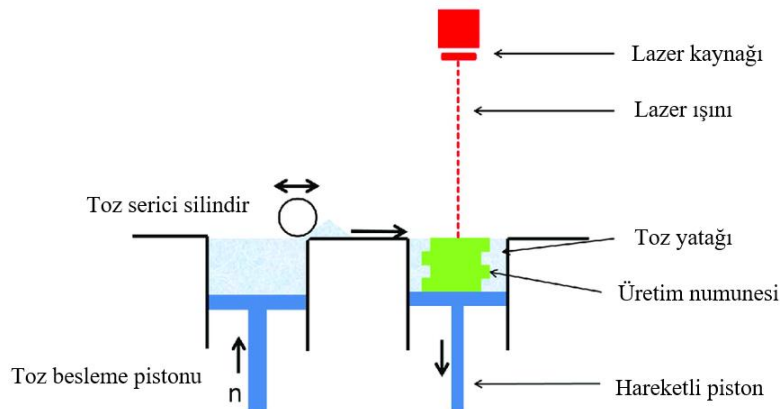
Bu Eİ yönteminde PLA, ABS gibi değişik çaplarda polimer bazlı filament adı verilen malzemeler kullanılmaktadır. Önceden ısıtılmış ekstrudordan geçerek belirli oranda çapı düşürülen filamentler üretimin yapılacağı hareketli bir tabla üzerine dökülür. 3B olarak oluşturulan model için elde edilen G kodlarına göre ekstruder tabla üzerinde farklı noktalara eriyik filamentleri bırakır. Her bir katman tamamlandıktan sonra tabla belirli bir mesafe aşağı iner. Bu işlemler üretimin son aşamasına kadar devam eder. Üretilen parçaların geometrilerine bağlı olarak farklı boyutlarda destek yapıları kullanılabilir. Ayrıca kompozit bir yapı elde edebilmek için sisteme ikinci bir nozul eklenebilir. Şekil 3.5’de EYM yönteminin şematik olarak gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.5 : EYM sistem şematığı (Telfer ve diğ., 2012).

3.2.2 Seçici lazer sinterleme (SLS)

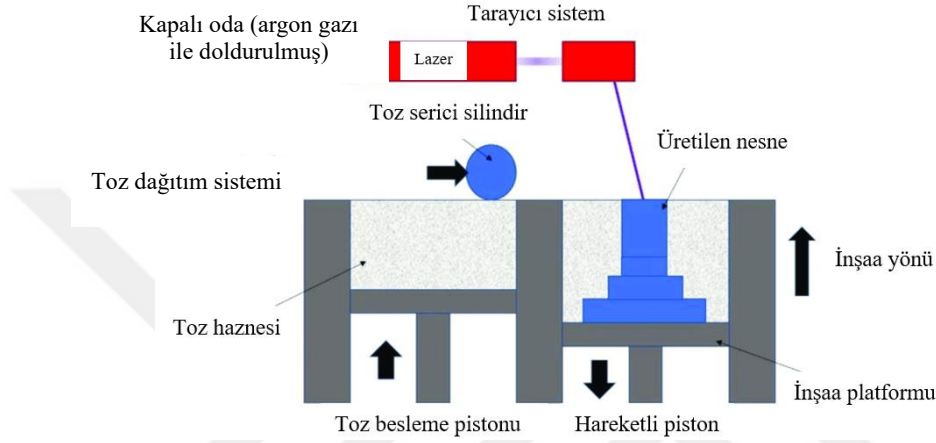
TYF Eİ yönteminin bir alt kolundan biri SLS yöntemidir. Bu yöntem ile kullanılan tozlar lazer ışını ile tamamen eritilmeden birbiri ile kaynaştırılır. Bu işleme sinterleme adı verilir. Diğer Eİ yöntemlerinde olduğu gibi ürün katman katman inşa edilerek elde edilmektedir. Hareketli bir tarayıcı lazer sistemine sahip olan ünite 3B olarak modellenmiş ürünün G kodlarına göre farklı notlara lazer ışını göndermektedir. Sistem içerisinde farklı iki haznede sinterlenecek toz bulunmaktadır. Her bir katmanda sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra besleme ünitesinde bulunan toz bir süpürücü vasıtasıyla sinterlenecek hazne içerisine ince bir katman oluşturacak şekilde serilmektedir (Dehghanhadikolaei, Namdari ve Mohammadian, 2018). İşlem ürünün son katmanına ulaşıncaya kadar devam etmektedir. Şekil 3.6’da SLS yönteminin şematik olarak gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.6 : SLS sistem şematığı (Rider ve diğ., 2018).

3.2.3 Seçici lazer ergitme (SLE)

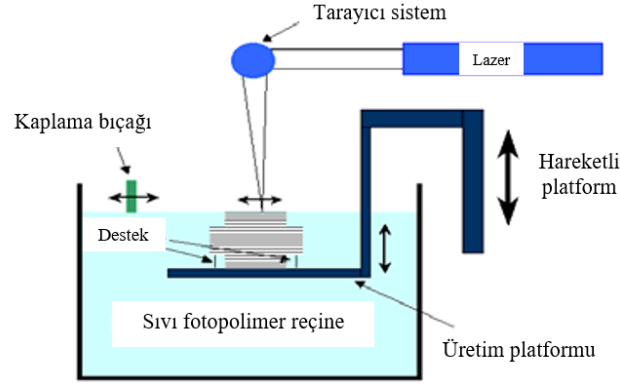
SLE, SLS teknolojisine çok benzeyen bir Eİ teknolojisidir (Sürmen, 2019). SLE’de sinterleme yerine tam bir eritme işlemi yapılır (Sürmen, 2019). Üretim yöntemi SLS yöntemi ile benzer olmasına rağmen üretim sonunda nihai ürünün soğuma hızı farklıdır. SLE yöntemi ile üretimde ürünün soğuma hızı SLS yöntemine göre daha hızlıdır. Bu durumda nihai ürünün mikro yapısını etkilemektedir (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Şekil 3.7’de SLE yönteminin şematik olarak çalışma prensibi verilmiştir.



Şekil 3.7 : SLE sistem şematiği (Jiao ve diğ., 2018).

3.2.4 Stereolitograf (SLA)

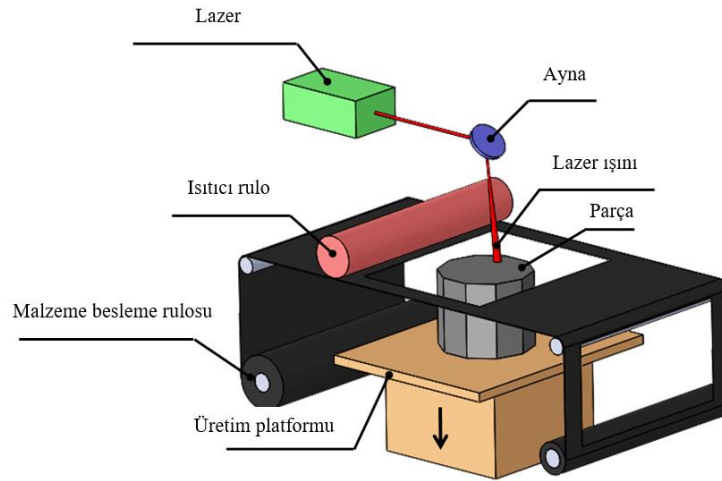
Bu yöntemde üretim malzemesi sıvı halde bulunan fotopolimer reçine kullanılmaktadır (Özsoy ve Duman, 2017). Kullanılan sıvı reçinenin katılaşması için lazer veya ultraviyole (UV) ışını kullanılmaktadır. Sıvı üzerine etki eden ışın sayesinde fotopolimer reçine katılaşmaktadır. Diğer yöntemlerde olduğu gibi her katman G kodlarına göre hareket eden mekanizma sayesinde katılaşmayı sağlayan ışık ışınının farklı noktalar yansıtılması ile ışının etkisiyle katılaştırılır. Katılandıktan sonra üretimin yapıldığı hazne belirli bir mesafe aşağı iner. Her bir katman için bu işlem tekrarlanmaktadır. Ayrıca her bir katmanın katılaştırılması işlemi tamamlandıktan sonra TYF Ei yöntemlerinde olduğu gibi bir mekanizma sürekli olarak sıvı fotopolimer reçine ile üretim yapılan hazneyi beslemektedir. Şekil 3.8’de SLA yönteminin şematik olarak gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.8 : SLA sistem şematığı (Raju ve diğ., 2010).

3.2.5 Lamine nesne imalatı (LNİ)

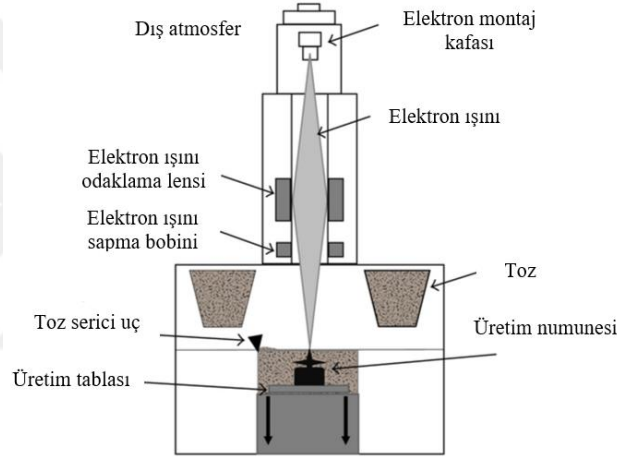
Kağıt, plastik film, metalik sac ve seramik bant LNİ teknolojisinde en sık kullanılan malzemelerdir (Sürmen, 2019). Bu yöntemde sac formundaki malzemeler üretim için kullanılmaktadır. Sürekli olarak sac formundaki malzemeyi üretim alanına yönlendiren besleme tekerlekleri bulunmaktadır. Bu kısımdan ısıtılmış silindirin üzerinden geçerek yapışmayı sağlayan kısma sac levhalar yönlendirilir ve ısıtılmış silindirin hareketi ile birbirlerine yapışması sağlanır. Daha sonra aynadan yansıyan lazer ışını ile istenilen geometride sac levhadaki fazlalıklar kesilir ve atık toplama kısmına tahliye edilir. Her bir katman tamamlandıktan sonra platform katman kalınlığı kadar aşağıya iner ve bu işlem basamakları nihai ürün elde edilinceye kadar devam eder. Şekil 3.9'da LNİ tekniğinin şematik olarak gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.9 : LNİ sistem şematığı (Razavykia ve diğ., 2020).

3.2.6 Elektron ışınli ergitme (EIE)

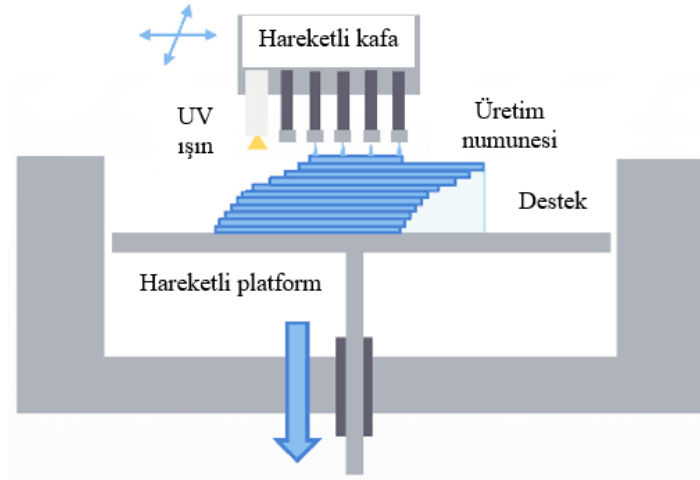
SLE üretim yöntemi ile benzerlik gösteren EIE yöntemi tozların eritilmesi prensibine dayanır (Çelik ve Özkan, 2017). Tozların eritilmesi için ışın kaynağı kullanılır. Işın odaklanma ve sapma alanlarından geçer. Bu aşamadan sonra ışın demeti dar bir boğazdan geçerek çapı düşürülür ve bu sayede odaklanması sağlanır. Işının etkisi ile eriyerek birleşen tozlardan katmanlar elde edilir. Her bir katman tamamlandıktan sonra diğer yöntemlerde olduğu gibi hazne katman kalınlığı kadar aşağı iner ve son katman kadar bu aşamalar birbirini tekrarlayarak devam eder. Toz eritmek için kullanılan ışının yüksek sıcaklıklara çıkabilmesi sayesinde erime sıcaklığı fazla olan malzemelerin üretimi için tercih edilmektedir (Çelik ve Özkan, 2017). Şekil 3.10'da EIE yönteminin şematik olarak gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.10 : EIE sistem şematığı (Bezuidenhout ve diğ., 2015).

3.2.7 Polyjet (PJ)

Bu yöntemde de SLA yönteminde olduğu gibi fotopolimer reçine malzemesi kullanılmaktadır. Toz esaslı ana malzeme ve toz katmanları arasında yapışkan görevi gören ve genellikle sıvı halde bulunan yapıştırıcı olmak üzere iki çeşit malzeme kullanılmaktadır (Yalçın ve Ergene, 2019). Sıvı formda bulunan reçine farklı sayıda ve boyutlarda nozullar sayesinde üretimin gerçekleştirileceği tablaya püskürtülür. Yine SLA yöntemine benzer şekilde reçinenin katılması için morötesi ışın kullanılır. Bu sayede üretim için ilk katman oluşturulur ve diğer katmanların oluşturulabilmesi için üretim tablası belirli bir mesafe aşağı iner. Üretim son katman oluşturulana kadar devam eder. Şekil 3.11'de Polyjet yönteminin şematik olarak çalışma prensibi verilmiştir.



Şekil 3.11 : Polyjet sistem şematığı (Kim ve diğ., 2016).

3.3 Eklemeli İmalatta Kullanılan Üretim (Toz) Malzemeleri

Eİ'de farklı üretim yöntemlerine göre farklı malzemeler kullanılmaktadır. Özellikle başta çelik, alüminyum (Al), titanyum (Ti) ve kobalt (Co) dahil olmak üzere belirli gözenek boyutlarına ve yoğunluğa sahip toz malzemeler Eİ yöntemi ile üretimde tercih edilmektedir (Murr ve diğ., 2012; Özsolak, 2019). Kullanılacak tozların elde edilmesinde ise günümüz teknolojisi ile birlikte su, gaz ve plazma atomizasyonu yöntemleri tercih edilmektedir (Özsolak, 2019). Aşağıda Eİ yöntemi ile üretimde kullanılan toz malzemeleri başlıklar halinde sunulmuştur.

3.3.1 Çelikler

Çelikler korozyon direnci, aşınma direnci, oksidasyon direnci ve sıcaklık mukavemeti yüksek, yüzey kalitesi iyi alaşımlardır. Özellikle havacılık, mimari, otomobil, bağlantı ve güç iletim elemanları gibi bir çok alanda tercih edilmektedir. Eİ yöntemleri arasında en çok kullanılan çelik alaşımı 316L paslanmaz çeliği ve kullanıldığı Eİ yöntemi ise SLE'dir.

3.3.2 Alüminyum alaşımları

Alüminyum (Al) alaşımları, çelik, titanyum veya kobalt alaşımlarından ziyade daha kolay işlenebilirliğe sahip alaşımlardır. Ayrıca maliyet yönünden de diğer alaşımların bir çoğuna göre daha düşük maliyetlere temin edilebilir özelliktedir. Ancak hem üretilebilirliğinin hem de maliyet yönünden ulaşılabilirliğinin daha kolay olması Eİ yöntemlerinde kullanımının ticari olarak değerlendirildiğinde mantıklı bir üretim malzemesi olmaktan çıkarmaktadır. SLE, SLS, EIE gibi Eİ yöntemleri kullanılarak yapılan üretimlerde yüksek ısıda toz

partiküllerinin birbiri ile eritilerek ve ya sinterlenerek kaynaştırılması sağlanmaktadır. Ancak Al esaslı malzemelerin kaynak edilebilirliği düşüktür (Özsolak, 2019). Bu nedenle de Eİ yöntemlerinde Al alaşımlarının kullanımı çok yaygın hale gelmemiştir.

3.3.3 Titanyum alaşımları

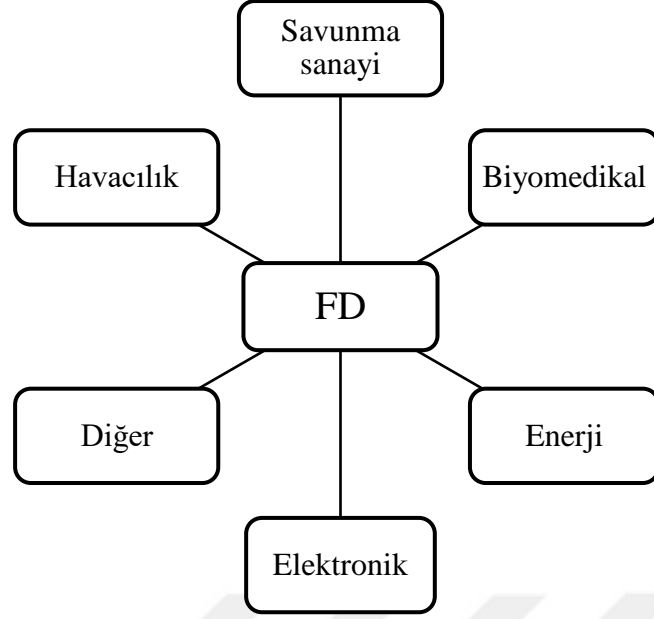
Ti alaşımları, belirli bir akma dayanımı ve yoğunluk arasındaki ilişkiye göre hafif metal alaşımlar, çelikler, nikel alaşımlar vb. malzeme türleri ile karşılaştırıldığında daha yüksek dayanıma sahiptirler (Subaşı ve Karataş, 2012). Sağladığı üstün mekanik özelliklerin yanı sıra biyouyumluluğu sayesinde diş ve ortopedik implantların üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle TYF üretim tekniğinde kullanılan SLE, SLS, EIE gibi üretim yöntemlerinde kullanılmaktadır.

3.3.4 Kobalt alaşımları

Co alaşımları, Ti alaşımları ile benzer mekanik özellikler sergileyen ve biyouyumluluğu yüksek olan alaşımlardır. Özellikle diz, kalça ve diş implantlarında sıklıkla kullanılmaktadır. Paslanmaya ve sıcaklığa karşı dirençli bir malzeme olmasından dolayı havacılık uygulamalarında da kullanım alanı bulunmaktadır. Co esaslı alaşımların dökümle üretimi zor olduğundan kullanımı sınırlı kalmıştır. Buna rağmen toz metalurjisi endüstrisinde gün geçtikçe önem kazanmaktadır (Marti, 2000). Toz metalurjisi tekniğiyle üretilen Co esaslı alaşımlar; dökümle elde edilen kobalt esaslı alaşımlardan daha iyi mekanik özelliklere ve çok daha ince mikroyapıya sahiptir (Huang ve López, 1999). Eİ türlerinde yaygın olarak Ti alaşımlarında olduğu gibi SLE, SLS, EIE gibi TYF yöntemlerinde kullanılmaktadır.

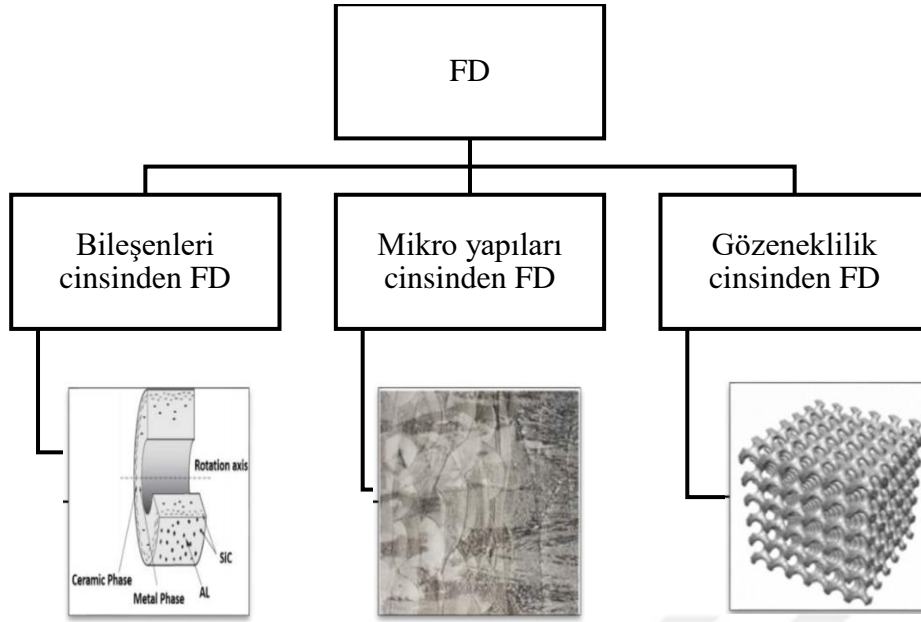
3.4 Fonksiyonel Derecelendirilmiş (FD) Yapılar

FD yapılar; elde edilmek istenen bileşimin ve ya yapının hacmi boyunca kademeli olarak değiştirildiği malzemelerdir (Choy ve diğ., 2017). FD malzemeler, değişen kimyasal, mekanik, manyetik, termal ve elektriksel özellikleri içeren çeşitli parametreler ile tasarlanır (Mahamood ve Akinlabi, 2017). Sağladığı üstün özellikleri nedeni ile farklı endüstriyel alanlarda kullanılmaktadır (Şekil 3.12).



Şekil 3.12 : FD yöntemlerinin uygulanma alanları (Mota ve Loja, 2019).

FD’de üretimi için toz metalürjisi, fiziksel buhar biriktirme, kimyasal buhar biriktirme, termal basınçlı kalıplama ile katman katman dökme gibi yöntemler kullanılmaktadır (Harrysson ve diğ., 2008; Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Ancak kullanılan bu yöntemler üretim esnasında kısıtlamalar getirmektedir. Ortaya çıkan kısıtlamalar elde edilmek istenen nihai malzemenin boyutsal doğruluğunu ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu nedenle FD yöntemi ile tasarlanan malzemelerin üretimi için günümüzde yaygın olarak Eİ yöntemleri kullanılmaktadır. Bu imalat yöntemi sayesinde karmaşık dış şekillere sahip, yapı içerisinde birbiri ile bağlantılı şekilde bulunan kafes yapılarının birleşme bölgelerinin istenilen sağlamlıkta üretilmesine imkân vermektedir (Mahmoud ve Elbestawi, 2017; Murr ve diğ., 2012). FD yapılar kendi içerisinde üç gruba ayrılmaktadır. Bunlar; yapı içerisinde mikro yapıların değiştirilmesi ile elde edilen FD yapılar, farklı malzemelerin birleştirilmesi ile elde edilen kompozit FD yapılar ve gözenekliliğin değiştirilmesi ile elde edilen FD yapılarıdır (Şekil 3.13) (Mahmoud ve Elbestawi, 2017; Yu ve diğ., 2019).



Şekil 3.13 : FD yöntemlerinin sınıflandırılması (Mahamood ve Akinlabi, 2017).

3.4.1 Kimyasal bileşimin fonksiyonel derecelendirilmesi

Bu yöntemde kimyasal bileşim kademeli olarak değiştirilerek elde edilen FD türüdür (Mahamood ve Akinlabi, 2017). Kendi içerisinde tek fazlı ve çok fazlı olmak üzere en az iki farklı kimyasal bileşimin FD'si gerçekleştirilebilmektedir. Tek fazlı FD, bir fazın kimyasal elementlerinin diğer fazdaki çözünürlüğünün bir sonucu olarak, genellikle sinterleme işlemi sırasında tek bir fazdan üretilir (Bharti ve diğ., 2013). Bu sayede tek fazlı kimyasal bileşimde elde edilen kademeli değişiklik ile FD yapısının oluşmasına neden olur. Diğer yandan çok fazlı bileşime sahip olan ve malzemenin yığın hacmine göre değişiklik gösterecek şekilde tasarlanan FD'ler bulunmaktadır. Bu yöntemde FD işleminde tasarlanan bileşim değiştiğinde elde edilmek istenen özelliklerin sağlanması mümkün hale gelmektedir.

3.4.2 Gözenek boyutunun fonksiyonel derecelendirilmesi

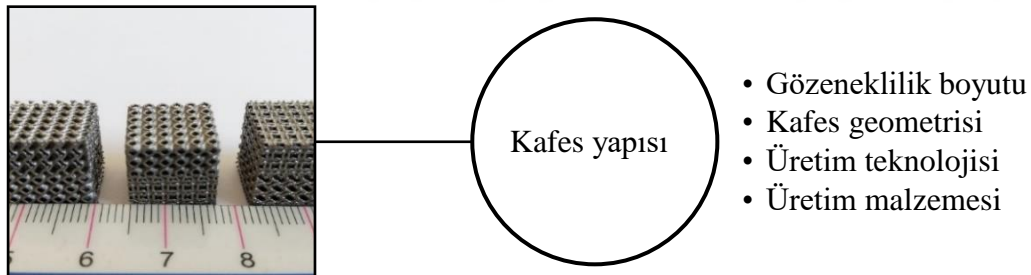
Bu FD yönteminde istenilen mekanik özelliklerin sağlanabilmesi için farklı yönlerde ve farklı gözenek boyutlarının FD'si esasına dayanır. Arzu edilen özelliklerin sağlanabilmesi için gözenek şekli, boyutu, dağılımı gibi bir çok parametre dikkate alınabilir. Gözenek boyutunun fonksiyonel olarak derecelendirilmesi özellikle mekanik özelliklerin iyileştirilmesinin önemli bir parametre olduğu biyomedikal uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Ayrıca bu FD yöntemi sayesinde ağırlığın önemli bir parametre olduğu eklem implantlarının hafifletilebilmesi için de kullanılmaktadır.

3.4.3 Mikroyapının fonksiyonel derecelendirilmesi

Mikroyapısal gradyanın fonksiyonel olarak derecelendirildiği malzeme, mikro yapının malzemeden gerekli özellikleri elde etmek için kademeli olarak değiştirilen malzemede farklı mikro yapıların üretileceği şekilde uyarlandığı başka bir FD türüdür (Mahamood ve Akinlabi, 2017). Bu yöntemde özellikle kontrollü bir şekilde soğutma ve ısıtma işlemi gerçekleştirilen yapıda iç kısım ile dış yüzey arasındaki sıcaklık farkından yararlanır. Böylece yapının iç kısmı ile dış yüzeyi arasında belirli bir derecelendirmeye sahip mikro yapı değişimleri elde edilebilir.

3.5 Kafes yapıları

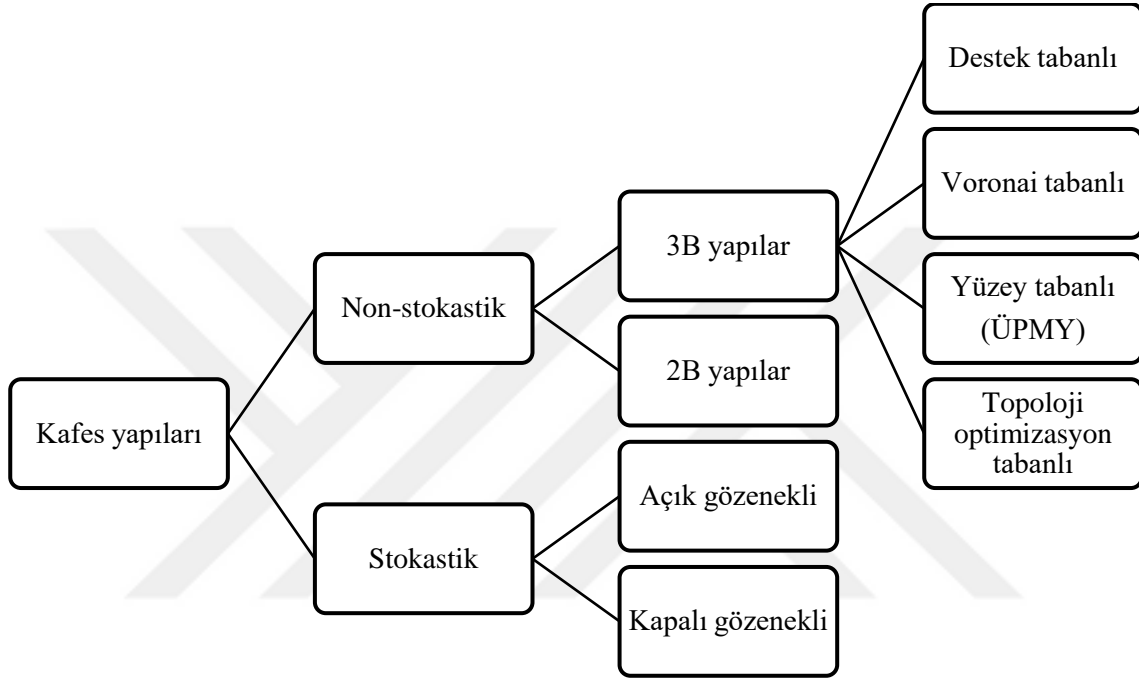
Kafes yapıları olabildiğince hafif olmasına karşın yüksek mekanik performanslar elde edebilmek için farklı birim hücrelerde, farklı gözenek boyutlarında ve farklı dizilim şekillerinde oluşturulan yapılardır. Genellikle aynı geometrik boyutlarda ki içi dolu katı elemanlar ile karşılaştırıldığında yük altındaki enerji absorbe edebilme yeteneklerinin daha iyi olduğu bilinmektedir. Bu nedenle gelişen teknoloji ile birlikte Şekil 3.14’de verildiği gibi farklı tasarım ve üretim parametreleri kullanılarak üretilmektedir.



Şekil 3.14 : Kafes yapılarının tasarım parametreleri.

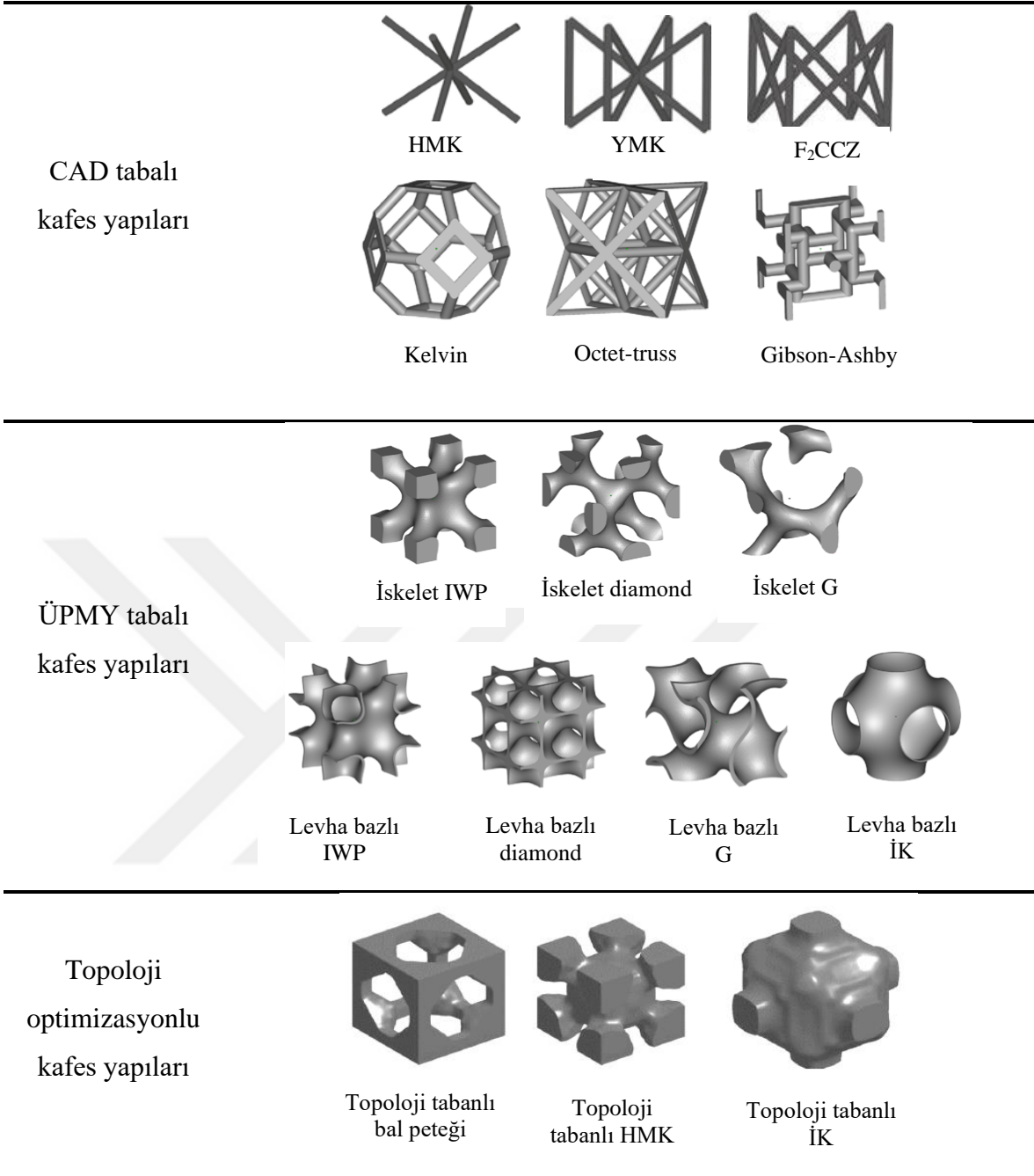
Kafes yapıları genellikle gözeneklilik türlerine (açık veya kapalı) ve yapının birim hücre içindeki dizilim şekillerine göre sınıflandırılmaktadır (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Gözeneklilik türlerine göre kafes yapıları açık gözenekli ve kapalı gözenekli olmak üzere iki tiptir. Dizilim şekillerine göre kafes yapıları ise iki kategoriye ayrılmaktadır (Nguyen ve diğ., 2021). Bunlar stokastik ve stokastik olmayan (nonstokastik) kafes yapılarıdır (Nguyen ve diğ., 2021; Tamburrino ve diğ., 2018; Wenjin ve Ming, 2016). Kafes yapıları belirli bir sıralı düzene göre dizilmiş ise bu yapılara stokastik olmayan (ağsı) kafes yapısı denir (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Diğer yandan kafes içerisindeki yapıların dizilişinde belirli

bir düzen olmadığı durumdaki kafes yapılarına ise stokastik kafes yapıları denilmektedir. Özellikle kafes yapıları içerisinde yer alan farklı geometrilerdeki birim hücrelerin açık gözenekli ve stokastik olmayan dizilim biçimi ile karakterize edilmektedir (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Ancak günümüzde Eİ ile üretim proseslerine göre daha uygun ve kafes geometrisinin daha kolay kontrol edilebilirliği gibi özelliklerinden dolayı stokastik olmayan yapılar daha fazla tercih edilmektedir. Şekil 3.15’de kafes yapılarının sınıflandırılması görülmektedir.



Şekil 3.15 : Dizilim şekillerine göre kafes yapılarının sınıflandırılması.

Kemik implantları başta olmak üzere diğer medikal uygulamalarda kullanılan 3B kafes yapıları birim hücrelerin tasarım biçimlerine göre sınıflandırılmaktadır (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Bu sınıflandırma dört kategoriye ayrılmaktadır. Bunlar; CAD tabanlı, görüntü tabanlı, implicit (örtük-tam) yüzeyle ve topoloji optimizasyonlu birim hücrelerdir. CAD tabanlı birim hücreler basit küp, yüzey merkezli kübik (YMK), HMK ve elmas gibi yapılarıdır. Örtük tabanlı birim hücreler ÜPMY olarak adlandırılmaktadır (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Bu yapılar ise G ve elmas ve İK yapı örnekleri verilebilir. Şekil 3.16’da verilmiş olan farklı birim hücre tasarımlarına göre oluşturulan kafes yapıları görülmektedir.



Şekil 3.16 : Literatürde yaygın olarak kullanılan kafes yapıları (Al-Ketan, Rowshan ve Abu Al-Rub, 2018; Labeas ve Sunaric, 2010; Mahmoud ve Elbestawi, 2017).

4. MATERYAL VE METOT

4.1 Materyal

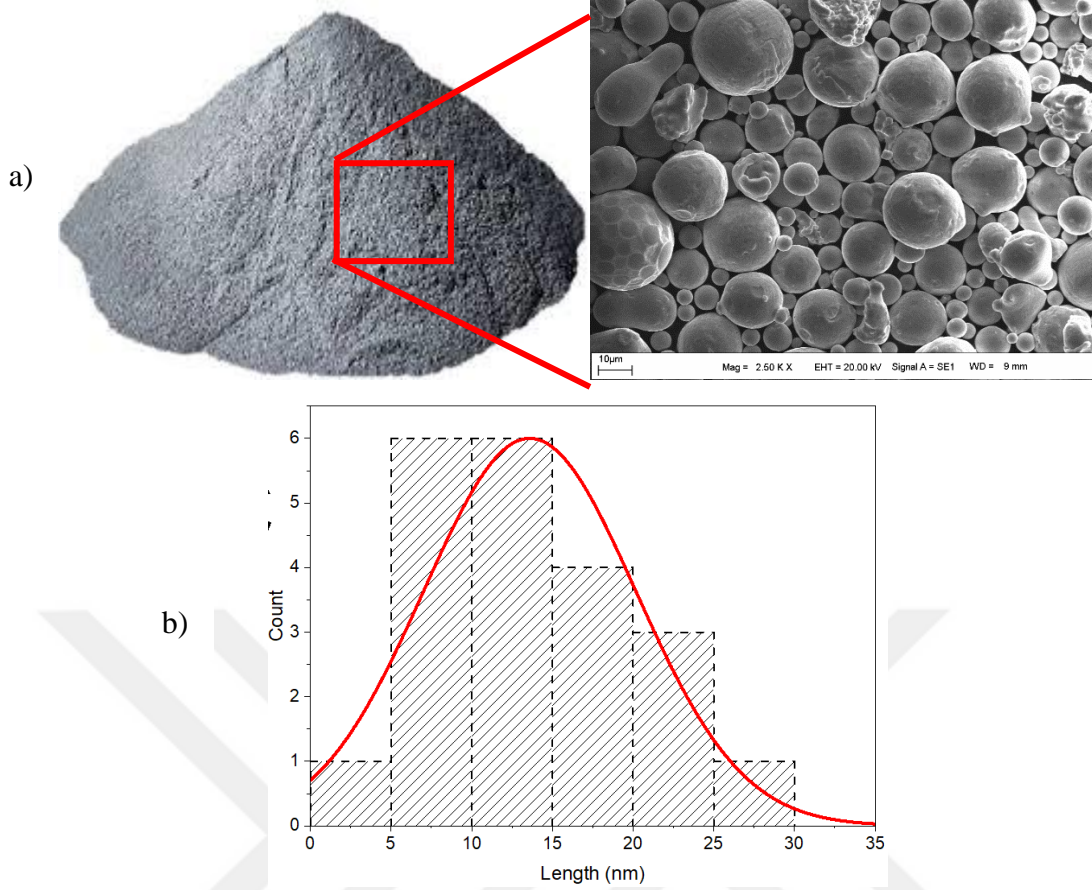
Çalışmada sağladığı yüksek aşınma direnci ve mekanik özelliklerinden dolayı biyomedikal, otomotiv ve havacılık gibi bir çok endüstriyel sektörde tercih edilen kobalt-krom (Co-Cr) tozu kullanılmıştır (Mergulhão ve diğ., 2017). Tozun kimyasal, fiziksel ve mekanik özellikleri Çizelge 4.1 ve Çizelge 4.2’de, SEM görüntüsü ve partiküller üzerinden hesaplanması ile elde edilen partükül boyut dağılımı Şekil 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1 : CoCr toz kimyasal bileşimleri (Mergulhão ve diğ., 2017).

Element içeriği (%)							
Alaşım	Co	Cr	Mo	W	V	Nb	Fe
Toz miktarı	62 ±1	25 ± 1	7 ± 1	6 ± 1	< 0.2	< 0.2	0.2 ± 0.1

Çizelge 4.2 : CoCr toz fiziksel ve mekanik özellikleri (Mergulhão ve diğ., 2017).

Akış süresi (s/50g)	20.59
Görünür yoğunluk (g/cm ³)	4.63
Nispi yoğunluk (g/cm ³)	8.3
Erime sıcaklığı (°C)	1260-1482
Akma gerilmesi (MPa)	714
Kopma gerilmesi (MPa)	1312.4 ± 67.67
Uzama (%)	7.68 ± 0.80
Mikro sertlik (HV)	515.55 ± 20.03
Elastik Modül (GPa)	220



Şekil 4.1 : CoCr tozu; a) SEM görüntüsü, b) boyut analizi.

4.2 Metot

4.2.1 Kafes yapılarının tasarımı

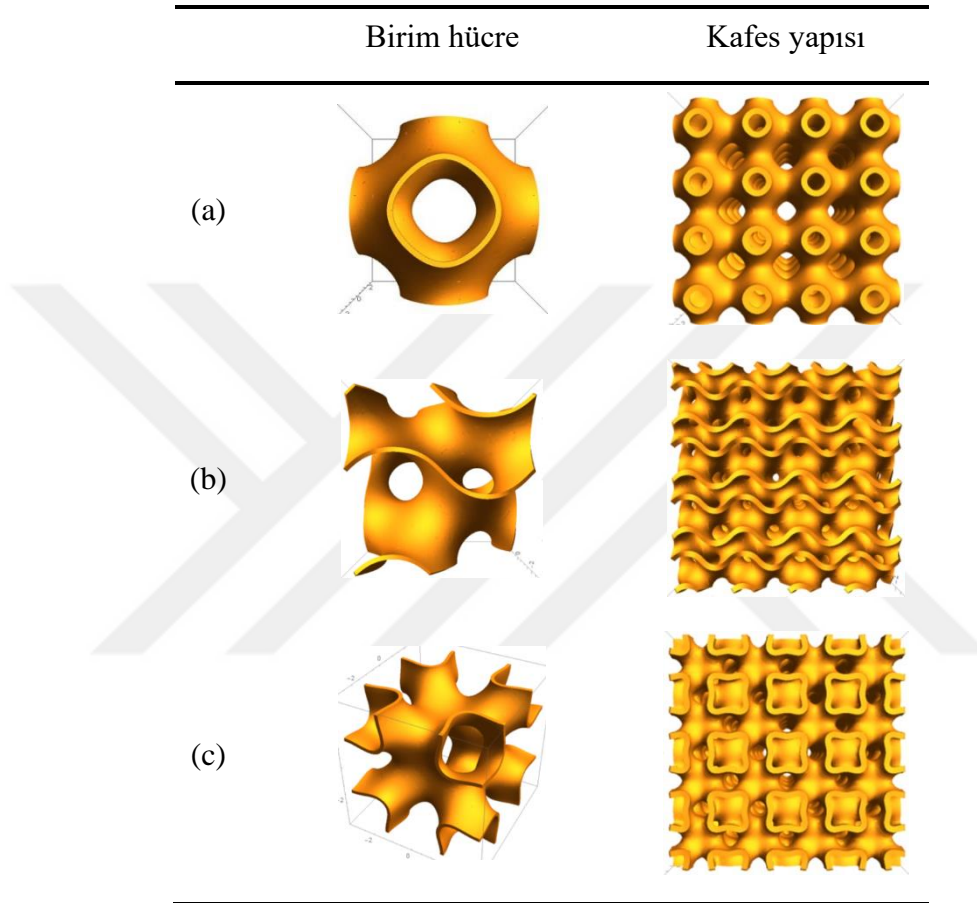
Çalışmada CAD bazlı kafes yapılarına göre daha iyi mekanik performas ve enerji emilimi sağlayan ÜPMY bazlı İK, G ve HMK kafes yapıları kullanılmıştır. Kafes yapılarının 3B olarak tasarlanmasında literatürde kullanılan ÜPMY bazlı kafes yapılarının matematiksel ifadelerden yararlanılmıştır. (Al-Ketan ve Abu Al-Rub, 2019; Yang ve diğ., 2014; Zhao ve diğ., 2018; Zhu ve diğ., 2018). Denklem 4.1 İK, Denklem 4.2 G ve Denklem 4.3 HMK kafes yapılarının seviye set denklemlerini ifade etmektedir.

$$\phi_{İK} = \cos(x) + \cos(y) + \cos(z) = c \quad (4.1)$$

$$\phi_G = \sin(x) * \cos(y) + \sin(y) * \cos(z) + \sin(z) * \cos(x) = c \quad (4.2)$$

$$\phi_{HMK} = \cos(2x) + \cos(2y) + \cos(2z) - (2 * (\cos(x) * \cos(y) + \cos(y) * \cos(z) + \cos(z) * \cos(x))) = c \quad (4.3)$$

Burada; $x = 2*\pi*X/L_x$, $y = 2*\pi*Y/L_y$, $z = 2*\pi*Z/L_z$ olarak tanımlanmaktadır. (L_x , L_y , L_z sırasıyla x,y,z yönündeki birim hücre boyutlarını, c ise gözeneklilik katsayısını temsil etmektedir. Tasarım aşamasında kafes yapıları x,y,z $\in [-2\pi, 2\pi]$ aralığında olacak şekilde 12,56*12,56*12,56 mm boyutlarında oluşturulmuştur. Tek tip birim hücreye sahip kafes yapılarının CAD model görüntüleri Şekil 4.2’de verildiği gibidir.



Şekil 4.2 : Seviye seti denklemlerine göre oluşturulan 4*4*4 kafes yapıları; a) İK, b) G, c) HMK.

Ancak kafes yapıları oluşturulurken aynı kafes yapısı içerisinde birden farklı birim hücre kullanılarak hibrid kafes elde edilmek istenildiğinde seviye set denklemleri yetersiz kalmaktadır. Özellikle farklı geometriye sahip iki kafes yapısının kesiştiği noktaların olabildiğince sorunsuz bir şekilde birleşmesi oldukça önemlidir. Bu nedenle kullanılacak iki farklı kafes yapısının birleşim noktalarında özel bir geometriye ihtiyaç duyulmaktadır (Yang ve diğ., 2014; Yoo ve Kim, 2015). Ancak bu tip yapıların oluşturulması oldukça karmaşık ifadeler içermektedir. Her bir kafes yapısı için farklı formüllerden kaçınmak için genel haliyle tüm kafes yapısını tanımlamak için daha sadeleştirilmiş ve sürekli bir fonksiyon tercih edilmelidir. Bu sayede kafes yapısı içerisindeki birim hücreler arası geçiş geometrisi

oluşturulabilmektedir. Nihai elde edilmek istenen hibrid kafes yapısı Denklem 4.4'de verildiği gibi tanımlanmaktadır (Al-Ketan ve Abu Al-Rub, 2019; Yang ve diğ., 2014; Yoo ve Kim, 2015):

$$\Phi_{\text{hyb}}(x,y,z) = ((1- \mu(x,y,z)) * \Phi_1(x,y,z) + \mu(x,y,z)* \Phi_2(x,y,z)) \quad (4.4)$$

Burada Φ_{hyb} çoklu morfolojiye sahip kafes yapısının gözenek morfolojisini, Φ_1 1. ana kafes morfolojisi, Φ_2 2. ana kafes morfolojisini temsil etmektedir. $\mu(x,y,z)$ ifadesi ise 0 ile 1 değerleri arasında bulunan karıştırma parametresidir.

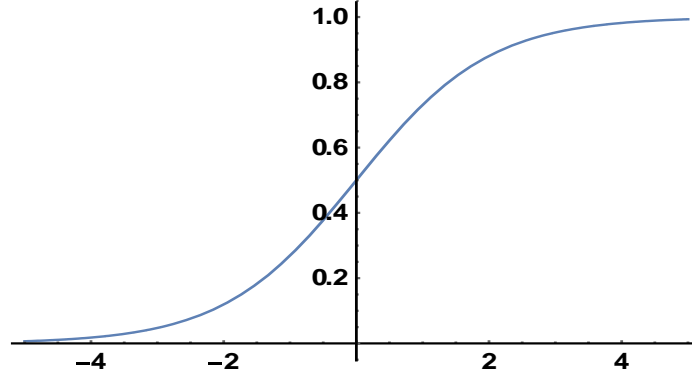
Çoklu morfolojiye sahip kafes yapılarının birleşme noktalarındaki geçiş geometrilerinin oluşturulmasında Sigmoid Fonksiyonu'ndan yararlanılmaktadır. Burada $\mu(x,y,z)$ için bir sigmoid fonksiyonuna ihtiyaç vardır. Bu fonksiyon (Al-Ketan ve Abu Al-Rub, 2019; Yang ve diğ., 2014; Yoo ve Kim, 2015; Zhu ve diğ., 2018);

$$\mu(x,y,z) = \frac{1}{1+e^{-k*G(x,y,z)}} \quad (4.5)$$

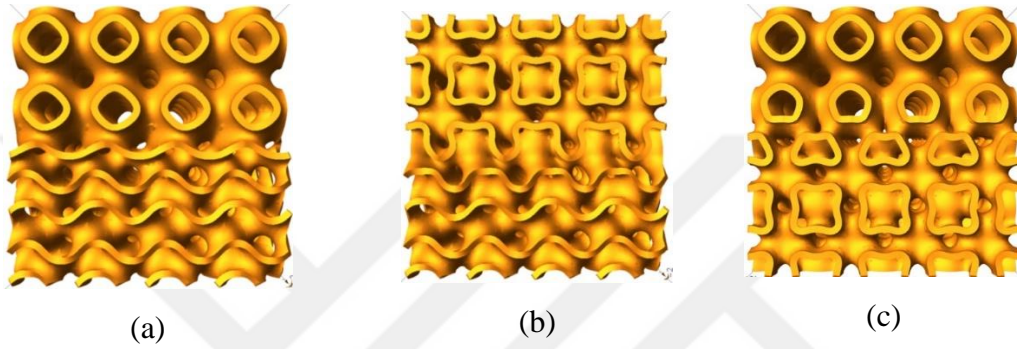
şeklinde tanımlanmaktadır. Burada $G(x,y,z)=0$ iki ÜPMY kafes morfolojisini kesiştirmek istediğimiz geçiş sınırıdır. Ayrıca $G(x,y,z)$ sürekli bir fonksiyondur. k parametresi ise geçiş gradyanını belirleyen bir sabittir. k değeri ne kadar büyük olursa iki ÜPMY kafes yapısı arasında ani geçişler, k değeri ne kadar küçük olursa ÜPMY kafes yapıları arasında yumuşak geçişler oluşturmaktadır (Yang ve diğ., 2014). Sigmoid fonksiyonunun k parametresin bağlı olarak eğrisel gösterimi Şekil 4.3'de verildiği gibidir. Denklem (4.5)'de yer alan $\mu(x,y,z)$ ifadesi Denklem (4.4)'de yerine yazıldığında;

$$\Phi_{\text{hyb}}(x,y,z) = \left(1 - \frac{1}{1+e^{-k*G(x,y,z)}} * \Phi_1(x,y,z) \right) + \left(\frac{1}{1+e^{-k*G(x,y,z)}} * \Phi_2(x,y,z) \right) \quad (4.6)$$

şeklinde hibrid kafes yapı denklemi elde edilmektedir. Denklem 4.6'da verilen ifade oluşturulmak istenen hibrid yapı denklemleri kullanılarak 3B kontür grafiğine çevrildiğinde Şekil 4.4'de verilmiş olan kafes yapıları elde edilmiştir.



Şekil 4.3 : Sigmoid fonksiyon eğrisi.



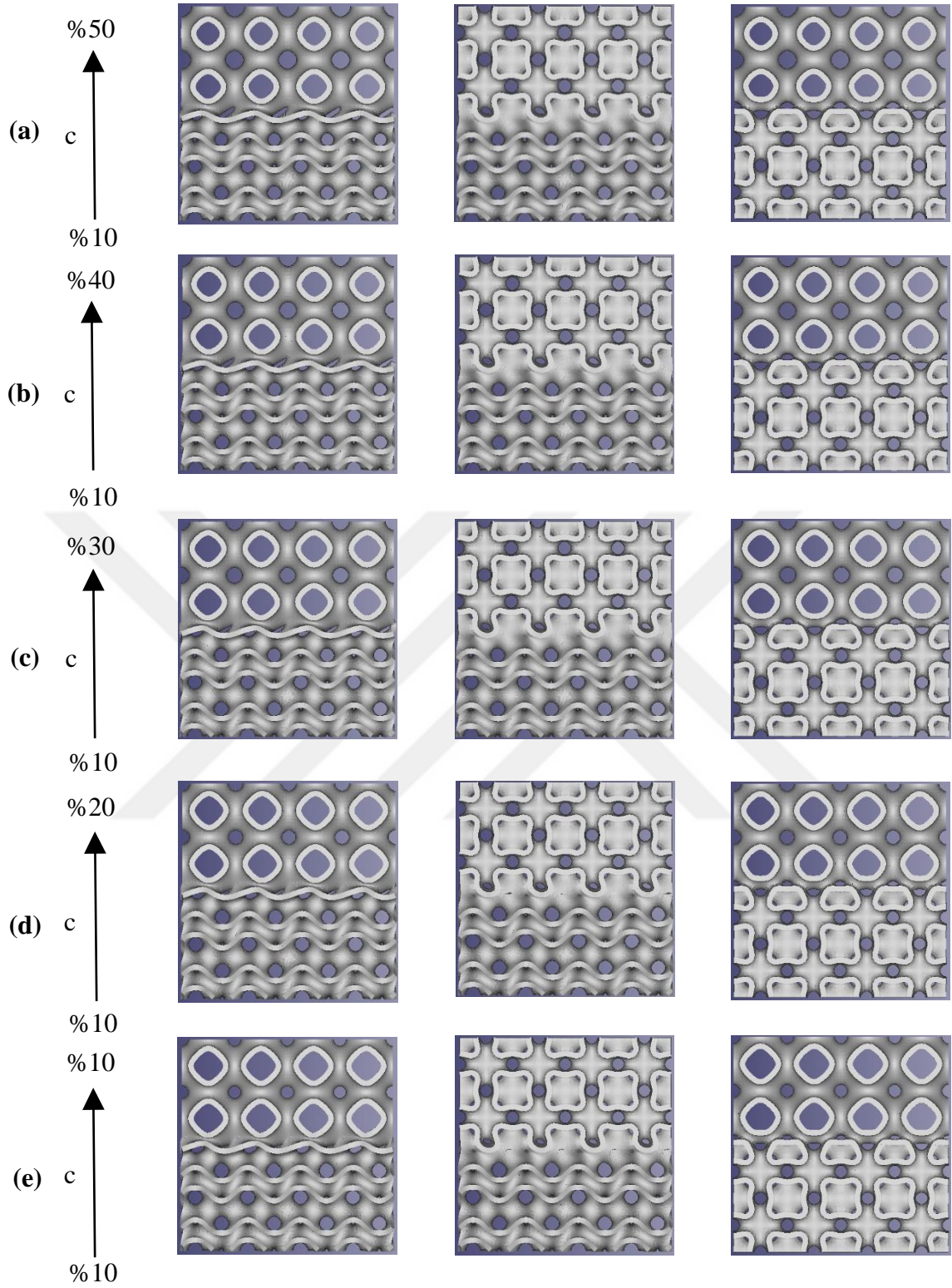
Şekil 4.4 : Sigmoid fonksiyonuna kullanılarak oluşturulan 4*4*4 hibrid kafes yapıları; a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.

Gözenekliliğin fonksiyonel olarak derecelendirilmesinde belirli bir fonksiyon ve ya tablo haline getirilmiş gözeneklilik kontrol sabiti c 'nin derecelendirme yapılacak yönde Denklem 4.7'de verildiği gibi belirlenen fonksiyonlara göre oluşturulmaktadır. Çalışmada fonksiyonlar oluşturulurken her bir birim hücrenin CAD ortamında gözenek boyutlarının dolu katya göre oranları $[-2\pi, 2\pi]$ aralığındaki maksimum ve minimum değerlerde hesaplanarak en alt ve en üstte yer alacak olan birim hücrelerin gözenek katsayıları bulunmuştur. Her bir birim hücre için farklı değerlerde gözeneklilik katsayı denklemleri elde edilmiştir. Hibrit olarak elde edilmek istenilen kafes yapılarının c sabitleri Çizelge 4.3'de verilmiştir. Bu çalışmada sabit %10 gözeneklilik katsayısı değerinde ve bu değere karşılık %20, %30, %40, %50 olmak üzere toplamda beş farklı gözeneklilik boyutuna derecelendirilen hibrid kafes yapıları oluşturulmuştur (Şekil 4.5).

$$\phi_{\text{hyb}}(x,y,z)=c(x,y,z) \quad (4.7)$$

Çizelge 4.3 : Gözeneklilik boyutunun c sabitine göre değişimi.

Kafes yapısı	Gözeneklilik değişimi	Gözeneklilik sabiti
İK-HMK	%10'dan %20'ye	$c = -0.008*z + 0.452$
	%10'dan %30'a	$c = -0.0166*z + 0.392$
	%10'dan %40'a	$c = -0.025*z + 0.35$
	%10'dan %50'ye	$c = -0.033*z + 0.294$
İK-G	%10'dan %20'ye	$c = -0.012*z + 0.351$
	%10'dan %30'a	$c = -0.0174*z + 0.28$
	%10'dan %40'a	$c = -0.0222*z + 0.241$
	%10'dan %50'ye	$c = -0.0297*z + 0.203$
HMK-G	%10'dan %20'ye	$c = -0.0145*z + 0.324$
	%10'dan %30'a	$c = -0.0194*z + 0.285$
	%10'dan %40'a	$c = -0.0247*z + 0.217$
	%10'dan %50'ye	$c = -0.0295*z + 0.174$



Şekil 4.5 : Farklı FDH kafes yapılarının CAD görüntüleri: a) %10-%50, b) %10-%40, c) %10-%30, d) %10-%20, e) %10-%10.

4.2.2 Kafes yapılarının üretimi

FDH kafes yapılarının üretiminde teknik özellikleri Çizelge 4.4’de verilmiş olan SLE teknolojisine sahip Consept Laser MLab Cusing 3B metal yazıcı kullanılmıştır (Şekil 4.6). Devam eden aşamada boyutları 12.56*12.56*12.56 mm olan %10’dan %20, %30, %40, ve %50 FD oranına sahip on beş adet hibrid kafes yapısı üretilmiştir (Şekil 4.7). Üretim için kullanılan lazer gücü, tarama hızı gibi parametreler Çizelge 4.5’de verildiği gibi belirlenmiştir.



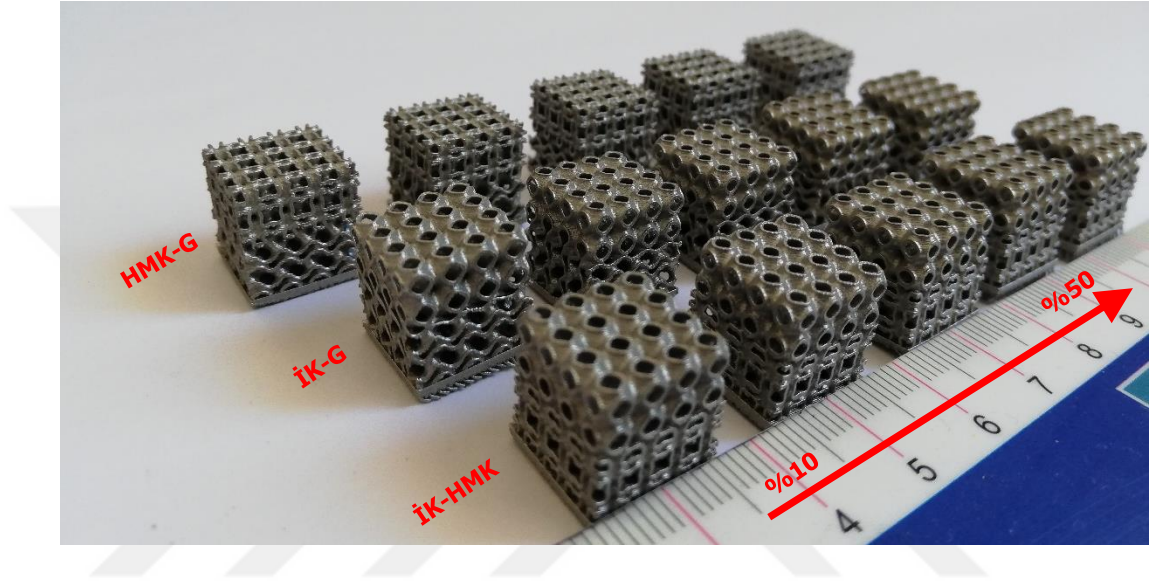
Şekil 4.6 : Metal 3D yazıcı.

Çizelge 4.4 : Metal 3D yazıcı teknik özellikleri.

Yazdırma teknolojisi	SLE
Yazdırma alanı (tabla boyutu)	90 x 90 x 80 mm
Lazer gücü (W)	100
Katman kalınlığı (mikron)	15-30
Max tarama hızı (m/sn)	7
Üretim hızı (cm ³ /h)	1-5

Çizelge 4.5 : Kafes yapılarının üretim parametreleri.

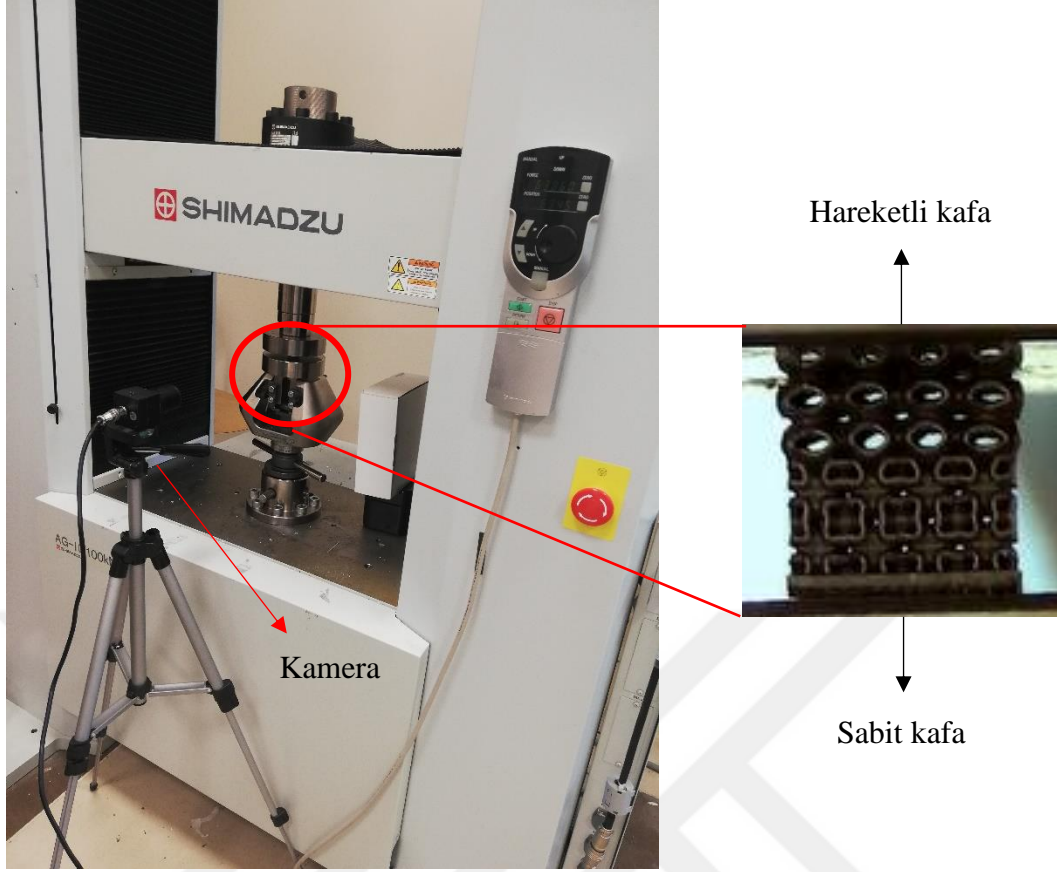
Parametre	Değer
Laser gücü (w)	100
Toz besleme miktarı	0.04
Tarama hızı (mm/s)	1200
Tarama mesafesi (mm)	0.13



Şekil 4.7 : FDH kafes yapıları.

4.2.3 Basma testleri

Tasarımları ve üretimi gerçekleştirilen farklı gözenek boyutlarında FD'ye sahip kafes yapılarının yük altında meydana gelen deformasyon davranışlarının tespit edilebilmesi için SHIMADZU marka tek eksenli basma test cihazında basma testleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.8). Hareketli kafa 1 mm/dk hızda hareket ettirilmiştir. Testler sonucunda her bir deney numunesi için gerilim-gerinim (σ - ϵ) eğrileri elde edilmiştir. Meydana gelen deformasyonların aşama aşama görüntülenebilmesi için kamera ile test kayıt altına alınmıştır.



Şekil 4.8 : Basma test deney düzeneği.

Kafes yapılarının mekanik özelliklerinin gözenek boyut değişiminden etkilendiği bilinmektedir. Ancak gözenek boyut değişiminin mekanik özellik arasındaki ilişkiyi teorik olarak göstermek için Gibson-Asbhy modeli kafes yapıları için kullanılmaktadır. Literatürde Gibson-Asbhy modeli Denklem 4.8 ve Denklem 4.9’da verildiği gibi tanımlanmaktadır (Shi ve diğ., 2020; Zhao ve diğ., 2018):

$$\frac{E_k}{E} = C_1 \left(\frac{\rho_k}{\rho} \right)^{n_1} \quad (4.8)$$

$$\frac{\sigma_k}{\sigma} = C_2 \left(\frac{\rho_k}{\rho} \right)^{n_2} \quad (4.9)$$

Burada sırası ile E_k , ρ ve σ tamamen yoğun katının elastik modülü, yoğunluğu ve akma dayanımıdır. E , ρ ve σ ise sırasıyla kafes yapısının elastik modülü, yoğunluğu ve akma dayanımıdır. C_1 , C_2 , n_1 , n_2 ise basma testleri sonuçlarının ile hesaplanan sabitlerdir. Literatürde esneme (stretch) baskın kafes yapıları için n_1 , n_2 sırası ile 1 ve 2 eğilme (bending) baskın yapılarda ise sırası ile 2 ve 1.5 değerlerini alır (Shi ve diğ., 2020). C_1 , C_2 sabitleri ise sırası ile 0.1-4 ve 0.1-1 aralığında değerlerdir.

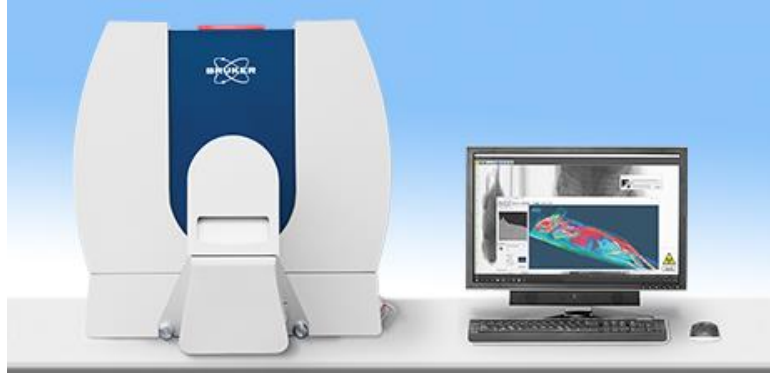
Ayrıca kafes yapıların en önemli kullanım amaçlarından biri, yük altında dolu bir kütleyle göre enerji soğurma kabiliyetlerinin olmasıdır. Kafes yapıların enerji soğurma kapasitesinin incelenmesi, enerji soğurma uygulamalarında uygun aday kafes yapılarının karşılaştırılması ve seçilmesi için önemli bir değerlendirme ölçütü sunmaktadır (Zhao ve diğ., 2020). Bu nedenle elde edilen tüm σ - ε eğrileri kullanılarak kafes yapılarının enerji soğurma kabiliyetleri hesaplanmıştır. Literatürde kafes yapılarının enerji emiliminin hesaplanabilmesi için Denklem 4.10'da verilmiş olan bağıntı kullanılmaktadır (Shi ve diğ., 2020; Zhao ve diğ., 2020):

$$W = \int_0^{\varepsilon_s} \sigma d\varepsilon \quad (4.10)$$

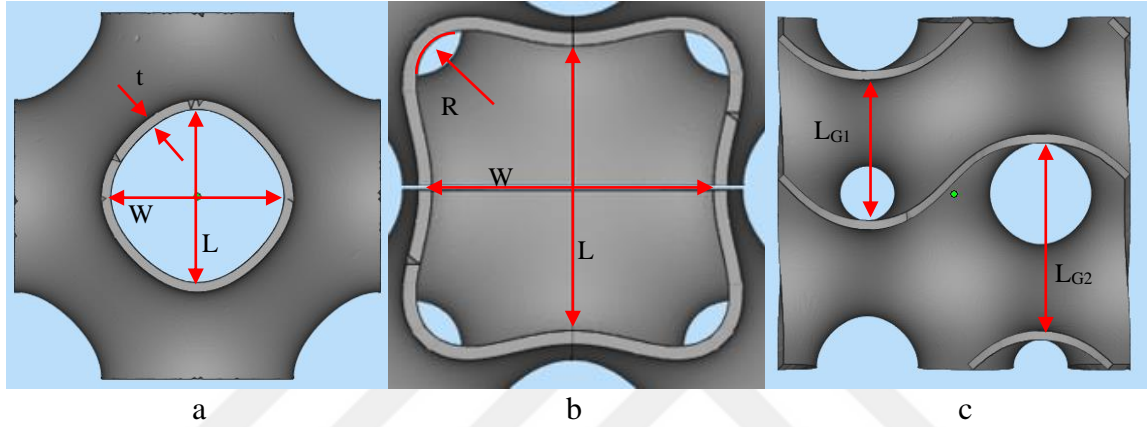
Burada W birim hacim başına emilen enerji miktarı ε_s emilen enerjinin hesaplandığı gerinim değeridir.

4.2.4 Boyut hassasiyetin ölçümü

Eİ yöntemleri ile kafes yapılarının üretiminde her ne kadar üstünlükler bulunsa da üretim hassasiyetini etkileyen bazı faktörler vardır. Özellikle üretim parametreleri arasında yer alan toz serme hızı, kullanılan lazerin watt gücü, üretimde katman kalınlığı elde edilmek istenen nihai ürünün boyutlarında sapma meydana getirmektedir. Ayrıca SLE, SLS, EIE gibi Eİ'de tercih edilen üretim yöntemlerinde kullanılan toz partüküllerinin birbirlerine tutunması için yüksek seviyelerde ısı meydana gelmesi gerekmektedir. Ortaya çıkan bu ısı ile birlikte üretilmek istenen parçalardan çarpılmalar meydana gelmekte ve bu durumda geometrik hassasiyeti etkilemektedir. Bu nedenle üretilen FDH kafes yapılarında geometrik hassasiyetin 2B ve 3B olarak ölçümlerinin yapılabilmesi için SEM ve Micro CT görüntüleri alınmıştır (Şekil 4.9). 2B boyut hassasiyetindeki değişim için her bir birim hücrenin Şekil 4.10'da belirtildiği gibi kalınlık, genişlik, uzunluk ve payandalar arası mesafeleri ölçülmüştür. 3B boyut hassasiyetinin ölçümünde ise dicom formatında alınan görüntüler Mimics görüntü işleme yazılımında katman katman işlenerek katı modele dönüştürülmüştür. Son aşamada ise elde edilen tüm tarama görüntüleri ile CAD modeller üzerinde ölçümler alınarak olması gereken ölçü değerlerinden ne kadar saptıkları tespit edilmiştir.



Şekil 4.9 : Micro-CT ölçümü.



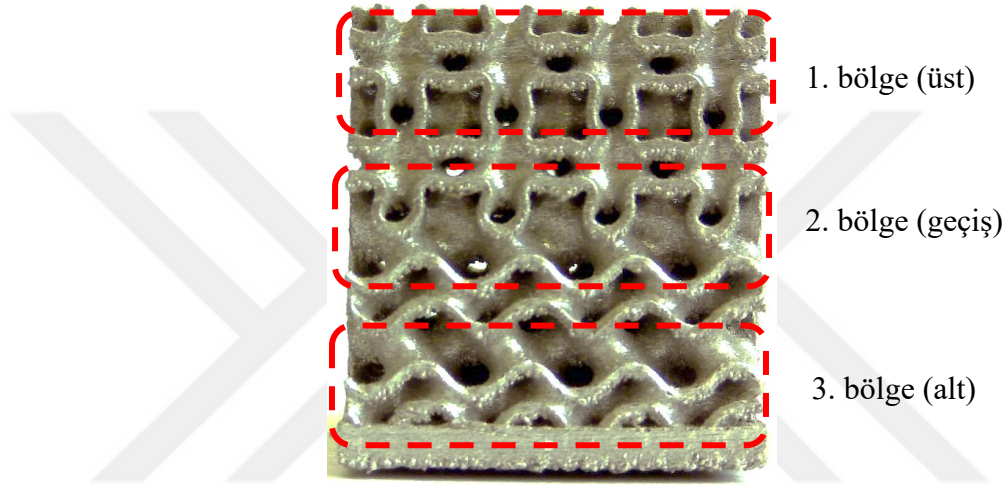
Şekil 4.10 : Birim hücrelerin boyutsal ölçüm bölgeleri: a) İK, b) HMK, c) G.

4.2.5 Yüzey defektlerinin tespiti

Eklemeli imaltın sağladığı yararların yanı sıra üretim esnasında oluşan termal ve mekanik etkileşimlerden dolayı yüzeysel ve mikroyapısal kusurlar meydana gelmektedir. Özellikle SLE gibi üretim esnasında yüksek seviyelerde ısıl gerilmelerin oluşmasından dolayı kusurlar meydana gelmektedir. Bu nedenele üretim sonrasında meydana gelebilecek olan kusurların incelenmesi önemli bir hale gelmektedir. Bu çalışmada FDH kafes yapılarından farklı büyütme değerlerinde mikro ve makro boyutlarda mikroskop görüntüleri alınmıştır (Şekil 4.11). Görütüleme işlemi Şekil 4.12’de gösterildiği gibi alt, geçiş ve üst bölge olmak üzere üç farklı bölgeden yapılmıştır.



Şekil 4.11 : SEM cihazı.



Şekil 4.12 : FDH kafes yapılarının SEM mikroskobu ile görüntülenmiş bölgeleri.

4.2.6 Hücre büyüme deneyleri

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan kafes yapılarının mekanik performanslarının yanında birden fazla parametre yer almaktadır. Bu parametrelerin en önemlilerinden biri de kafes gözenek boyutlarına bağlı olarak oluşabilecek hücre büyüme oranlarıdır. Özellikle hücre gelişimini etkileyen en önemli faktörlerden biri kafes yapısının gözenek boyutlarıdır. Yüksek gözenek boyutuna sahip bir kafes yapısı ile düşük gözenek boyutuna sahip kafes yapısının oluşturabileceği hücre büyüme oranları birbirinden farklıdır. Bu tez çalışmasında da farklı birim hücreler kullanılarak oluşturulan hibrid kafes yapılarının içerisinde mekanik performans açısından en verimli olan yapılar için biyoyumluluk ve hücre yapışma deneyleri gerçekleştirilmiştir.

Biyoyumluluk deneyleri için, fare (*Mus musculus*) fibroblast L-929 hücreleri, %5 CO₂ içeren DMEM ortamında 37°C sıcaklıkta önceden büyütülmüştür. Hücrelerin %80 konflüentliğe ulaşmasından sonra, %0.25 tripsin-EDTA çözeltisi kullanılarak hücrelerin flastktan ayrılması sağlanmıştır. Daha sonra, hücreler 2000 rpm'de 5 dakika boyunca

santrifüj edildi ve 24 kuyucuklu plakanın her bir kuyusunda 5×10^4 hücre/mL olacak şekilde 1000 μ L koyularak hücreler ekildi ve aynı koşullar altında 24 saat inkübe edildi. 5 günlük inkübasyon süresi sonunda, 24 kuyucuklu plaka içerisindeki küpler başka bir plaka içine alınmış ve hücrelerin bulunduğu plakadaki beklemiş besiyeri çekilerek atılmıştır. Uzaklaştırılan besiyerinin yerine 900 μ L DMEM ve her kuyucukta, 5 mg/mL (fosfat tamponu içerisinde, pH: 7.4) konsantrasyondaki MTT'den (3-(4,5-dimetiltiazol-2-yl)-2,5-difeniltetrazolyum bromür) 100 μ L olacak şekilde eklenerek hazırlanan karışımdan 1000'er μ L konularak 4 saat boyunca CO_2 'li inkübatörde bekletilmiştir. İnkübasyon sonrasında 24 kuyucuklu plakaların içerisindeki MTT'li besiyeri çekilerek uzaklaştırılmıştır. Plakaların her bir kuyucuğuna 1000 μ L DMSO konulmuştur. Plakalara DMSO yüklendikten hemen sonra 540 nm dalga boylarında spektrofotometre yardımıyla okuması yapılmıştır. Spektrofotometre okumasından sonra her kuyucuk içerisinde formazan tuzunun olduğu DMSO çözeltisi çekilerek atılmış ve ardından 1000 μ L PBS ile yıkanarak üzerine 10 μ g/mL AO/EB karışımından 1000 μ L eklenmiş ve 3 dakika inkübe edilmiştir. Daha sonra 2 defa 1000 μ L PBS tamponu ile tekrar yıkanarak floresans mikroskopta görüntüler alınmıştır.

Yapışma deneyleri için plaka içerisinde hücrelerle birlikte beklemiş küpler başka bir 24 kuyucuklu plaka içerisine alınarak her kuyucuk 1000 μ L PBS tamponu ile yıkanarak küplerin üzerlerini geçecek kadar (~ 2000 μ L) % 3.5'luk gluteraldehit konulmuş ve 2 saat inkübe edilmiştir. 2 saat sonra bütün gluteraldehit çekilerek atılmış ve 2 kere 1000 μ L PBS tamponu ile yıkanarak küplerin üzerine yapıştığı düşünülen hücreler fikse edilmiştir. Daha sonra, bu küplerin önce SEM görüntüleri alınmış ardından 10 μ g/mL AO/EB karışımından 2000 μ L eklenerek 3 dakika beklenmiştir. Ardından 2 defa 1000 μ L PBS tamponu ile tekrar yıkanarak floresans mikroskopta görüntüler alınmıştır.

4.2.7 Sonlu elemanlar modeli

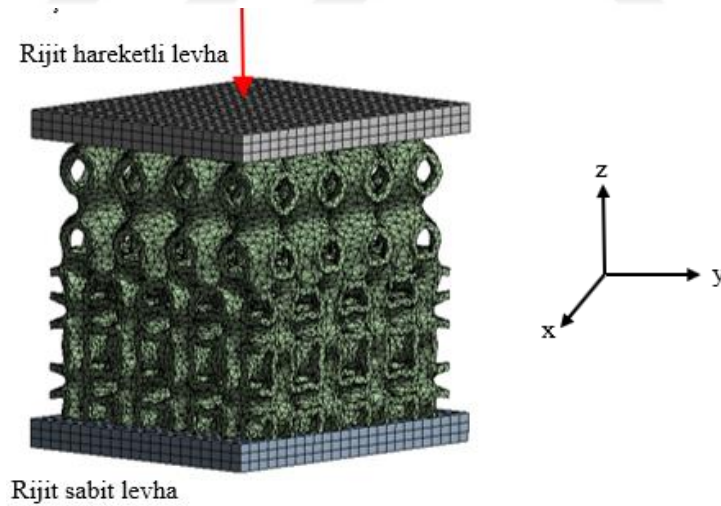
Çalışmada basma testleri sonucunda elde edilen deneysel verilerin daha doğru bir şekilde yorumlanabilmesi için SEA bütün deney numunelerine uygulanmıştır. Bu nedenle oluşturulan FDH kafes yapılarının hazırlanan CAD modelleri sonlu elemanlar yazılımına aktarılmıştır. Analizler de kafes malzemesi olarak özellikteki CoCr tozunun mekanik özellikleri kullanılmıştır (Malzemenin elastik modülünün 210 GPa ve Poisson oranının 0.3 olduğu varsayılmıştır.). Analiz hassasiyetinin artırılması için tetrahedron yapıda meshleme işlemi yapılmıştır. Ancak her bir numunede FD'ye bağlı olarak farklı yüzey sayılarına sahip olmalarından dolayı farklı element ve düğüm nokta sayısında meshleme gerçekleştirilmiştir.

Simüle edilen basma testlerinde sonuçların elde edilmesinde genellikle malzemelerin dinamik mekanik tepkilerini araştırmak için kullanılan Johnson-Cook hasar kriteri uygulanmıştır. Johnson-Cook hasar modeli řu şekilde ifade edilir (Banerjee ve diğ., 2015; Karkalos ve Markopoulos, 2018):

$$\sigma = [A+B(\epsilon)^n] \left[1+C \ln \left(\frac{\epsilon}{\epsilon'_0} \right) \right] \left[1 - \left(\frac{T - T_0}{T_m - T_0} \right)^m \right] \quad (4.11)$$

Burada sırasıyla σ eş değer akma gerilimi, A akma gerilimi, B ön üstel faktör, C gerilme oranı faktörü, $\epsilon^* \left(\frac{\epsilon}{\epsilon'_0} \right)$ eşdeğer plastik gerinim, n iç sertleştirme üssü, m termal yumuşatma üssü, T malzeme sıcaklığı, T_m erime sıcaklığı, T_0 oda sıcaklığıdır.

Tanımlanan hasar kriter değerlerinden sonra rijit özellikte kabul edilen biri hareketli ve biri sabit olmak üzere iki farklı plaka oluşturulmuştur. Üst kısımda yer alan hareketli levha –z yönünde 10 mm hareket edecek şekilde yer değiştirme değeri uygulanmıştır. Alt levha ise sabit destek olarak kabul edilmiştir. Oluşturulan simülasyon ortamında levha konumlandırılmaları ve hareket yönü şekil 4.13’de verilmiştir.



Şekil 4.13 : SEA basma testi şematik gösterimi.

5. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde deneysel çalışma ve nümerik analizler ile elde edilen sonuçlar 5 ana başlık halinde sunulmuştur. Sırası ile basma testleri sonucunda her bir numune için elde edilen gerilim-gerinim eğrileri ve deformasyon davranışları, üretimde meydana gelen yüzey kusurları ve oluşum mekanizmaları, boyut hassasiyetinin değerlendirilmesi ve gözenekli yapıların hücre büyümesi üzerine etkileri tartışılmıştır.

5.1 FDH Kafes Yapılarının Mekanik Performans Sonuçları

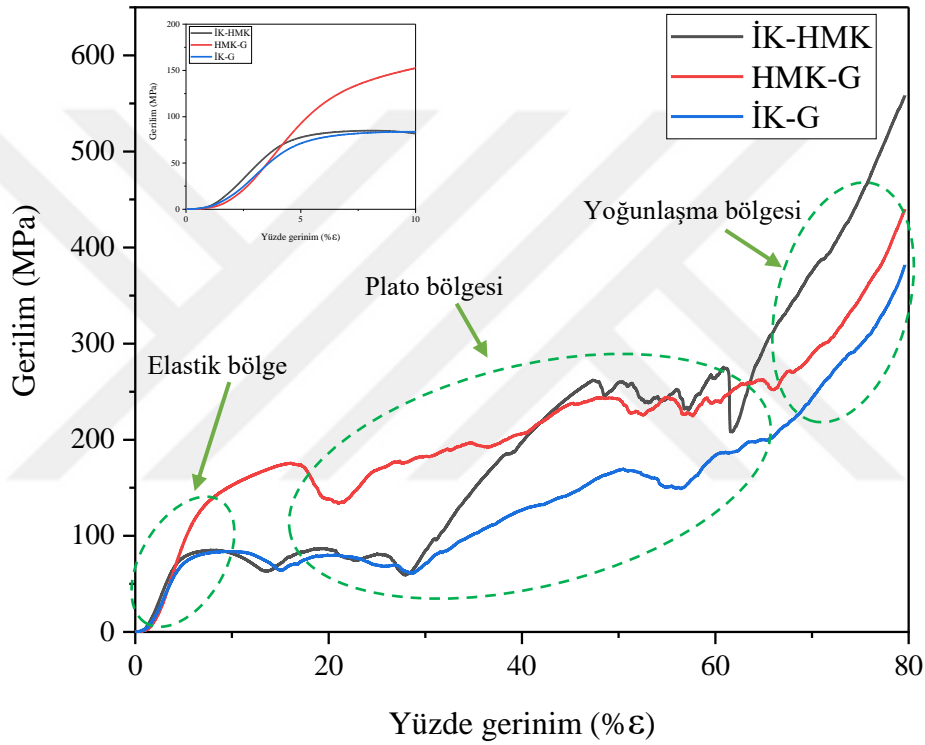
5.1.1 %10 gözeneklilik katsayısındaki hibrid kafes yapılarının mekanik performans sonuçları

Şekil 5.1’de %10 gözeneklilik sabitindeki İK-HMK, İK-G ve HMK-G hibrid kafes yapılarının basma testleri sonucunda elde edilen gerilim-gerinim eğrileri verilmiştir. Elde edilen eğrilerde her bir hibrid kafes yapısı için elastik bölge, plato bölgesi ve yoğunlaşma bölgesi olmak üzere üç farklı deformasyon aşamasının meydana geldiği görülmüştür. İlk deformasyon bölgesi olan elastik bölge kafes yapılarının elastik modüllerinin hesaplandığı gerilim ile gerinim değeri arasında lineer değişimin meydana geldiği bölgedir. Sonraki aşamada gerinim değerine karşılık gelen gerilim değerinin artması ile birlikte birim hücreler deformasyona uğrayarak yük taşıma kapasitesinde her bir hibrid kafes yapısı için farklı büyüklüklerde ani bir kayıp meydana gelmektedir ve böylece gerilim değerinde keskin düşüş gözlemlenmiştir. Bu durum Şekil 5.2’de basma testleri esnasında farklı gerinim değerlerinde alınan İK-HMK, HMK-G ve İK-G hibrid kafes yapılarının deformasyon görüntüleri ile açıklanmaktadır. Şekil 5.2a ve 5.2b’de verilen deformasyon görüntülerinde hibrid kafes yapısında ilk olarak İK başarısızlık sergilemektedir. Bu durum İK yapısının HMK ve G yapılarına göre belirgin içi boş katmanlara sahip olmasından kaynaklıdır (Yu ve diğ., 2019). Nitekim Şekil 5.3’de her bir birim hücre için elde edilen SEA basma test sonuçlarında da İK yapısının HMK ve G yapılarına oranla daha düşük eş değer gerilim oluşumu görülmüştür. Böylece gerilimin artması ile birlikte birim hücrede kırılma şeklinde deformasyon meydana gelmektedir. Meydana gelen gerilim değerindeki düşüş İK-HMK hibrid kafes yapısı için %20.17, HMK-G kafes yapısı için %19.52 ve İK-G kafes yapısı için ise %13.58 olarak ölçülmüştür. Şekil 5.2c’de diğer hibrid kafes yapılarından farklı olarak HMK-G hibrid kafes yapısının ise G kafes yapısının kayma bandı oluşturacak şekilde deformasyona uğradığı görülmüştür. Basma testleri sonucunda elde edilen veriler ile karşılaştırıldığında G kafes

yapısında %17 gerinimde plastik çökmenin başladığı doğrulanmıştır. Plastik çökme sonrasında kafes yapısında gerilim konsantrasyonunun artmasından kaynaklı olarak diyagonal yönde (45°) yaklaşık olarak %20 gerinimde belirgin bir şekilde çökme meydana gelmiştir ve böylece gerilim değerinde ani bir düşüş yaşanmıştır.

Tüm hibrid kafes yapılarında gerilimdeki ani düşüş sonrası plato bölgesine geçiş başlamıştır. Sıkıştırmanın artması ile birlikte bu bölgede deforme olan birim hücreler bir alt sırada yer alan sağlam birim hücrelerin üzerine yüklenmektedir. Bu durum neticesinde plato bölgesinde düşen gerilim değeri sağlam birim hücrelere yük binmesi ile tekrar artışa geçmektedir. Böylece gerilim değerleri sürekli olarak bir pik ve vadi oluşturacak şekilde hem yumuşama hem de sertleşme davranışı sergilemektedir. Nitekim kafes yapılarının mekanik özelliklerinin araştırılması üzerine yapılan çalışmalarda da plato bölgesinde benzer deformasyon davranışlarının oluşumu tespit edilmiştir (Wang ve diğ., 2019; Yu ve diğ., 2019; Bai ve diğ., 2020; Guo ve diğ., 2022). Ayrıca gerilim-gerinim eğrilerinin plato bölgesinde iki farklı kafes yapısının olmasından dolayı iki aşamalı plato bölgesinin oluşumu tespit edilmiştir. Bu durum hibrid yapılarda kullanılan iki farklı kafes yapısının mekanik özellikleri ve deformasyon davranışlarının farklılığından kaynaklanmaktadır. İK-HMK ve İK-G hibrid kafes yapılarında ilk plato bölgesi İK birim hücrelerinin tamamen deforme olduğu yaklaşık %13 gerinimde başlamış ve yaklaşık olarak %28 gerinimde son bulmuştur. Geçiş bölgesinde gerilimin ani artışı sonrası diğer kafes yapılarının deformasyona uğraması ile birlikte ikinci plato bölgesine geçiş başlamıştır. Bu aşamada HMK kafes yapısında plato bölgesi %48 gerinimde başlamış ve %62 gerinim değerinde biterken; G kafes yapısında ise %52 gerinimde başlamış ve %67 gerinimde son bulmuştur. HMK-G hibrid kafes yapısında diğer hibrid kafes yapılarına göre ilk plato bölgesinde belirgin bir dalgalanma yaşanmadığı görülmüştür. Bu durum G kafes yapısında yapısal arızaların meydana gelmesi ve tüm yapıya yayılmasından dolayı kafes yapısının tamamıyla deforme olmasından kaynaklanmaktadır (Yu ve diğ., 2019). Ayrıca ikinci plato bölgesinde İK-HMK hibrid kafes yapısının gerilim değerinin 75 MPa'dan 250 MPa'a yükselmiştir. Bu durum özellikle HMK kafes yapısının diğer kafes yapılarına göre yük altında daha fazla dayanım göstermesinin bir sonucudur. Nitekim Şekil 5.3'de verilmiş olan SEA analiz sonuçlarında da deformasyon esnasında meydana gelen eşdeğer gerilim miktarının daha fazla olması ile doğrulanmıştır.

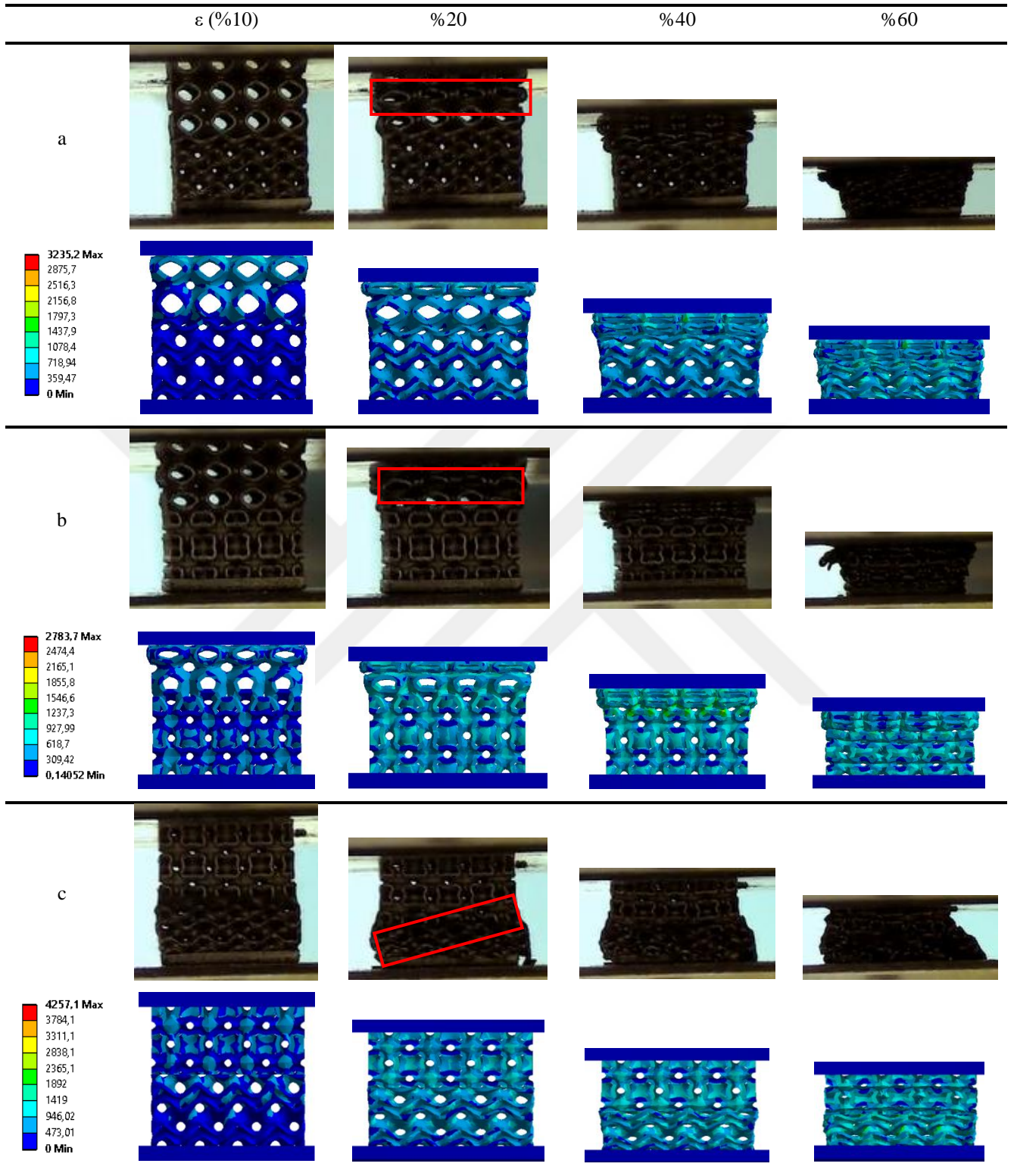
Gerilim-gerinim eğrilerinde görülen son aşama olan yoğunlaşma bölgesinde ise tüm kafes yapısı tamamen deforme olur ve bütün birim hücreler birbirlerine temas eder. Bu durum sonucunda da gerilim değerinde keskin bir artış meydana gelmektedir. Kafes yapılarının farklı deformasyon davranışlarından dolayı yoğunlaşma bölgesi sonundaki gerilim değerleri de farklılık göstermektedir. Nitekim literatür çalışmalarında da İK, G ve HMK kafes yapılarının deformasyon davranışları ile çalışmada elde edilen deformasyon davranışları birbiri ile benzer özellikler göstermiştir (Yu ve diğ., 2019; Zhao ve diğ., 2020; Zhou ve diğ., 2020). Çizelge 5.1’de İK-HMK, İK-G ve HMK-G hibrid kafes yapılarının mekanik özellikleri verilmiştir.



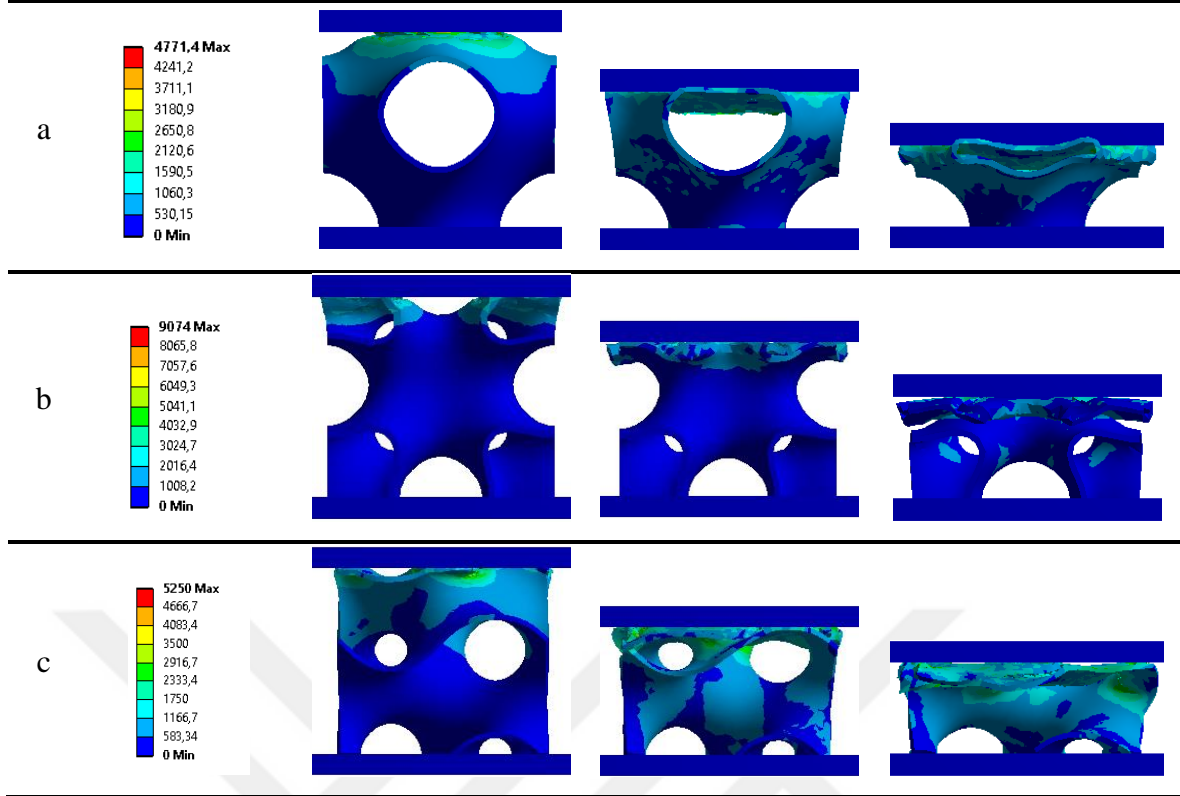
Şekil 5.1 : %10 gözeneklilik sabitindeki FDH kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri.

Çizelge 5.1 : %10 gözeneklilik sabitindeki FDH kafes yapılarının mekanik özellikleri.

	İK-HMK	HMK-G	İK-G
E_{Kafes} (MPa)	1573.17	1502.78	1534.13
σ_{akma} (MPa)	79.17	174.86	82.48
$\epsilon_{Plastik}$ (%)	4.3	8	5
σ_{plato} (MPa)	110	212	125
$\sigma_{yoğunlaşma}$ (MPa)	538	440	382



Şekil 5.2 : %10 gözeneklilik sabitindeki hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gerinim değerlerinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) İK-G, b) İK-HMK, c) HMK-G.



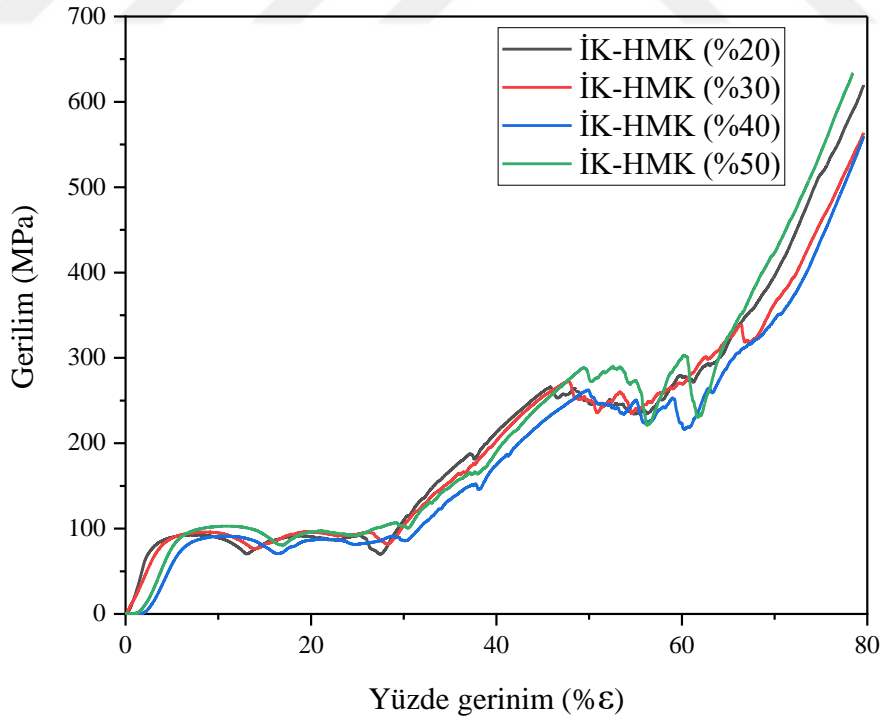
Şekil 5.3 : ÜPMY birim hücrelerin sonlu elemanlar basma test analiz görüntüleri: a) İK, b) HMK, c) G.

5.1.2 Gözenekliliğin fonksiyonel derecelendirildiği hibrid kafes yapılarının mekanik performans sonuçları

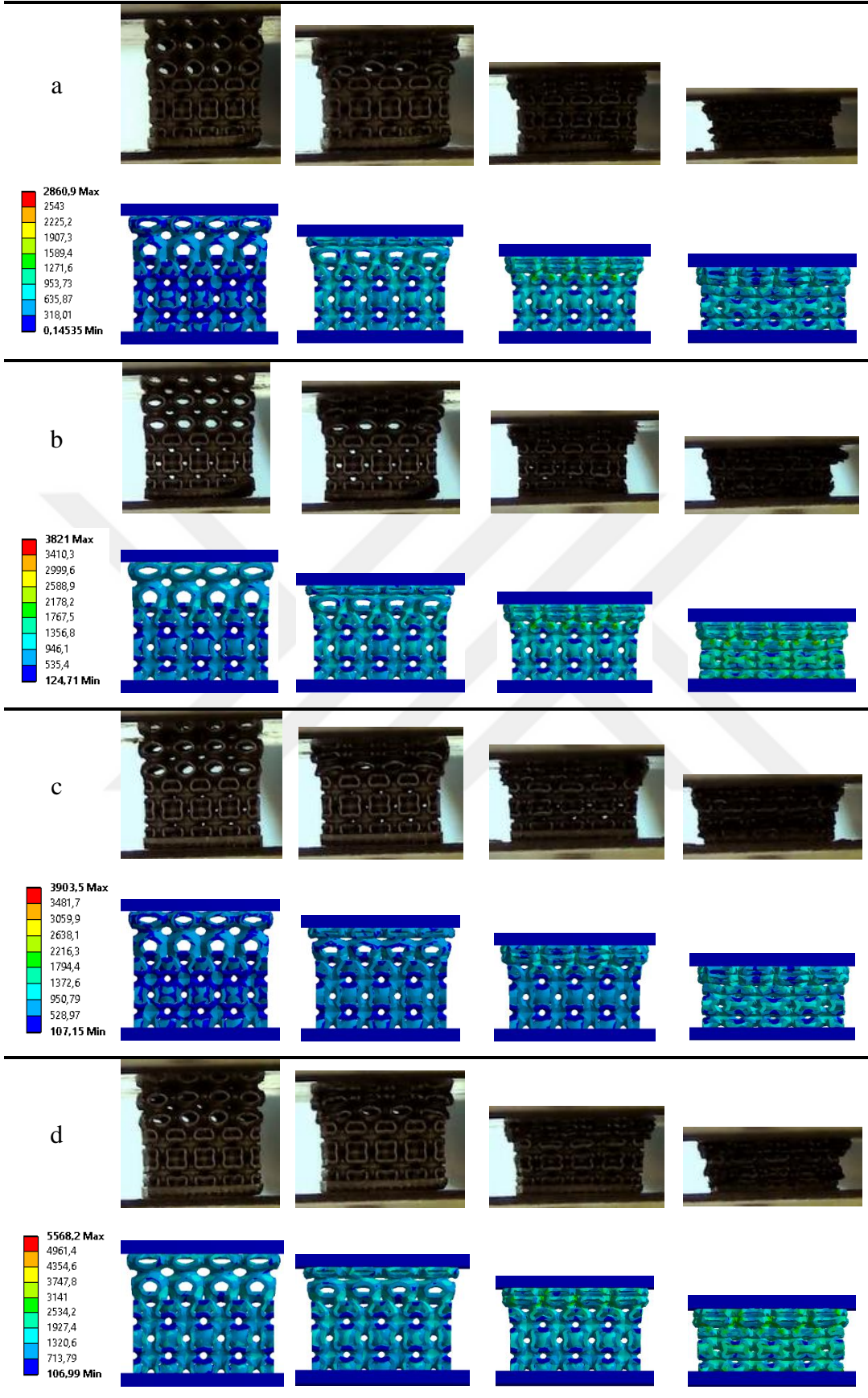
Bu başlık altında %10 gözeneklilik sabitinden %50 gözeneklilik sabitine FDH İK-G, İK-HMK ve HMK-G kafes yapılarının mekanik performansları ayrı ayrı karşılaştırılmıştır. Tüm FDH kafes yapılarında Şekil 5.1’de verilmiş olan %10 sabit gözenekliliğe sahip hibrid kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrilerinde olduğu gibi elastik bölge, plato bölgesi ve yoğunlaşma bölgesi olmak üzere üç farklı aşamanın meydana geldiği görülmüştür.

Şekil 5.4’de FDH İK-HMK kafes yapısının %10 gözeneklilik sabitinden sırası ile %20, %30, %40 ve %50 gözeneklilik sabitine fonksiyonel derecelendirilmesi ile elde edilen kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri verilmiştir. Kafes yapısının plastik deformasyona uğraması ile başlayan plato bölgesinde Şekil 5.5’de verilmiş olan deformasyon görüntülerindeki gibi katman katman birim hücrelerin çökme şeklinde deformasyon meydana geldiği görülmüştür. Bu davranış neticesinde deforme olan her bir birim hücre bir alt bölgede bulunan kafes yapısının üzerine yoğunlaşarak mukavemette belirli bir miktar artış göstermektedir. Bir alt katmanda yer alan daha düşük gözenekliliğe sahip birim hücre

üzerine etki eden yükü daha fazla taşıyamayarak deforme olmaya başlamıştır. Bu durum neticesinde mukavemet sürekli olarak kaybedilip geri kazanılmaktadır (Al-Ketan ve diğ., 2020). İlk deformasyona uğrayan İK yapısında plato bölgesinde her bir vadi ile çukur arasındaki gerilim ortalama %11 artış göstermiştir. Yaklaşık %30 gerinimde İK yapısının büyük bir kısmı deforme olarak yoğunlaşmıştır (Şekil 5.5). Nitekim İK kafes yapısının deformasyon davranışının tespiti için yapılan çalışmalarda benzer sonuçlar ortaya koymuştur (Yu ve diğ., 2019; Zhao ve diğ., 2020). Sonraki aşamada deformasyon HMK kafes yapısında oluşmaya başlamıştır. HMK kafes yapısında ise plato bölgesindeki tepe ve vadi arasındaki gerilimdeki artış İK yapısının yaklaşık iki kat fazla bir değer olan %23 değerlerinde ölçülmüştür. Bu durum deformasyon esnasında birim hücrelerdeki gerilim dağılımlarının İK kafes yapısının tümünde meydana gelmesi ve gözenekliliğin HMK kafes yapısına göre daha fazla gözenek açıklığına sahip olması ile açıklanmaktadır. Ayrıca FD oranının artması ile birlikte plato bölgesinde gerilim-gerinim dalgalanmasında vadi ile tepe değerleri arasındaki fark giderek artmıştır. Özellikle gözenekliliğin artması ile birlikte mukavemetlenen birim hücrelerin deforme olması için gerekli olan gerilim değerinin artması ile açıklanabilir. Son aşamada ise tamamen deforme olan kafes yapılarında yoğunlaşma meydana gelmiş ve gerilim değerinde ani bir artış ile sonuçlanmıştır.

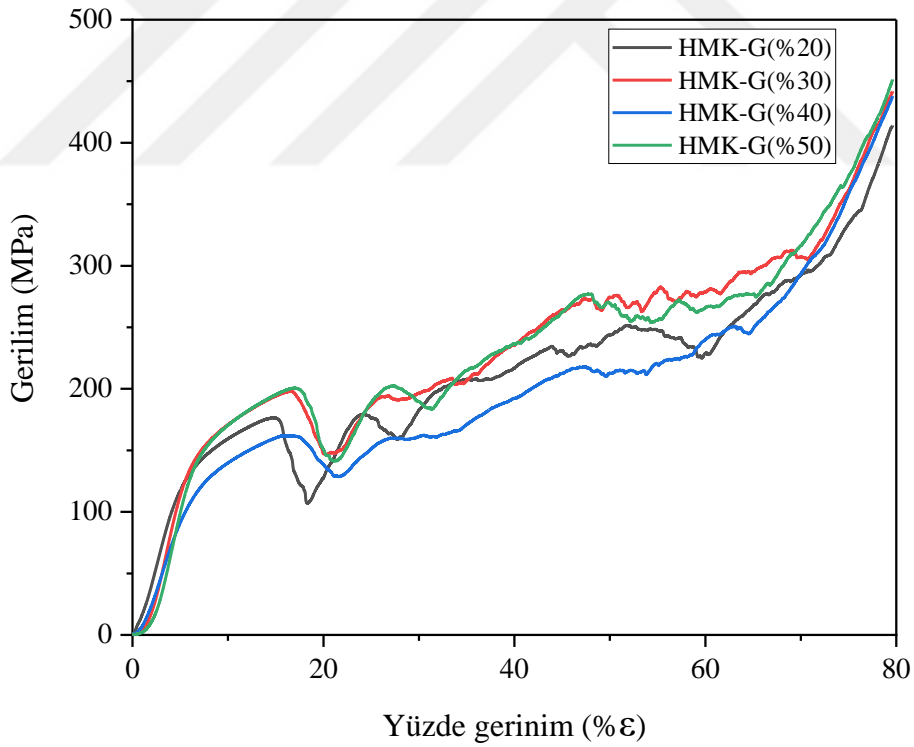


Şekil 5.4 : FDH İK-HMK kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri.

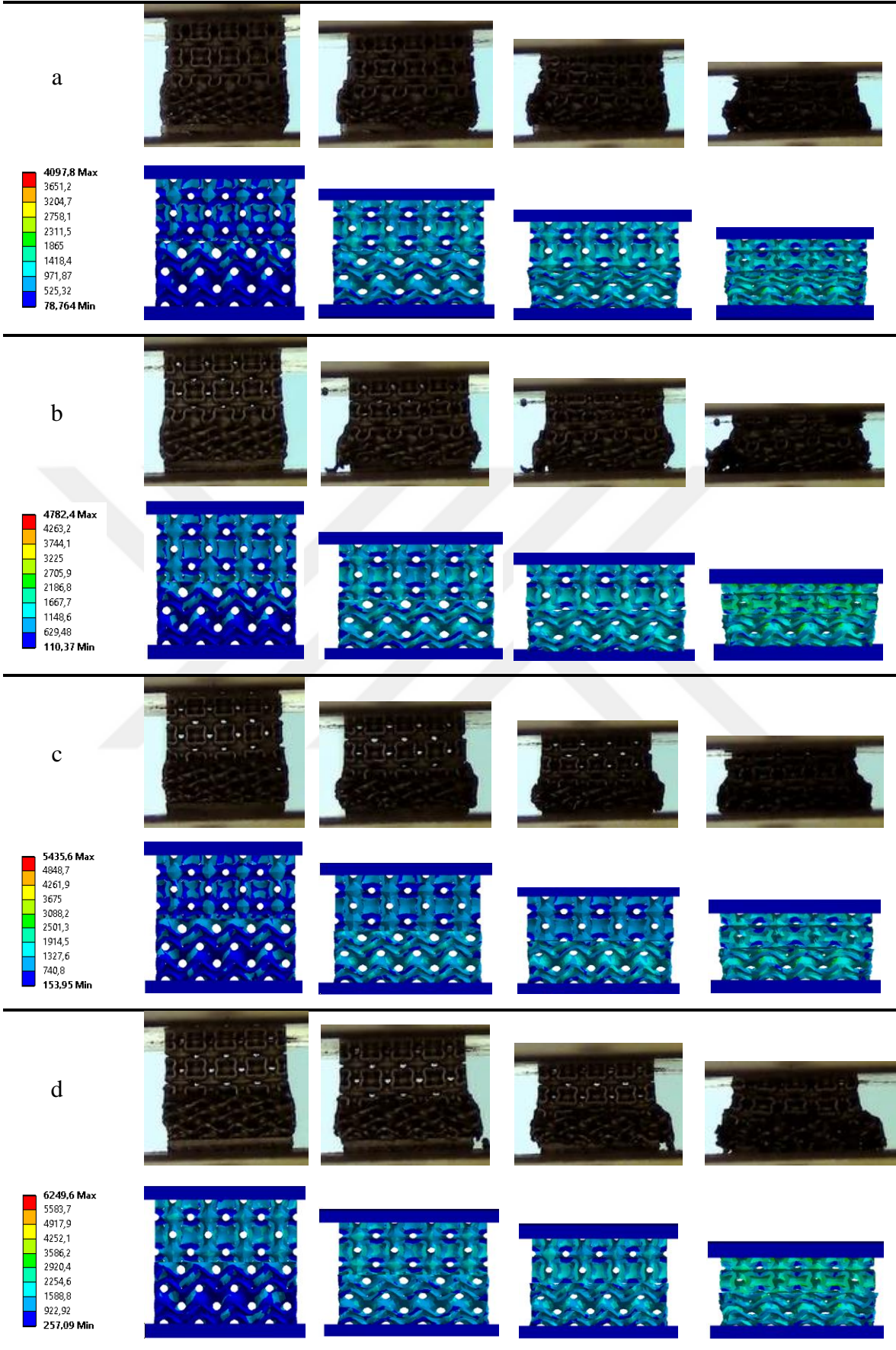


Şekil 5.5 : İK-HMK hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gözeneklilik sabitinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) %20, b) %30, c) %40, d) %50.

Şekil 5.6 FDH HMK-G kafes yapısının %10 gözeneklilik sabitinden sırası ile %20, %30, %40 ve %50 gözeneklilik sabitine fonksiyonel derecelendirilmesi ile elde edilen kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri verilmiştir. Diğer hibrid kafes yapılarından farklı olarak HMK-G hibrid kafes yapılarının tamamında akma davranışı G kafes yapısında katman katman çökme yerine 45°'lik kayma bandı oluşumu ile başlamıştır (Şekil 5.7). Literatürde G kafes yapısının yük altındaki deformasyon davranışlarının tespiti için gerçekleştirilen çalışmalarda benzer sonuçlar gözlemlenmiştir (Yu ve diğ., 2019) İlk deformasyona uğrayan G kafes yapısından sonra meydana gelen plato bölgesinde her bir vadi ile çukur arasındaki gerilim artışı ortalama %18 artış göstermiştir. Ortalama %30 gerinimde G kafes yapısının büyük bir kısmı deforme olarak yoğunlaşmıştır. Sonrasında deformasyon HMK kafes yapısında oluşmaya başlamıştır. HMK kafes yapısında ise plato bölgesindeki tepe ve vadi arasındaki gerilimdeki artış ortalama %15 değerlerinde ölçülmüştür. Son aşamada ise tamamen deforme olan kafes yapılarında yoğunlaşma meydana gelmiş ve gerilim değerinde ani bir artış ile sonuçlanmıştır.

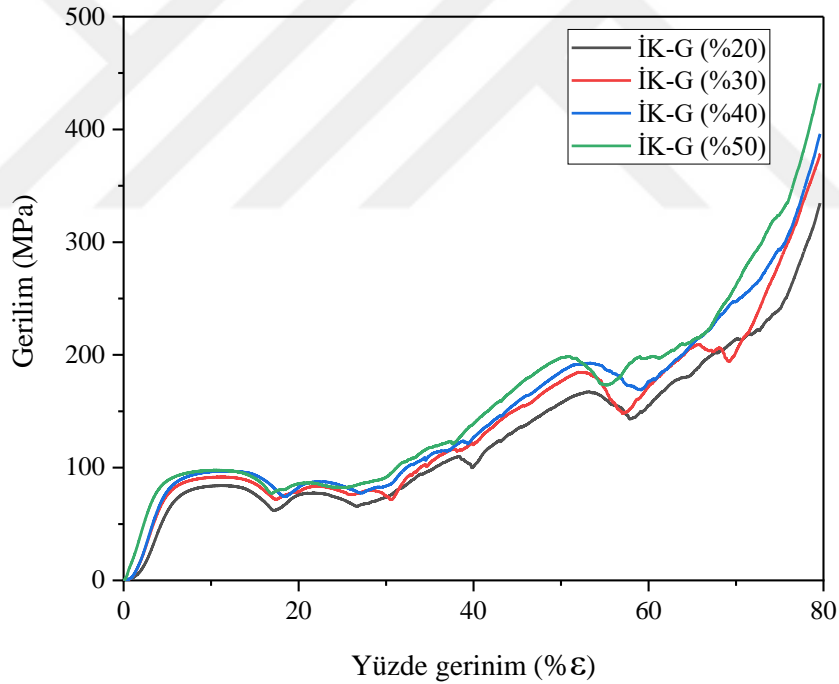


Şekil 5.6 : FDH HMK-G kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri.

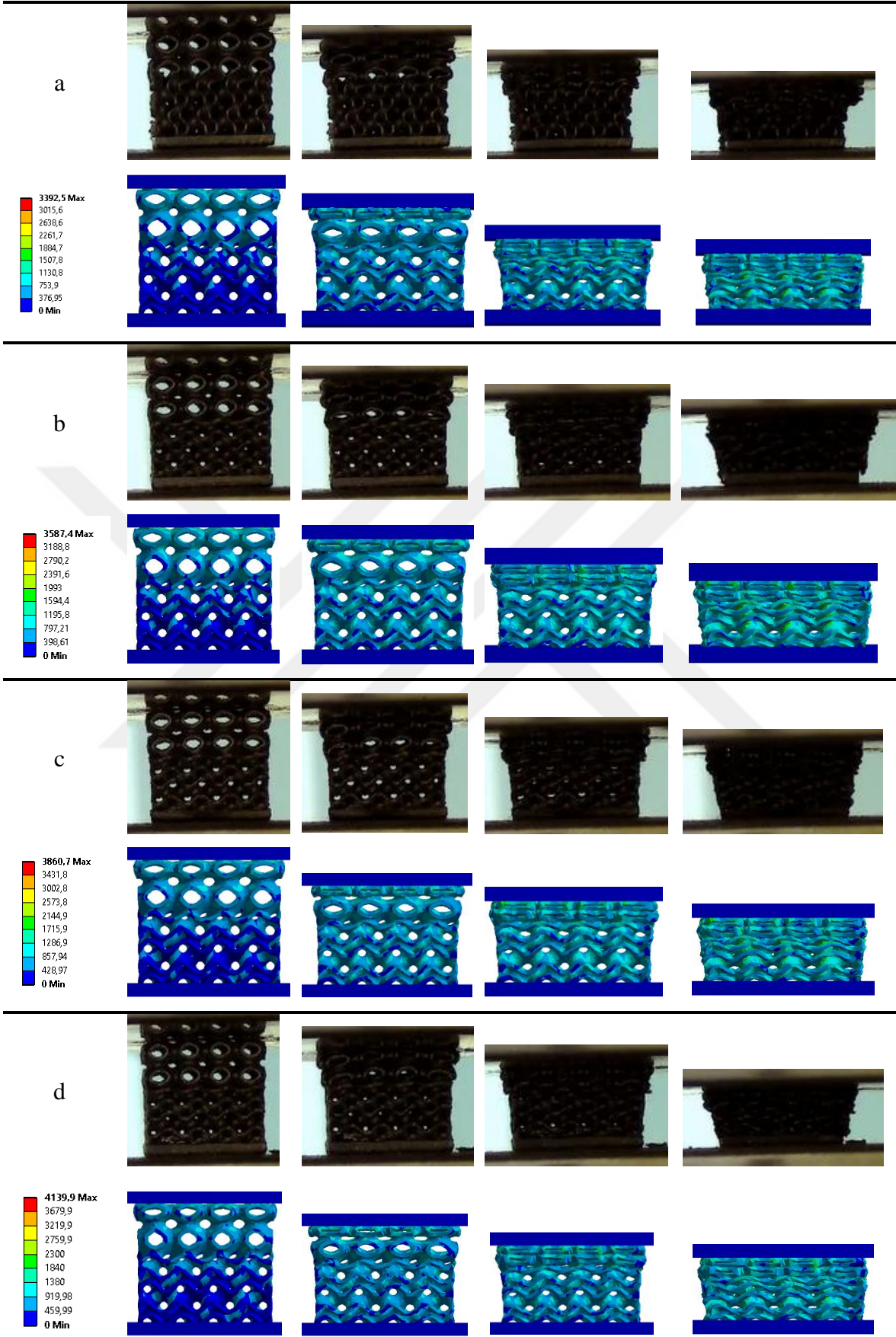


Şekil 5.7 : HMK-G hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gözeneklilik sabitinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) %20, b) %30, c) %40, d) %50.

Şekil 5.8 FDH İK-G kafes yapısının %10 gözeneklilik sabitinden sırası ile %20, %30, %40 ve %50 gözeneklilik sabitine fonksiyonel derecelendirilmesi ile elde edilen kafes yapılarının gerilim-gerinim eğriler verilmiştir. Bu eğrilerde İK-G hibrid kafes yapısı İK-HMK hibrid kafes yapısı ile benzer mekanik davranış sergilemiştir. Ancak deformasyonda ortaya çıkan gerilim ve gerinim değerleri farklı sonuçlar ortaya çıkmıştır. Kafes yapısının plastik deformasyona uğraması ile başlayan plato bölgesinde Şekil 5.9’da verilmiş olan deformasyon görüntülerindeki gibi katman katman birim hücrelerin çökme şeklinde deformasyon meydana geldiği görülmüştür. İlk deformasyona uğrayan İK yapısında plato bölgesinde her bir vadi ile çukur arasındaki gerilim değerinde ortalama %13 artış göstermiştir. Ortalama %18 gerinimde İK yapısının büyük bir kısmı deforme olarak yoğunlaşmıştır. Sonrasında deformasyon G kafes yapısında oluşmaya başlamıştır. G kafes yapısında ise plato bölgesindeki tepe ve vadi arasındaki gerilimdeki artış ortalama %17 olarak ölçülmüştür. Son aşamada ise tamamen deforme olan kafes yapılarında yoğunlaşma meydana gelmiş ve gerilim değerinde ani bir artış ile sonuçlanmıştır.



Şekil 5.8 : FDH İK-G kafes yapılarının gerilim-gerinim eğrileri.

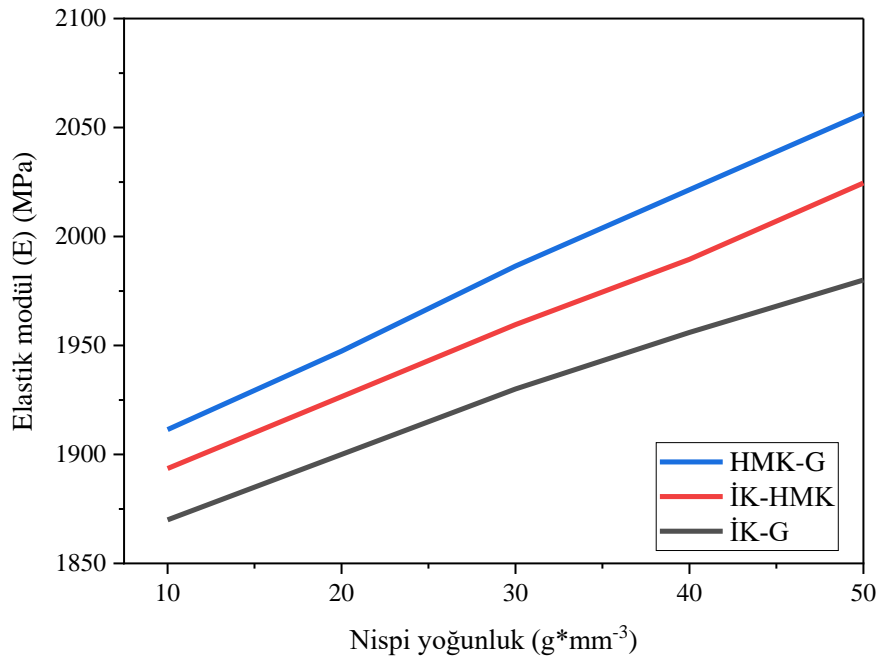


Şekil 5.9 : İK-G hibrid ÜPMY kafes yapıları için farklı gözeneklilik sabitinde ölçülen ve analiz edilen deformasyon davranışları; a) %20, b) %30, c) %40, d) %50.

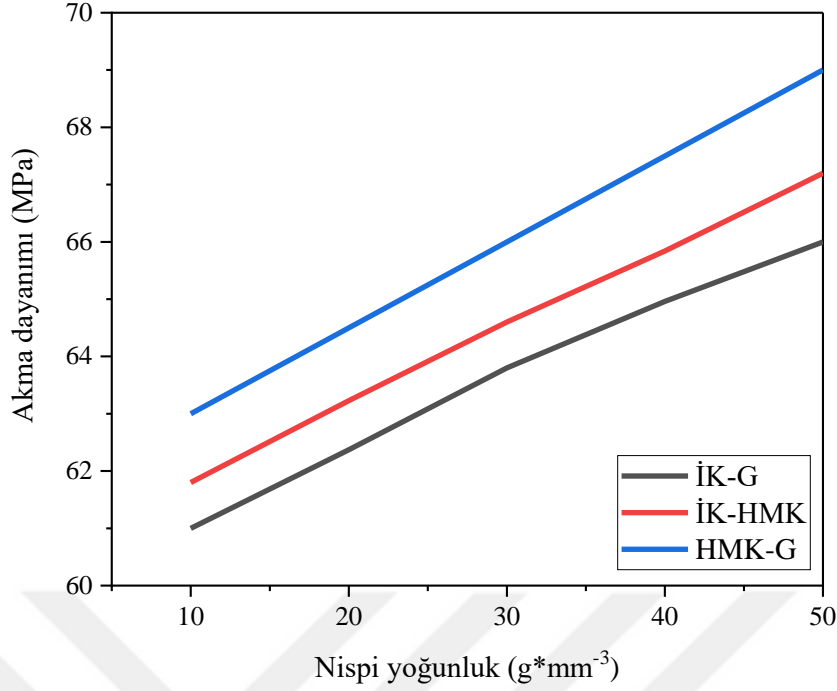
Çizelge 5.2’de basma testleri gerçekleştirilen tüm FDH kafes yapılarının mekanik özellikleri özetlenmiştir. Literatür çalışmalarında gözenek boyutunun küçülmesi ile kafes yapısının elastik modül, akma dayanımı gibi mekanik özelliklerinin arttığı bilinmektedir (Wang ve diğ., 2019; Yu ve diğ., 2019; Bai ve diğ., 2020; Guo ve diğ., 2022). Bu durum Şekil 5.10 ve Şekil 5.11’de kafes yapılarının nispi yoğunluğunun değişiminin elastikiyet modülü ve akma dayanımına olan etkilerini ortaya koyan Gibson-Ashby modeli ile hesaplanarak elde edilen değerler ile de karşılaştırılmıştır. Ancak her bir hibrid kafes yapısı için elde edilen gerilim-gerinim eğrilerinden hesaplanan mekanik özelliklerin İK-HMK ve HMK-G hibrid kafes yapılarında gözenekliliğin küçülmesi ile birlikte mekanik özelliklerde düzensiz bir artış ve azalış tespit edilmiştir (Çizelge 5.2). Gibson-Ashby modeli ile hesaplanan mekanik özelliklerin deneysel çalışma sonucunda elde edilen değerler ile olan uyumsuzluğu için literatürde birkaç durum söz konusudur (Gülcan, 2021). Bu durumun temel sebeplerinden biri Eİ sonrası malzemede oluşan kalıntı gerilmeler, tahmin edilemeyen deformasyonlardır (Van Bael ve diğ., 2011). Diğer bir sebebi ise Eİ sonucu elde edilen ürünlerin yüzeyinde yapılmış partiküller oluşmaktadır. Bu partiküller çıktı olarak alınan ürünün hacmini arttırırken, dayanımına etki etmemektedir. Böylece elde edilen yoğunluk değerlerinin gerçeği tam yansıtamamasına yol açmaktadır (Maconachie ve diğ., 2019). Ancak Gibson-Ashby modelinde ise yüzeylerde herhangi bir kalıntı parça oluşumunun olmadığı varsayılmaktadır (Li ve diğ., 2014; Ma ve diğ., 2020). Son olarak kafes yapıları deformasyona uğrarken hem doğrusal hem de doğrusal olmayan elastik davranış göstermektedirler. Bu nedenle elastik modülün hesaplanması kolay olmamaktadır (Maconachie ve diğ., 2019).

Çizelge 5.2 : FDH kafes yapılarının mekanik özellikleri.

	Gözeneklilik katsayı değişim oranı	Elastikiyet modülü (MPa)	İlk plato zirve gerilimi (MPa)	Son plato zirve gerilimi (MPa)	Yoğunlaşma sonu gerilimi (MPa)
İK-HMK	% 10-% 20	2718.62	90.64	278.34	619.77
	% 10-% 30	2208.74	95.93	330.98	563.72
	% 10-% 40	1067.68	85.41	260.55	559.72
	% 10-% 50	1513.75	97.2	288.19	618.64
HMK-G	% 10-% 20	2073.6	170.08	256.51	414.02
	% 10-% 30	2213.97	191.62	309.62	441.87
	% 10-% 40	1419.1	159.46	249.52	437.89
	% 10-% 50	2044.39	201.24	285.83	451.5
İK-G	% 10-% 20	1095.93	76.2	197.28	334.6
	% 10-% 30	1543.4	83.4	203.4	378.68
	% 10-% 40	1622.35	87.2	173.01	396.17
	% 10-% 50	1734.62	90.25	208.08	441.16



Şekil 5.10 : Gibson-Ashby modeline göre nispi yoğunluk ile elastik modülün değişimi.



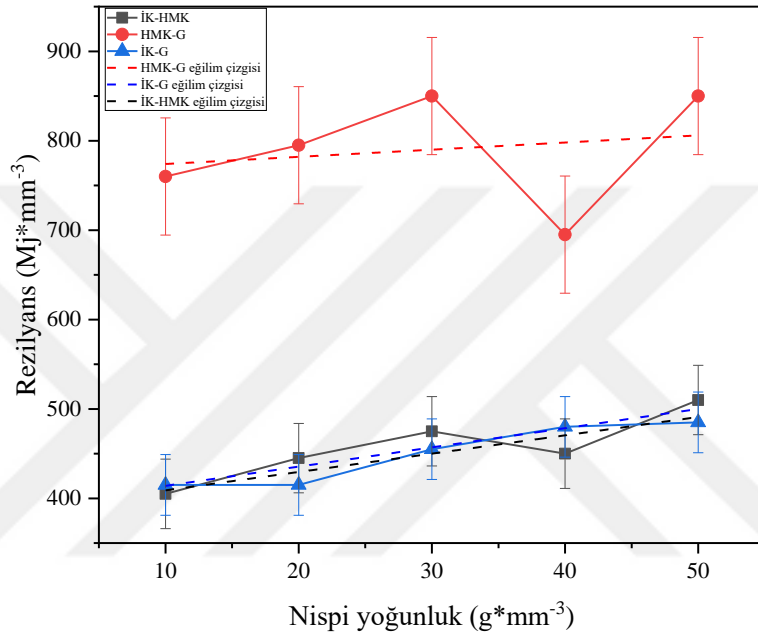
Şekil 5.11 : Gibson-Ashby modeline göre nispi yoğunluk ile akma dayanımının değişimi.

5.2 FDH Kafes Yapılarının Enerji Emilim Sonuçları

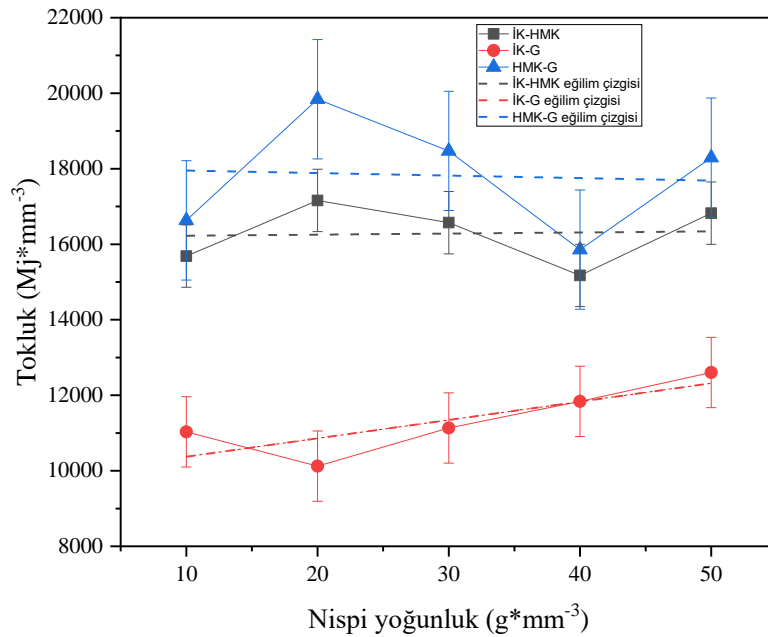
Şekil 5.12’de FDH İK-HMK, HMK-G ve İK-G kafes yapılarının basma testleri sonucunda elde edilen gerilim-gerinim eğrilerinden hesaplanan rezilyans değerleri verilmiştir. Elastik şekil değişim bölgesinde numunenin enerji emme kabiliyetini yansıtan rezilyans değerleri incelendiğinde maksimum HMK-G kafes yapısında ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Ayrıca gözenekliliğin azalması ile de kafes yapılarının mekanik dayanımının arttığı bilinmektedir. Bu nedenle rezilyans değerlerindeki değişim gözenekliliğin azalması ile artış göstermiştir. Özellikle mekanik test esnasında plastik çökme öncesinde gözenek boyutunun daha az olduğu birim hücreler gözenek boyutunun fazla olduğu birim hücrelere göre daha fazla yük altında deforme olduklarından dolayı daha fazla enerji absorbe edebildiği görülmüştür. Ancak %10’dan %40’a gözenek sabitinin değiştiği FDH HMK-G ve İK-HMK kafes yapılarının rezilyans değeri diğer FDH HMK-G ve İK-HMK kafes yapılarına göre düşük çıkmıştır. Bu durum ise kafes yapılarının üretimi esnasında meydana gelen kusurlardan kaynaklı olarak beklenmedik deformasyon davranışlarının meydana gelmesi ile açıklanmaktadır.

Şekil 5.13’de FDH İK-HMK, HMK-G ve İK-G kafes yapılarının basma testleri sonucunda elde edilen gerilim-gerinim eğrilerinden hesaplanan tokluk değerleri verilmiştir. Maksimum

tokluk değeri HMK-G hibrid kafes yapılarında gözlemlenmiştir. Basma testleri esnasında alınan deformasyon görüntülerinden de anlaşılacağı gibi HMK-G hibrid kafes yapısında G kafes yapısında kayma bantları oluşumuna rağmen elastik bölge diğer yapılara göre daha yüksek gerinim değerlerinde sonlanmıştır. Ayrıca tamamen deforme olan G yapısından sonra HMK kafes yapısı deforme olmaya başlamış ve HMK kafes yapısının İK ve G yapılarına göre yük altında daha fazla dayanım göstermesi nedeni ile mekanik testin sonuna kadar en fazla enerji emiliminin ortaya çıkmasına neden olmuştur.



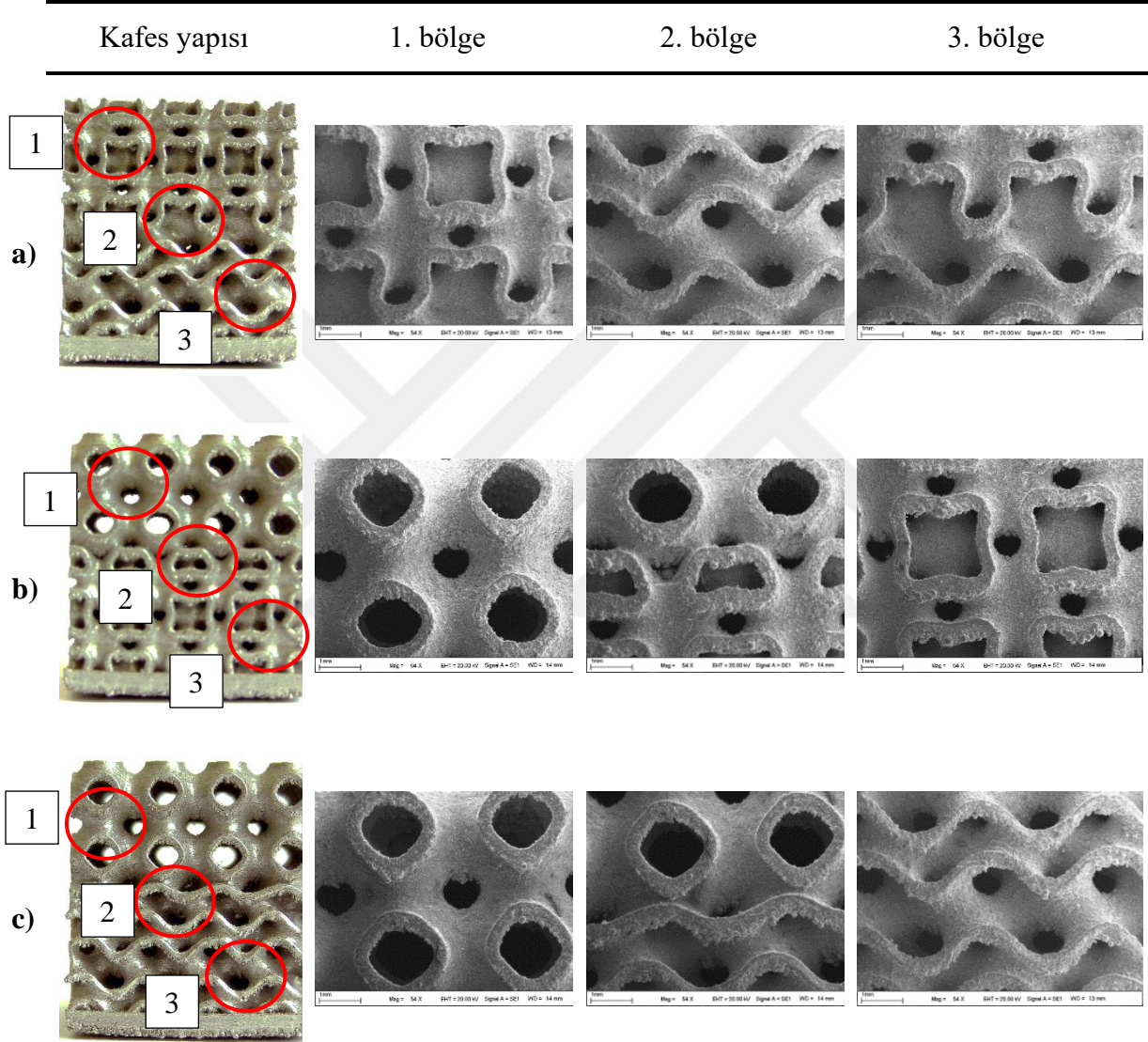
Şekil 5.12 : Nispi yoğunluk değişiminin FDH kafes yapılarının rezilyansına etkisi.



Şekil 5.13 : Nispi yoğunluk değişiminin FDH kafes yapılarının tokluğuna etkisi.

5.3 FDH Kafes Yapılarının Üretiminde Yüzey Defekt Oluşum Sonuçları

Şekil 5.14’de FDH İK-HMK, İK-G ve HMK-G kafes yapılarının üst (1), geçiş (2) ve alt (3) bölgelerinden yüzey kusurlarının belirlenebilmesi için alınan SEM görüntüleri verilmiştir. Elde edilen görüntülerde SLE yönteminde sıklıkla karşılaşılan yapışmış partiküller, merdiven etkisi ve eksik füzyon deliklerinin oluşumuna rastlanmıştır.



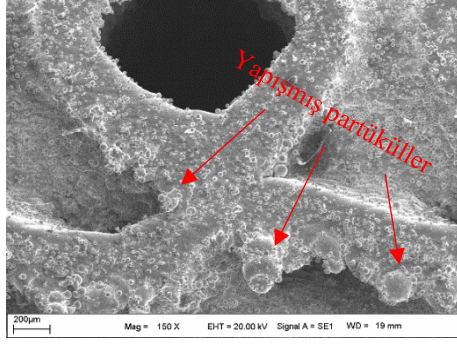
Şekil 5.14 : FDH kafes yapıları SEM görüntüleri; a)HMK-G, b) İK-HMK, c) İK-G.

Şekil 5.15a ve 5.15b’de verilmiş olan SEM görüntülerinde bütün FDH kafes yapılarında belirgin bir şekilde yapışmış toz partiküllerinin oluşumuna rastlanmıştır. Literatürde bu durum TYF temelli Eİ ile üretim süreçlerinde Şekil 5.16’da gösterildiği gibi termodinamik, dinamik ve metalurjik olarak birden fazla mekanizma ile açıklanmaktadır (Körner, Bauereiß ve Attar, 2013). Meydana gelen bu durumların başında lazer ışının etki ettiği toz havuzunun

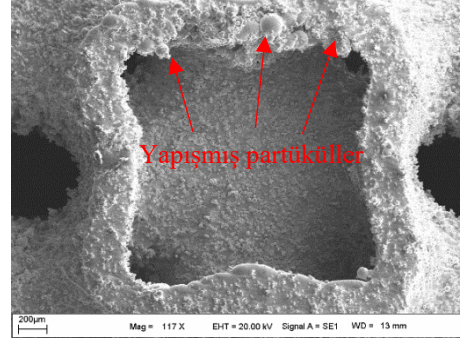
boyutlarının üretim için tasarlanan modelin gerçek boyutlarından derinlik ve genişlik bakımından fazla olmasından kaynaklanmaktadır (Sing ve diğ., 2018; Van Bael ve diğ., 2011). Eriyik havuzunun boyutlarının fazlalaşmasından dolayı toz havuzuna etki eden lazer ışını eriyik havuzdan belirli bir miktar sıçratma yaparak bir kısmını erimemiş toz katmanının üzerine diğer bir kısmı ise erimiş toz katmanının üzerine düşürmektedir (Wang ve diğ., 2017). Özellikle erimiş toz havuzunun üzerine sıçrayan partiküller soğuma ile yapışmaya neden olmaktadır. Son olarak kapalı ortamda gerçekleştirilen üretim sürecinde lazer kaynağının tarama yönünde gaz genleşmesi meydana gelmektedir. Böylece belirli bir miktar toz partikülünde kısmen katılaşmaya başlamış yüzeylerin üzerine sıçramaktadır.

Şekil 5.15c'de eğimli yüzeylerin desteksiz bir şekilde üretiminde sıklıkla karşılaşılan merdiven etkisinin oluşumuna rastlanmıştır. Bu üretim kusuru eğimli yüzeylerde her bir katmanın üzerine yeni bir katman serildiğinde inşa yönü boyunca girinti veya çıkıntı şeklinde meydana gelmektedir (Şekil 5.17). Merdiven etkisinin oluşumunda temelde iki durum vardır. Birincisi üretilen parçaların desteksiz bir şekilde oluşturulmasıdır. Ancak kafes yapılarının üretiminde temizlenmesinin zor olmasından dolayı destek yapılarının kullanımı tercih edilmemektedir. İkincisi ise yapışmış partiküllerin oluşumuna benzer bir şekilde eriyik havuzunun ölçülerindeki farklılık nedeni ile eğimin fazla olduğu bölgelerde eriyik bölgesinin yatay olarak genişlemesinden kaynaklı çıkıntıların meydana gelmesidir. Nitekim literatür çalışmalarında da eğimli yüzeylerin üretiminde inşa yönünde merdiven etkisinin meydana geldiği belirtilmiştir (Maconachie ve diğ., 2019).

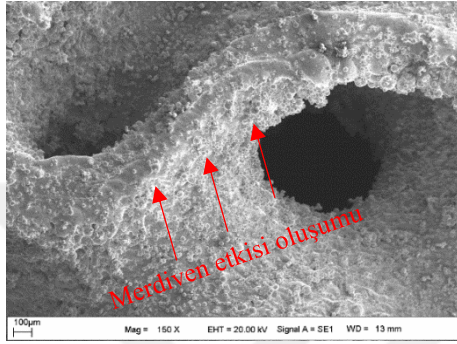
Şekil 5.15d'de eksik füzyon boşluğunun SEM görüntüsü verilmiştir. Bu kusur temel olarak üretim esnasında eksik enerji girişinden kaynaklanmaktadır (Gong ve diğ., 2014; Vilaro, Colin ve Bartout, 2011; Zhang, Li ve Bai, 2017). Eksik enerji girişi nedeni ile metal eriyik havuzunun boyutları olması gerekenden daha küçük bir alanda meydana gelir ve metal tozları tam olarak eriyemez ve bir sonraki katman erimemiş olan tozların üzerine serilir. Ancak yeni serilen toz katmanı bir önceki katman ile yeterli bir örtüşme sağlayamaz ve sonuç olarak eksik füzyon delikleri meydana gelmektedir.



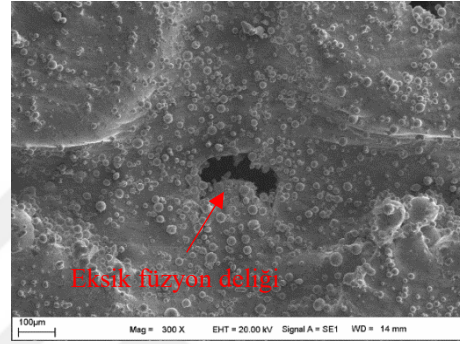
(a)



(b)

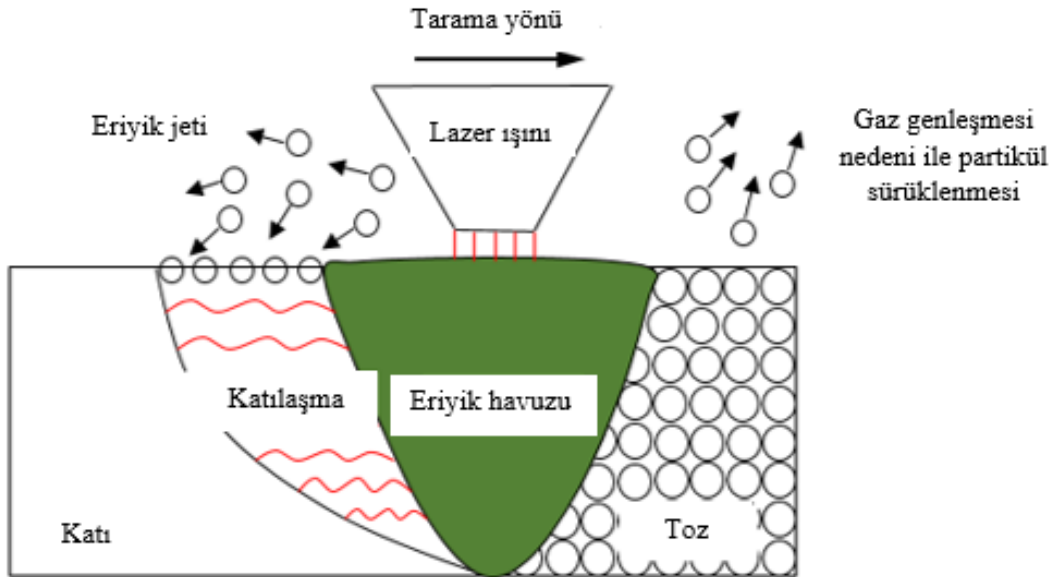


(c)

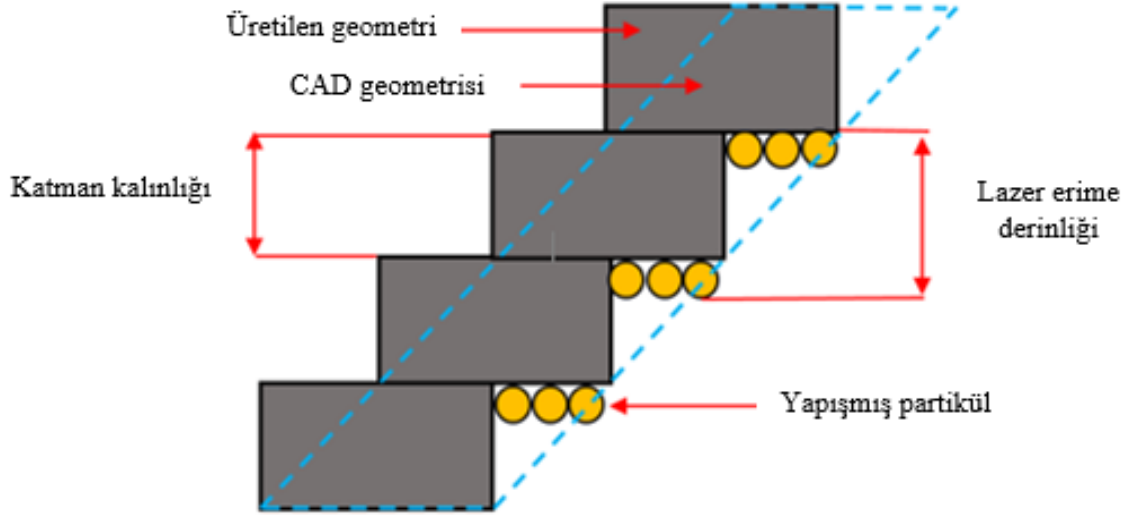


(d)

Şekil 5.15 : FDH kafes yapılarında meydana gelen yüzey kusurları: a-b) yapışmış toz partikülleri, c) merdiven etkisi, d) eksik füzyon deliği.



Şekil 5.16 : TYF tekniği üretim prosesi (Bahçe ve diğ., 2022).



Şekil 5.17 : Merdiven etkisi oluşumu şematik gösterimi (Bahçe ve diğ., 2022).

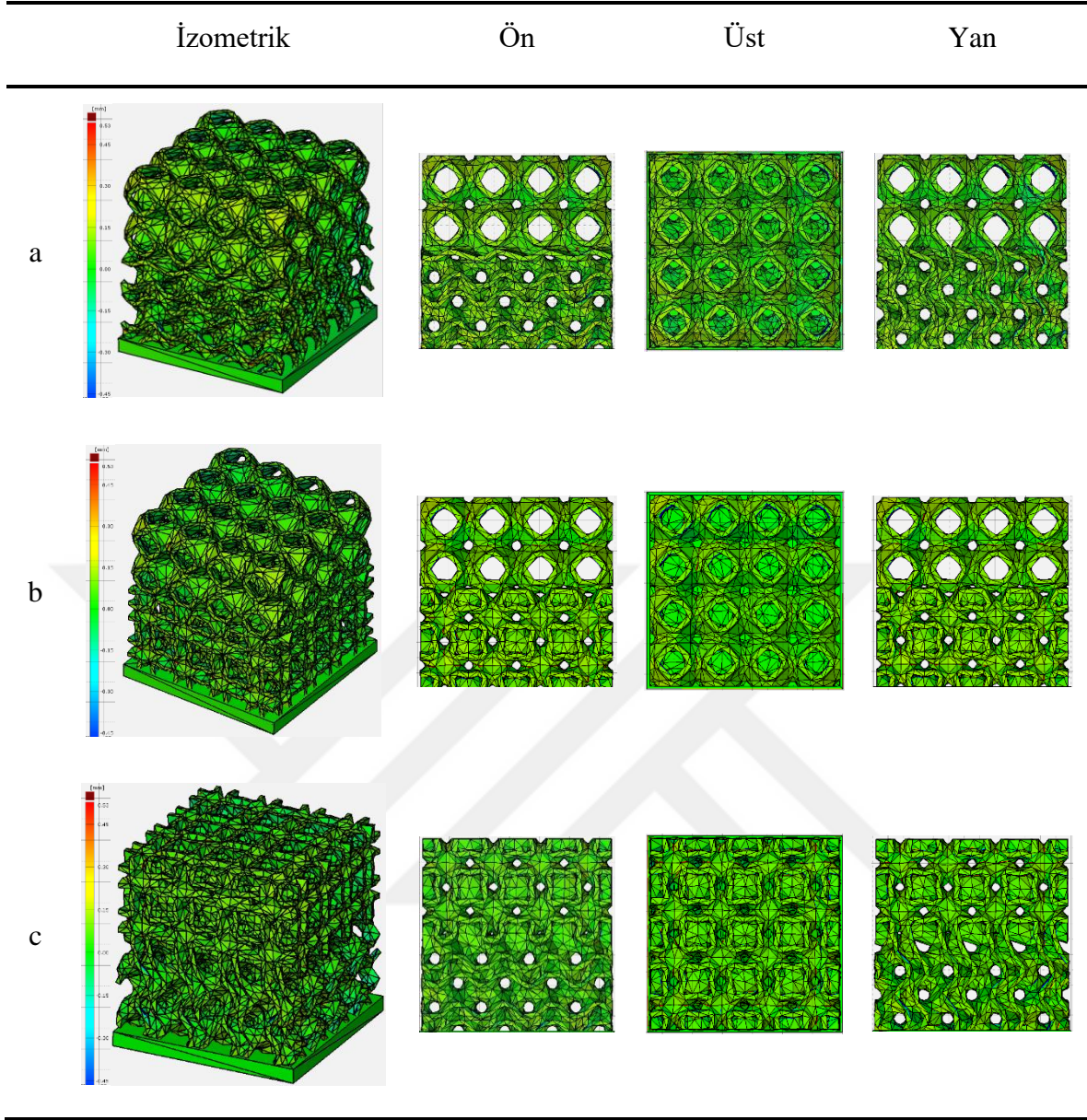
5.4 FDH Kafes Yapılarının Boyutsal Hassasiyetinin Değerlendirme Sonuçları

Şekil 5.18, SLE yöntemi ile oluşturulmuş FDH kafes yapısından alınan Micro-CT görüntüleri ile tasarlanan CAD modelin arasında meydana gelen boyutsal sapmaların farklı görüntüleme yönlerinde karşılaştırması verilmiştir. Micro-CT dataları ile görüntü işleme yöntemi kullanılarak elde edilen STL model ile tasarlanan CAD model üst üste bindirilmiştir. Ölçümler sonucunda İK-G hibrid kafes yapısında sapma değerleri +0.35/-0.3 mm, HMK-G hibrid kafes yapısında +0.48/-0.43 mm ve İK-HMK hibrid kafes yapısında ise +0.45/-0.4 mm olarak ölçülmüştür. Sapma değerlerinde özellikle SLE yöntemi ile üretimde meydana gelen merdiven etkisi ve yapışmış partikül oluşumlarının etki ettiği görülmüştür. İnşa yönünde kafes yapıların yüzeylerinde biriken yapışmış partiküller nedeni ile tabana bakan yüzeylerde pozitif sapmalar, zıt yüzeylerinde negatif sapmalar olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca merdiven etkisi oluşumu ile 0 ile 90° arasındaki eğimli yüzeylerde de tabana bakan kısımlarda pozitif, zıt yönde ise negatif sapmalar meydana geldiği görülmüştür. Bu durum z ekseni boyunca azalan üretim doğruluğu, ısı birikimi ve artan yapışmış toz partikül içeriği ile açıklanabilir. Yapı içerisinde artan inşa yüksekliği ile ısı yavaş yavaş birikerek eriyik havuzu etrafındaki ısıdan etkilenen bölgede bulunan metal toz partiküllerinin tamamen eriyememesine sebep olmaktadır. Böylece kafes yapı yüzeylerine tozun bağlanmasına neden olmaktadır (Wang, Yang, Liu, Xiao ve Sun, 2013; Zhang ve diğ., 2020).

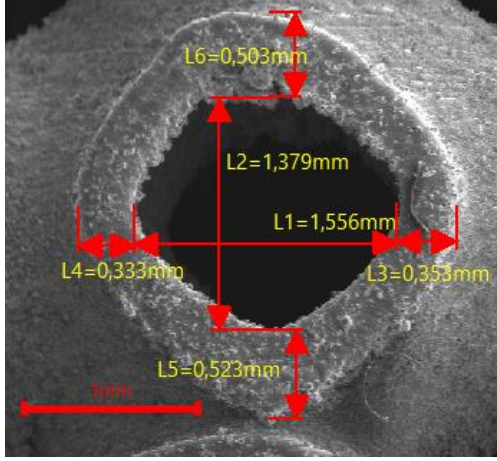
Ayrıca Şekil 5.19’da verilmiş olan her bir birim hücreden alınan SEM görüntüleri üzerinden gerçekleştirilen ölçüm değerleri de Micro-CT analizi ile elde edilen sonuçları desteklemiştir.

Çizelge 5.3’de her bir birim hücre ile CAD model ölçüleri arasındaki boyutsal farklılıklar ve bu farklılıkların yüzde sapma değerleri verilmiştir. Özellikle merdiven etkisi ve kütle birikim hataları nedeni ile radyusa sahip bölgeler ve eğimli yüzeylerde belirgin boyutsal sapmaların oluşumu ortaya konulmuştur. İK birim hücrenin L_1 , L_2 , L_4 ve L_5 boyutlarında üretim esnasında destek kullanılmaması, kütle birikimi ve eğimli yüzeylerdeki merdiven etkisinden kaynaklı olarak pozitif sapmalar, L_3 boyutunda ise negatif sapma meydana gelmiştir. Benzer şekilde HMK birim hücrede de C_1 , C_2 , C_3 ve C_4 radyuslarında kütle birikiminden kaynaklı olarak negatif boyut sapmaları ölçülürken; L_1 ve L_2 boyutlarında da yapışmış partikül ve kütle birikimi nedeni ile negatif boyut sapmaları ölçülmüştür. Son olarak G birim hücrede de yapışmış partikül oluşumu ve kütle birikiminden kaynaklı olarak negatif yönlü sapmalar tespit edilmiştir.

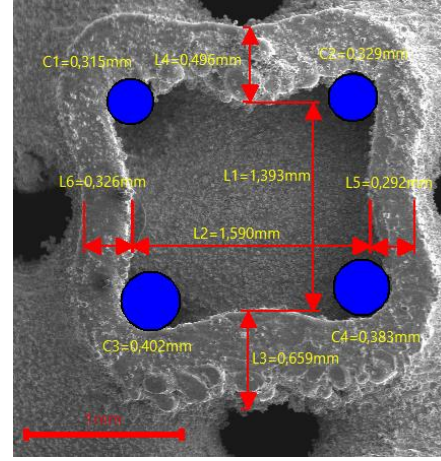
Diğer yandan kafes yapılarında meydana gelen boyutsal sapmaların deneysel yöntemlerle belirlenmesi zor olan ve boyut hassasiyetini doğrudan etkileyen ısı oluşumlarından kaynaklı çarpılmaların belirlenmesi için Eİ prosesi simüle edilmiştir. Şekil 5.20’de SEA ile gerçekleştirilen Eİ analizi ile elde termal gerilmelerden kaynaklı meydana gelen deformasyon miktarları ve gerilim değerleri verilmiştir. İK-G hibrid kafes yapısında total deformasyon miktarı maksimum 0.37 mm iken İK-HMK ve HMK-G hibrid kafes yapılarında ise 0.34 mm olarak hesaplanmıştır. Şekil 5.21 ve Şekil 5.22’de sırası ile her bir kafes yapısı için ısı akısı ve üretim esnasında inşaa yönünde meydana gelen ısı dağılımlarını verilmiştir. Bütün kafes yapılarında Eİ’de meydana gelen en önemli problemlerden biri olan inşaa yönünde ısı birikiminin giderek arttığı görülmüştür ve deneysel çalışmada elde edilen sonuçları desteklemiştir.



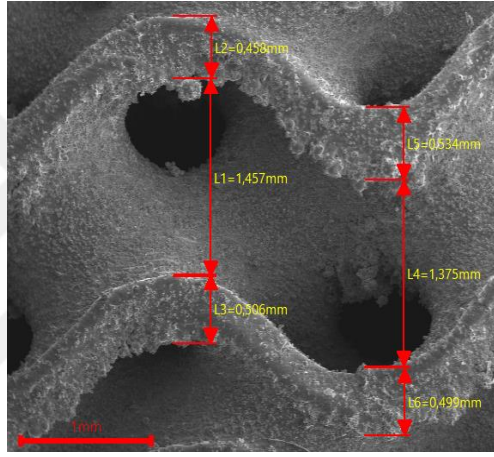
Şekil 5.18 : FDH kafes yapılarında üretim sonrası meydana gelen boyutsal sapmaların ölçümü: a) İK-G, b) İK-HMK, c) HMK-G.



(a)



(b)

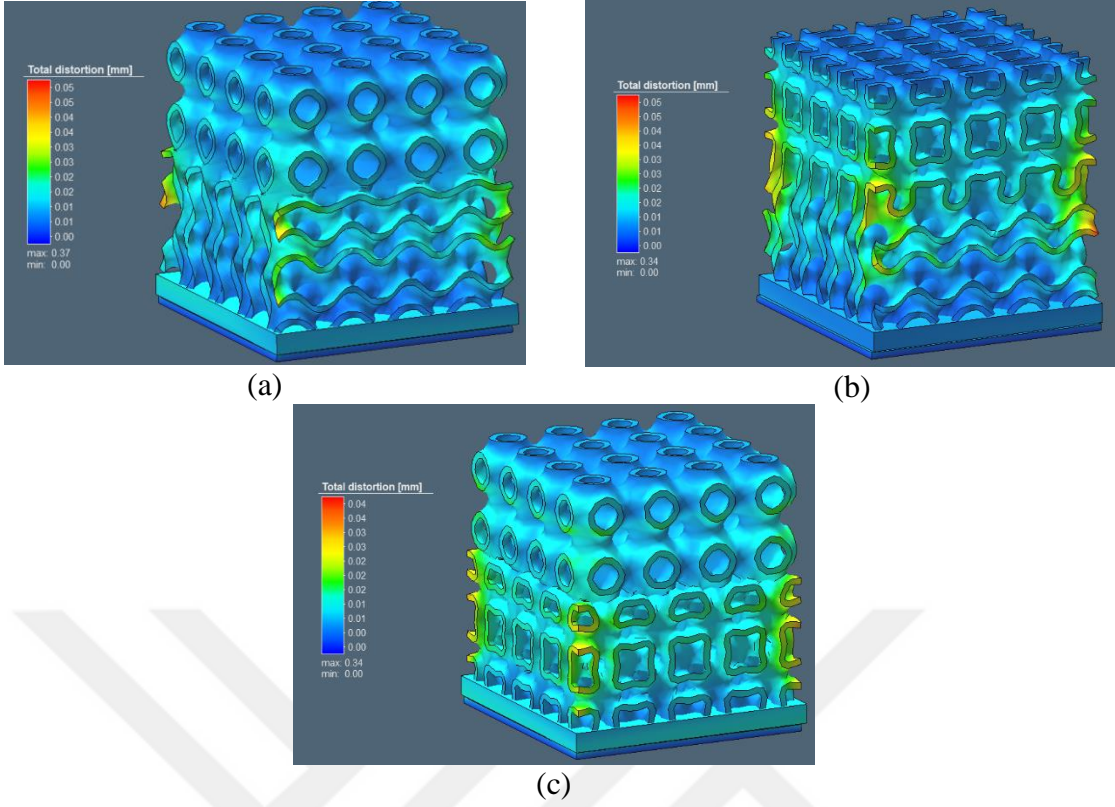


(c)

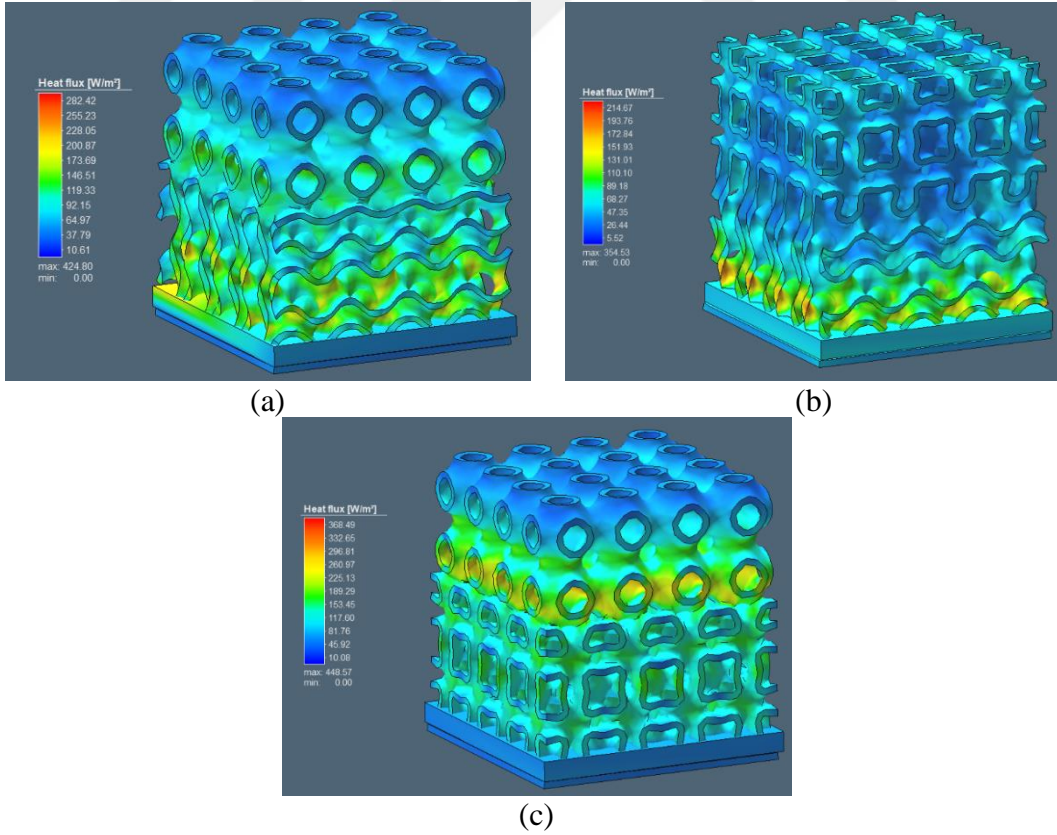
Şekil 5.19 : Birim hücre boyut ölçümleri: a) İK, b) HMK, c) G.

Çizelge 5.3 : Birim hücre boyut ölçüm sonuçlarının CAD model ile karşılaştırılması.

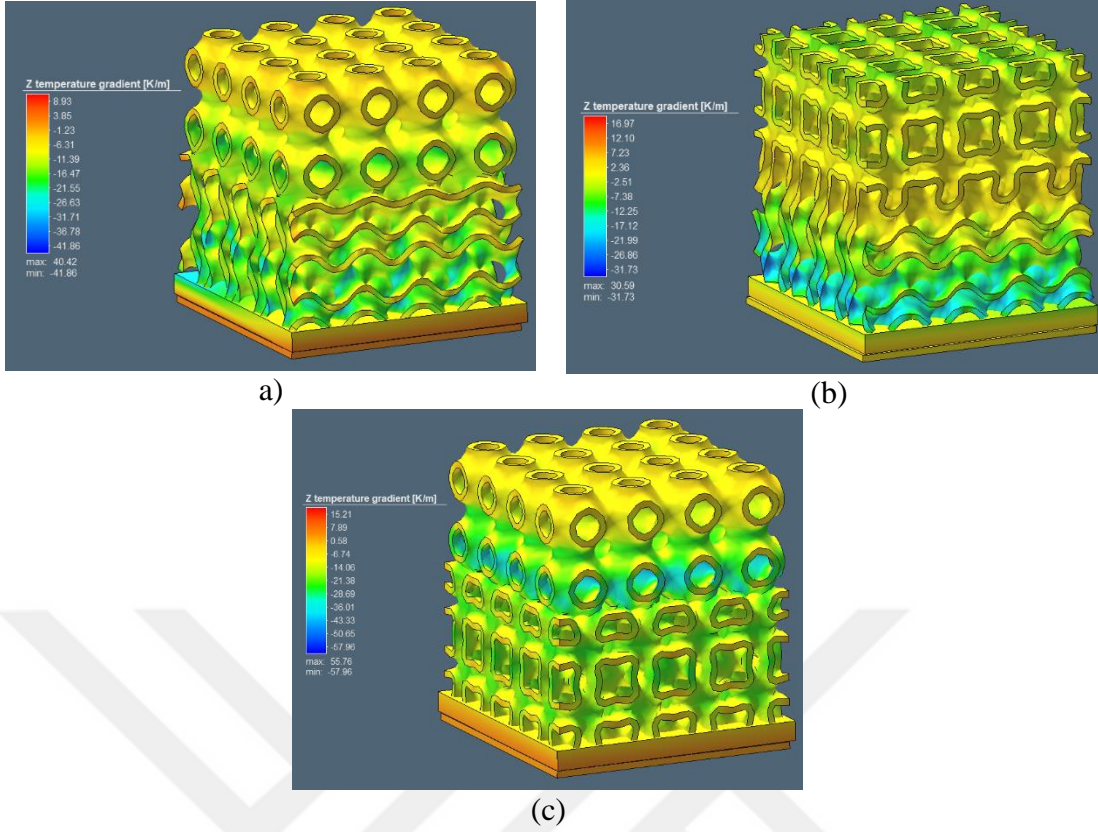
Boyut (mm)	İK			HMK			G		
	CAD	Ölçüm	Sapma (%)	CAD	Ölçüm	Sapma (%)	CAD	Ölçüm	Sapma (%)
L ₁	1	1.556	55.6	1.6	1.393	12.93	1.2	1.457	21.41
L ₂	1	1.379	37.9	1.6	1.590	0.625	0.5	0.456	8.8
L ₃	0.3	0.353	17.6	0.5	0.659	31.8	0.5	0.506	1.2
L ₄	0.3	0.333	11	0.5	0.496	0.8	1.2	1.375	14.58
L ₅	0.3	0.523	74.33	0.5	0.292	41.6	0.5	0.534	6.8
L ₆	0.3	0.503	67.6	0.5	0.326	34.8	0.5	0.499	0.2
C ₁		-		0.3	0.315	5		-	
C ₂		-		0.3	0.329	9.66		-	
C ₃		-		0.3	0.402	34		-	
C ₄		-		0.3	0.383	27.66		-	



Şekil 5.20 : Eklemeli imalatta total çarpılmaların SEA sonuçları: a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.



Şekil 5.21 : Eklemeli imalatta ısı akısının SEA sonuçları: a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.



Şekil 5.22 : Eklemeli imalatla inşa yönündeki ısı dağılımının SEA sonuçları:
a) İK-G, b) HMK-G, c) İK-HMK.

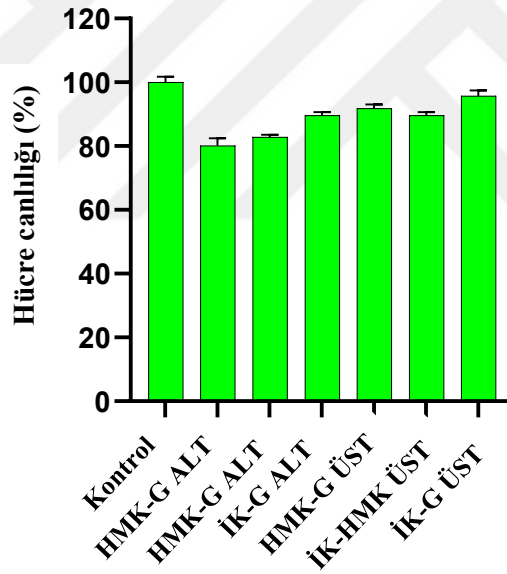
5.5 FDH Kafes Yapılarının Hücre Gelişim Sonuçları

5.5.1 Biyouyumluluk sonuçları

Suda çözünmeyen ve indirekt sitotoksisite yöntemiyle gerçekleştirilen malzemelerin biyouyumluluk testinde Mus musculus cinsi fare fibroblast hücreleri (L-929) kullanılarak gerçekleştirilen deneylerdeki hücre canlılığı sonuçları Çizelge 5.4 ve Şekil 5.23’de verilmiştir. Malzemenin hücrelerle etkileşimi sonrası hücre canlılığının %80’in üzerinde olduğundan malzemelerin biyouyumlu olduğu gözlemlenmiştir. Malzemelerin tırtıklı (iğneli) kısmı plaka zeminiyle temasta olmadığında bu durum “ÜST” olarak, plaka zeminiyle temasta olduğunda “ALT” olarak adlandırılmıştır. Malzemelerin tırtıklı (iğneli) kısmının plaka zeminine temas ettiği alan, malzemelerin düz kısmının plaka zeminine temas ettiği alandan küçüktür. Bundan dolayı, malzemelerin düz kısmının bulunduğu alanda hücrenin çoğalabilmesi mümkün değildir. Bundan ötürü malzemelerin “ALT” ve “ÜST” konumları bakımından hücre canlılıkları farklı çıkmaktadır.

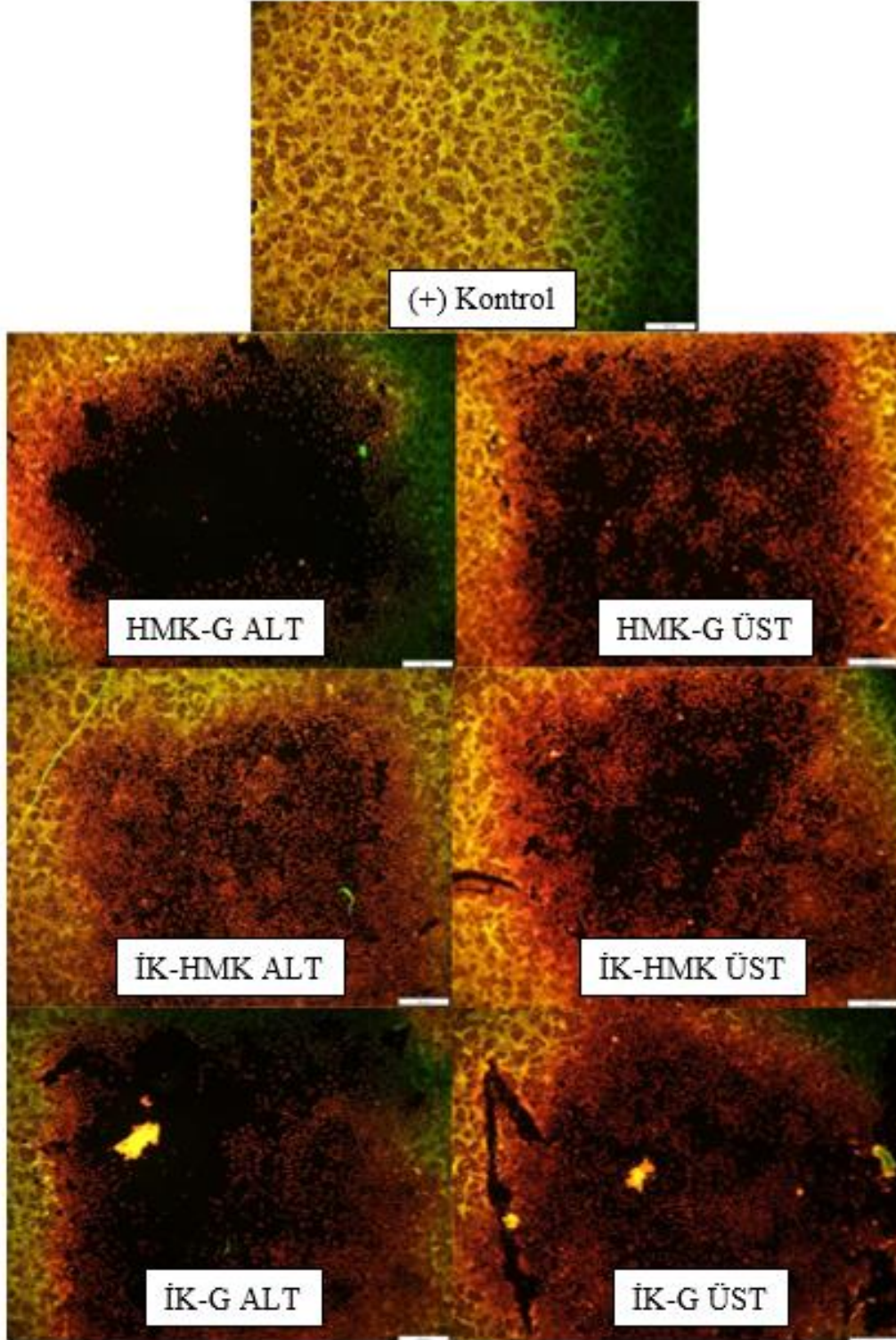
Çizelge 5.4 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin biyoyumluluk değerleri.

Malzeme	Biyoyumluluk	SS
Kontrol	100	1.76
HMK-G Alt	80.11	2.34
İK-HMK Alt	82.87	0.70
İK-G Alt	89.68	0.95
HMK-G Üst	91.82	1.25
İK-HMK Üst	89.65	1.00
İK-G Üst	95.78	1.62

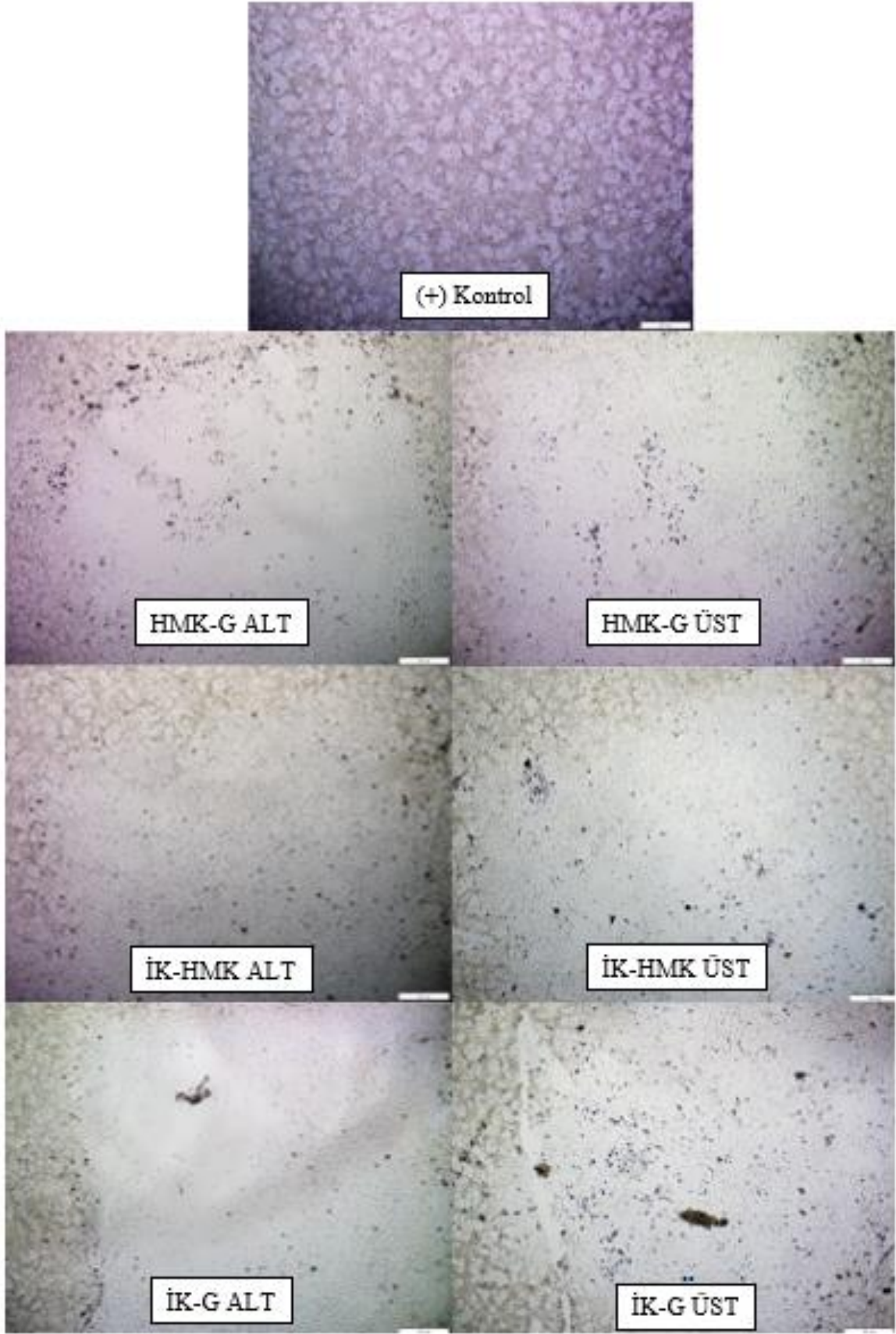


Şekil 5.23 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin biyoyumluluk grafiği.

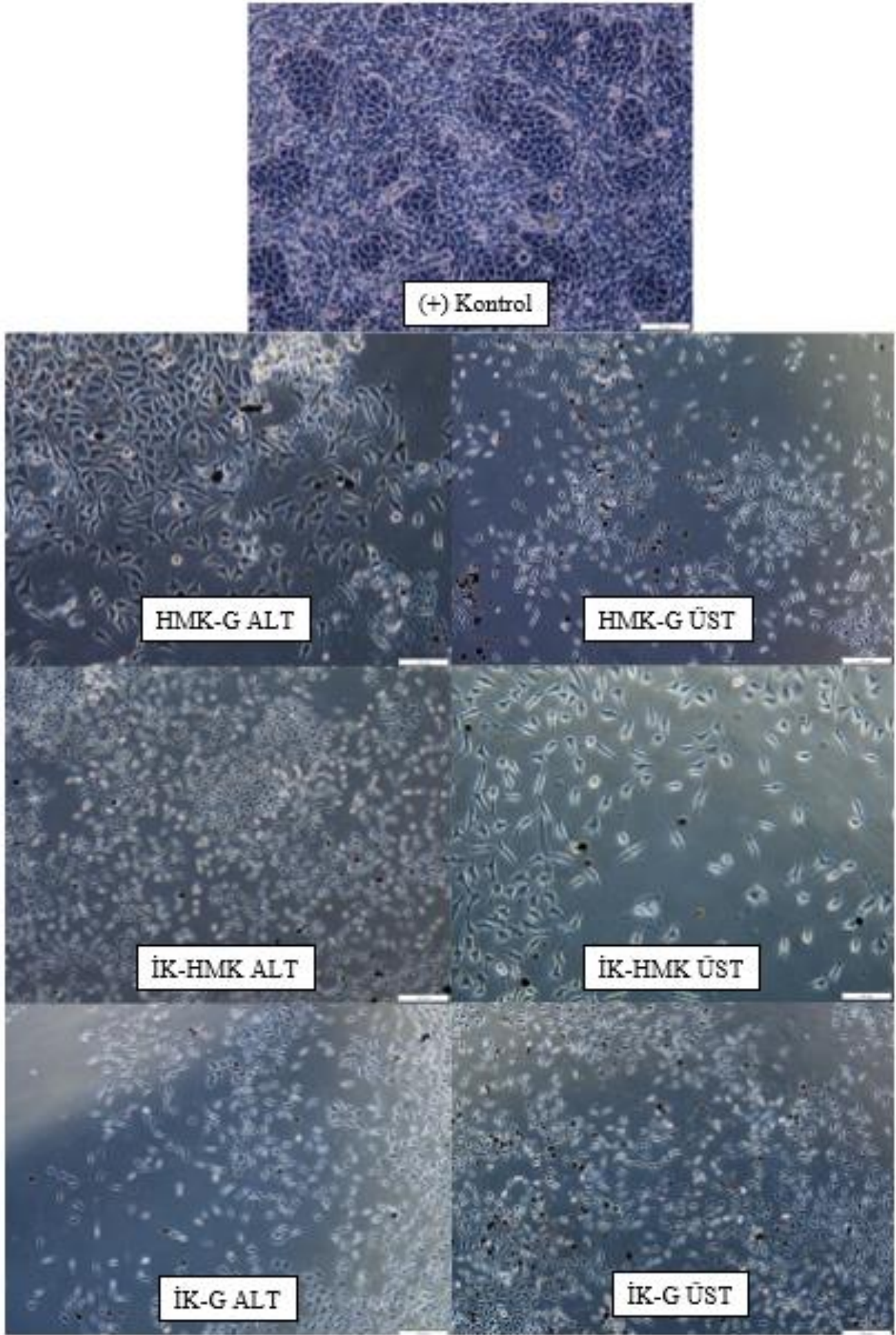
Şekil 5.24'deki floresans görüntüler incelendiğinde, metal küp malzemelerden “ÜST” olarak adlandırdığımız konumdaki yüzeyinin plakayla temas ettiği kısımda bulunan aradaki boşluk, metal küp malzemelerden “ALT” olarak adlandırdığımız konumdaki yüzeyinin plakayla temas ettiği kısımda bulunan aradaki boşluktan az olduğundan hücreler için çoğalmaya elverişli alan oluşturmamıştır. Şekil 5.25 ve Şekil 5.26'da, Şekil 5.24'in görünür dalga boyundaki invert mikroskop görüntüleri verilmiştir.



Şekil 5.24 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X floresans görüntüsü.



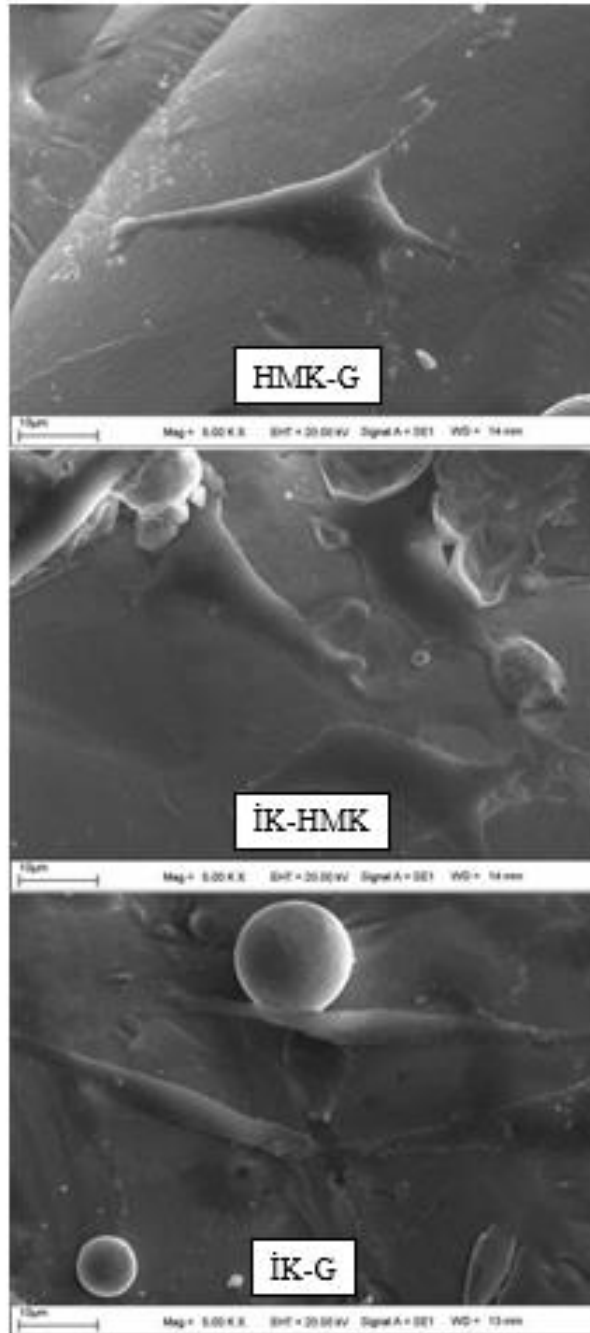
Şekil 5.25 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin 40X görüntüsü.



Şekil 5.26 : Kafes yapılarının temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin 200X görüntüsü.

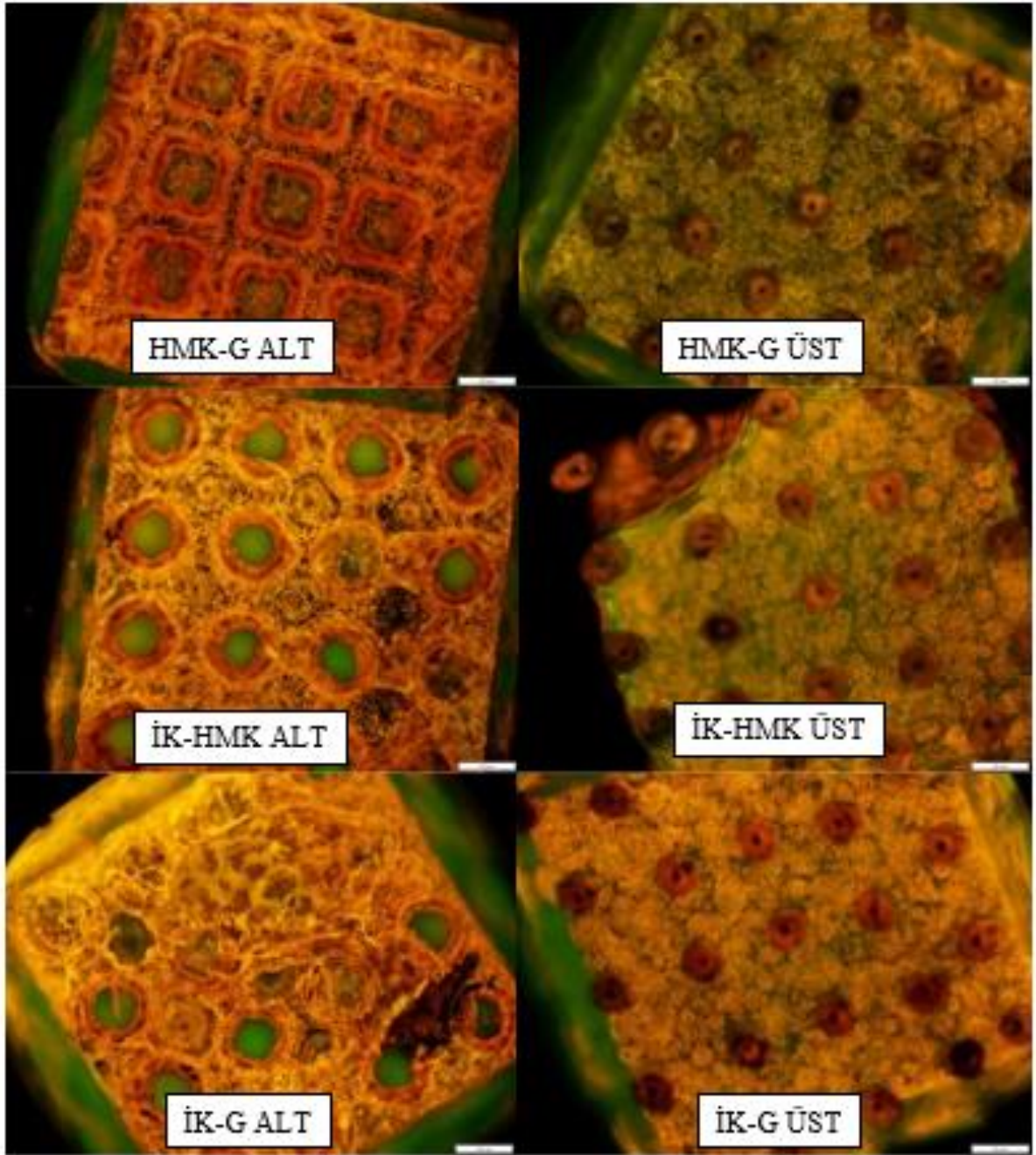
5.5.2 Yapışma sonuçları

Yapışma çalışması ve görüntüleme sonrasında elde edilen verilerden yola çıkarak hücrelerin metal yüzeye tutunabildiği görülmüştür. Hücrelerin malzemeye hangi yönden konulduğu hücrelerin malzeme üzerindeki yoğunluğuna etki etmiştir. Buradan malzeme üzerinde boş yerleri görebildiğimizden malzemelerin hücreler için yaşamaya elverişli olmalarına rağmen hücrelerin bölünerek çoğalmasına uygun tutunma ortamını deney yapılan süre boyunca sağlamadığı söylenebilir çünkü hücrelerin malzemeyi tamamen kaplaması beklenmektedir.



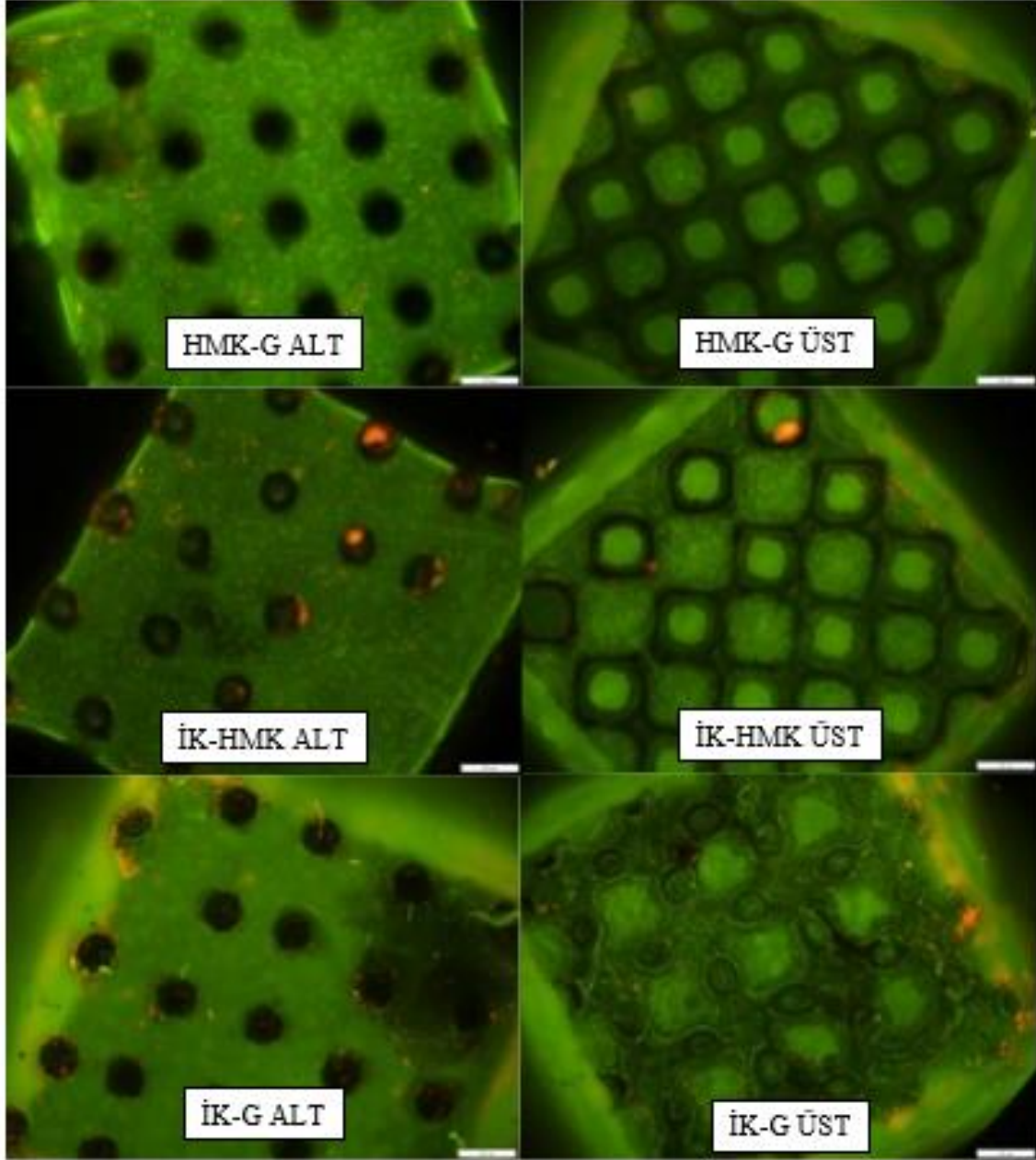
Şekil 5.27 : Kafes yapılarının SEM görüntüleri.

Şekil 5.28’de görüldüğü gibi L-929 hücrelerinin yoğunluğu, küplerin üzerine bırakıldığı yüzeyde fazladır.



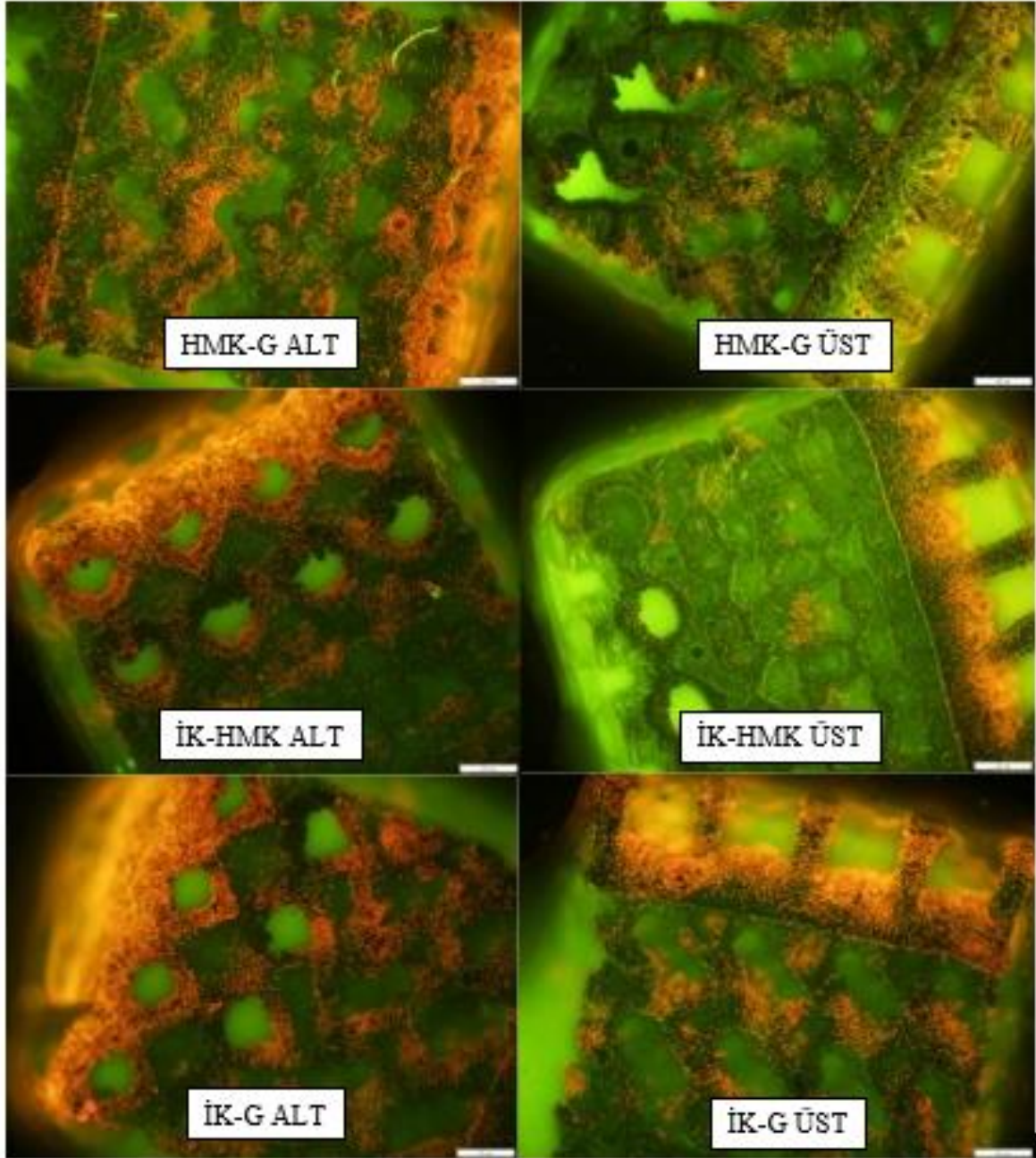
Şekil 5.28 : Kafes yapılarının hücrelerle ilk temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X görüntüsü.

Şekil 5.29 göre hücreler, yer çekiminin aksi yönünde (negatif jeotaksis) yüzey boyunca bölünerek çoğalamamıştır. Dolayısıyla, o bölgeler hücreler için yeşil renkli gözükmektedir.



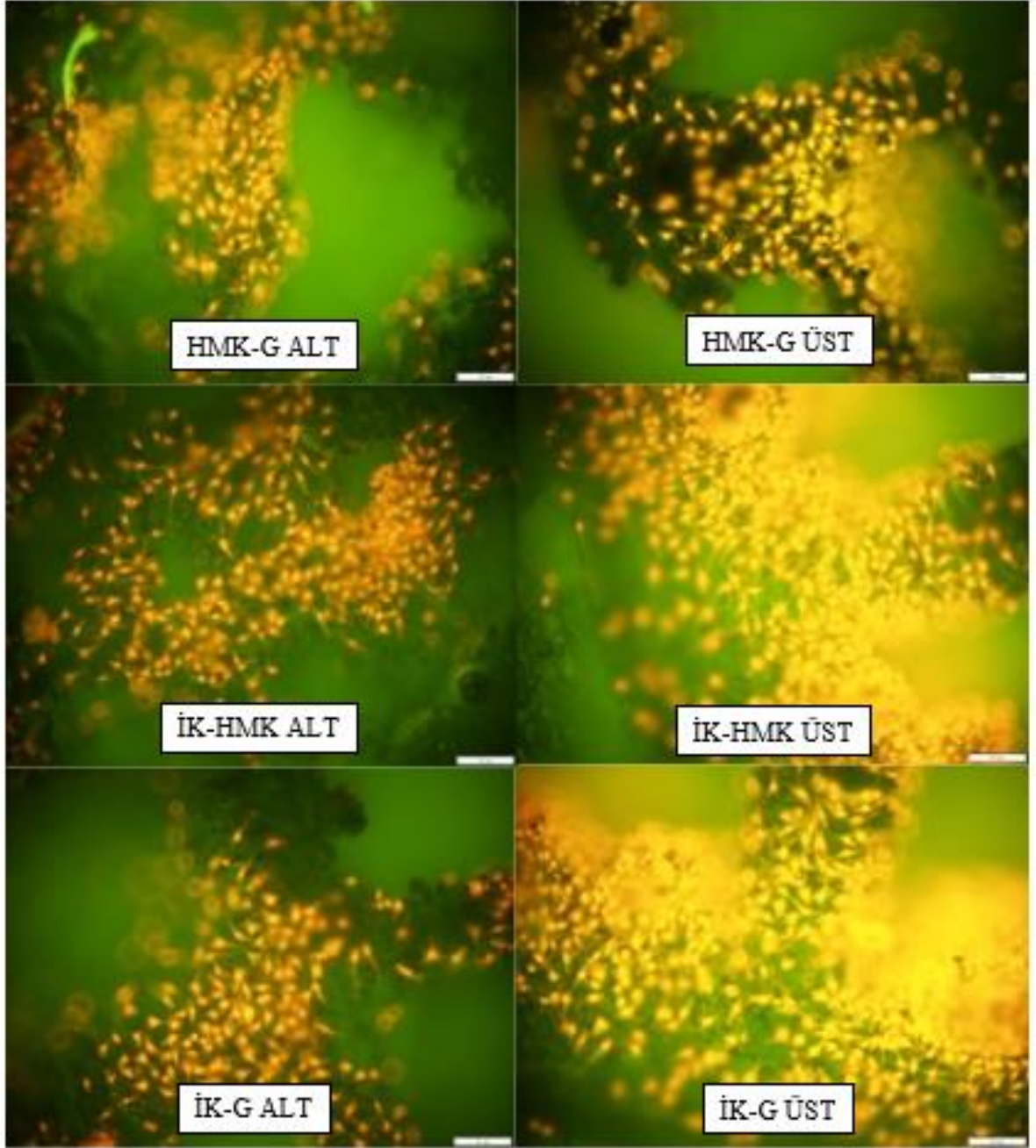
Şekil 5.29 : Kafes yapılarının zeminle temas ettiği alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X görüntüsü.

Küplerin yan yüzeylerinden alınan floresans görüntülerde hücrelerin bırakıldığı yön açıkça Şekil 5.30’da görülmektedir. Hücreler metal küp yüzeylere bırakıldığı yöndeki oluklarda birikip yüzeylere yapışarak tutunmalarına rağmen oluk altlarına doğru bölünerek çoğalma yapamadıkları için yayılamamışlardır.



Şekil 5.30 : Kafes yapılarının yan alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 40X görüntüsü.

Şekil 5.31’de görüldüğü gibi akridin turuncusu, metal küplerdeki üzerinde hücrelerin olmadığı yerlerde yeşil renkli ışık girişimi yaparak hücrelerin kırmızı görülmesine yol açıp apoptoz evresinin gözlemlenmesini engellemiştir.

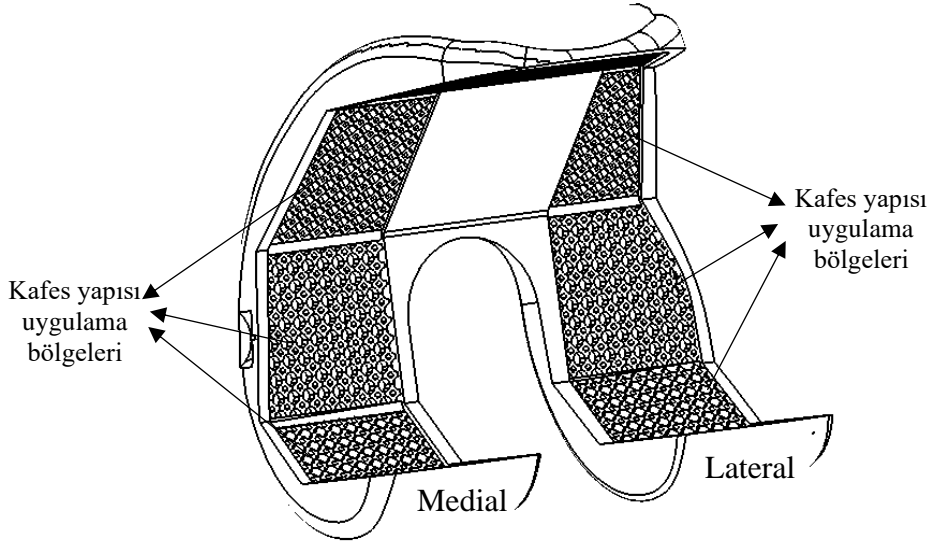


Şekil 5.31 : Kafes yapılarının yan alandaki L-929 hücrelerinin AO/EB 200X görüntüsü.

5.6 FDH Kafes Yapılarının Femoral Bileşene Uygulanabilirliği

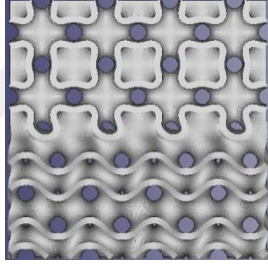
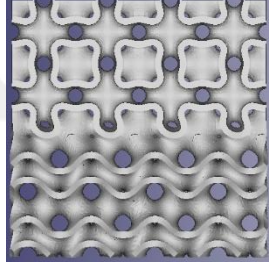
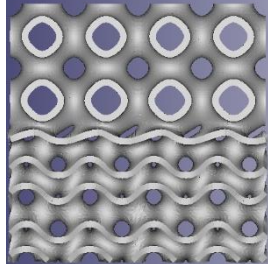
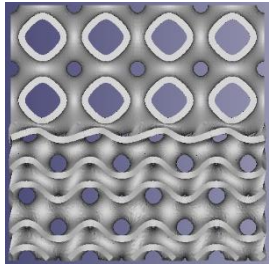
Bölüm 5.1 ve 5.2 ve 5.4’de elde edilen veriler sonucunda FDH kafes yapılarının yük altındaki mekanik performansları ve hücre gelişimi için uygunlukları incelenerek femoral bileşene uygulanabilirlikleri bu bölümde değerlendirilmiştir. Özellikle femorla bileşende eklem hareket serbestliği nedeni ile farklı yönlerde tekrarlı kuvvetlerin etkisi altında kalması ve yeterli hücre gelişimi sağlanamamasından dolayı kullanım ömrünü erken sürelerde tamamlamaktadır. Bu nedenle hem mekanik özellik bakımından kemik dokusuna en yakın hem de hücre gelişim ortamı sağlayan kafes yapılarının kullanımı femoral bileşenin kullanım ömrünün arttırılabilmesi için göz önünde bulundurulması gereken parametreler olmalıdır. Elde edilen sonuçlar incelendiğinde özellikle stres kalkını oluşumunu en aza indirebilmek için en efektif değerler diğer hibrid kafes yapılarına göre HMK-G hibrid kafes yapısında gözlemlenmiştir. Diğer yandan bir diğer değerlendirme kriteri olan hücre gelişim oranları incelendiğinde ise İK-G hibrid kafes yapısında %95.78’lik hücre canlılığı ile cerrahi operasyon sonrası kemik ile femoral bileşen arasındaki uyumun sağlanabileceği anlamına gelmektedir.

Ayrıca bireylerin hareketi esnasında vücut mekanik aksından kaynaklı olarak diz ekleminde medail (iç) bölgeye etki eden yük lateral (dış) bölgeye etki eden yükten daha fazladır. Bu nedenle eklemin iç ve dış bölgesinde kullanılabilir olan FDH kafes yapılarının gözenek boyut değişiminin hem elastik modülü hem de enerji emilim kabiliyetini dağıttığından dolayı farklılık gösterebilecektir. Özellikle femoral bileşenin iç bölgesinde fazla yük etki etmesinden dolayı daha düşük gözenekli yapı kullanılabilir iken; dış bölgesinde ise daha büyük gözenek boyutunda FDH kafes yapıları tercih edilebilecektir. Şekil 5.32’de femoral bileşen üzerine uygulanması önerilen kafes yapılarının şematik gösterimi verilmiştir. Çizelge 5.5’de ise medial ve lateral bölgelerde kullanılması önerilen FDH kafes yapılarının görüntüleri ve gözeneklilik katsayı değişimleri verilmiştir.



Şekil 5.32: FDH kafes yapılarının femoral bileşene uygulanışının şematik gösterimi.

Çizelge 5.5 : Femoral bileşende medial ve lateral bölgelerde FDH kafes yapılarının değişimi.

	Medial	Lateral
Mekanik Performans	 <p>HMK-G (%10-%50)</p>	 <p>HMK-G (%10)</p>
Hücre Canlılığı	 <p>İK-G (%10-%50)</p>	 <p>İK-G (%10)</p>

6. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1 Deney Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Bu çalışmada FDH kafes yapıları kullanılarak diz eklem protezi ile kemik arasındaki stres kalkanını azaltılması ve hücre gelişimine kafes yapılarının etkisi araştırılmıştır. Bu bağlamda tek eksenli basma testleri, SEM ile görüntüleme, Micro-CT ölçümleri ve hücre gelişim deneyleri gerçekleştirilmiştir. Deneyler sonucunda çalışmada elde edilen genel sonuçlar aşağıda verildiği gibi özetlenebilir:

- İK-HMK, İK-G ve HMK-G hibrid kafes yapılarının her biri için %10'dan %50'ye gözenek sabitine fonksiyonel derecelendirilmesi ile elde edilen kafes modelleri için tek eksenli basma testleri gerçekleştirilmiştir. Gözenek katsayısının sabit olduğu İK-HMK, İK-G ve HMK-G hibrid kafes yapılarının yük altındaki mekanik davranışları incelendiğinde elastik bölgede bütün hibrid kafes yapıları benzer elastik modül değerleri göstermiştir. Ayrıca gözenek boyutundaki değişimin elastik modül ve akma dayanımı üzerindeki etkisinin araştırılması için Gibson-Ashby modeline göre hesaplamalar yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda üretim esnasında meydana gelen kusurlar nedeni ile nispi yoğunluğun artmasına karşın elastik modülde düzensiz artış ve azalış görülmüştür. Ancak HMK-G hibrid kafes yapısı ise diğer kafes yapılarından farklı olarak yaklaşık %80 daha fazla gerilim değerinde akma davranışı ortaya koymuştur. İlerleyen deformasyon aşamalarında yoğunlaşma sonu gerilimlerinde ise İK-HMK hibrid kafes yapısı HMK-G kafes yapısına göre %22, İK-G hibrid kafes yapısına göre ise %40 daha fazla gerilim değeri oluşturmuştur.
- Her bir kafes yapısı için elde edilen gerilim-gerinim eğrilerinden kafes yapılarının tokluk ve rezilyans değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlarda İK-G, HMK-G ve İK-HMK hibrid kafes yapıları arasında HMK-G hibrid kafes yapısının en fazla tokluk ve rezilyans değeri sağladığı görülmüştür. Ancak gözenek sabitinin fonksiyonel olarak derecelendirildiği kafes yapılarının üretimi esnasında meydana gelen kusurlardan kaynaklı olarak rezilyans ve tokluk değerleri düzensiz bir artış ve ya azalış göstermiştir.
- SLE yöntemi ile üretim sonucunda kafes yapılarından alınan SEM görüntüleri ile yüzey kusurları incelenmiş ve yapılmış partikül, merdiven etkisi ve eksik füzyon

deliklerinin meydana geldiği görülmüştür. Özellikle üretim sonrası temizlemenin zor olması nedeni ile destek yapı kullanılmadan gerçekleştirilen üretimlerde merdiven etkisi oluşumu, üretim esnasında toz havuzuna eksik enerji girişi nedeni ile eksik füzyon delikleri ve eriyik havuzunun derinlik ve genişlik ölçülerinin lazer etki alanındaki boyutlardan daha fazla olması nedeni ile de yapışmış partikül oluşumu tespit edilmiştir.

- Kafes yapılarının üretiminde boyut hassasiyetinin değerlendirilebilmesi için mekanik dayanım bakımında %10'dan %50'ye gözenek sabitinin fonksiyonel olarak derecelendirildiği hibrid İK-G, İK-HMK ve HMK-G kafes yapılarından Micro-CT görüntüleri alınmıştır. Görüntü işleme metodu ile birleştirilen her bir katman görüntüsü CAD modele çevrilmiş ve esas model ile boyutsal sapmalar üst üste bindirilerek hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlarda İK-HMK hibrid kafes yapısının +0.45/-0.4 mm, İK-G hibrid kafes yapısının +0.35/-0.3 mm ve HMK-G hibrid kafes yapısının ise +0.48/-0.43 mm nominal boyutlardan saptığı tespit edilmiştir. Ayrıca her bir FDH kafes yapısı için oluşturulan üretim simülasyonlarında hesaplandığında İK-HMK hibrid kafes yapısı için %24, HMK-G hibrid kafes yapısı için %41 ve İK-G hibrid kafes yapısı için ise %5 micro-CT ölçüm sonuçlarından saptığı görülmüştür.
- İK, HMK ve G birim hücrelerin SEM görüntülerinden alınan ölçümlerde SLE üretim süreçlerinde meydana gelen merdiven etkisi ve yapışmış partikül oluşumu nedeni ile birim hücrelerin yükseklik ve genişlik ölçümlerinde tabana bakan yüzeylerde pozitif sapmalar, zıt yüzeylerinde negatif sapmalar olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca radyus değerlerine sahip köşelerde de kütle birikimi nedeni ile nominal boyuta göre negatif ve pozitif sapmalar meydana gelmiştir.
- Hücre deneyleri sonucunda elde edilen sayısal verilerde tüm FDH kafes yapılarında %80'in üzerinde hücre canlılığı tespit edilmiştir. Ancak üç farklı FDH kafes yapıları arasında en fazla hücre canlılığını ortalama %92.73 oranla İK-G kafes yapısı sağlamıştır.

6.2 Öneriler

Tez çalışması, diz eklem protezlerinde kullanılan femoral bileşen ile kemik dokusu arasındaki stres kalkanını azaltmaya ve protez ömrü için önemli bir parametre olan hücre gelişimini arttırmaya yönelik uygulama modeli içermektedir. Önerilen protez tasarımı ile protez üretiminde geleneksel üretim yöntemlerinin kullanımı azalacaktır. Özellikle daha yenilikçi bir üretim yöntemi olan Eİ ile seri üretimde daha hassas ve hızlı sürelerde üretimler yapılabilecektir. Çalışma diz eklem protezlerinin kullanım ömürlerinin arttırılabilmesi için önemli bir destek sağlayacaktır. Elde edilen sonuçlar ile birlikte vücut içerisinde kullanılan farklı implantların da gözenekli yapılar ile kullanım ömürlerinin arttırılabilmesi sağlanabilecektir.

Önerilecek olan kafes geometrisi için mekanik performans ve hücre canlılığı olmak üzere iki parametre ayrı ayrı dikkate alınmıştır. Mekanik özellik bakımından kullanılabilirlik için FDH HMK-G kafes yapısının tercih edilmesi diz eklem protezlerinde yük altında daha verimli sonuçların elde edilmesini sağlayacaktır. Hücre canlılığı açısından ise bütün FDH kafes yapıları kabul edilebilir sınır olan %80'nin üzerinde canlılık sağlamıştır. Ancak içlerinde FDH İK-G kafes yapısı en fazla hücre canlılığı sağlamasından dolayı kullanılması daha iyi sonuçlar verecektir. Ayrıca tek düze kafes yapılarına göre enerji emilim özelliği olarak daha iyi sonuçlar vermesinden dolayı FD kafes yapılarının kullanımı önerilmektedir.

Uygulanması planlanan bu model ayrıca aşağıda belirtilen gelecekteki çalışmalara ışık tutabilecektir;

- FDH hibrid kafes yapılarının tasarımında önemli bir parametre olan geçiş gradyan değerinin etkisinin mekanik özelliklere olan etkilerinin incelenmesi,
- Farklı gözenek boyutlarının ve farklı birim hücrelerin hücre gelişimi üzerinde olan etkilerinin incelenmesi,
- Son olarak bu tez çalışmasında kullanılan farklı kafes yapılarının topoloji optimizasyonları yapılarak mekanik özelliklerinin kontrol edilmesi üzerine gerçekleştirilmesi planlanan sonraki çalışmalar içinde önemli bir kaynak niteliği taşıyacaktır.

KAYNAKLAR

- Aboulkhair, N. T., Everitt, N. M., Ashcroft, I. ve Tuck, C.** (2014). Reducing porosity in AlSi10Mg parts processed by selective laser melting. *Additive Manufacturing*, 1, 77–86. doi:10.1016/j.addma.2014.08.001
- Ahmadi, S. M., Yavari, S. A., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, H. ve Zadpoor, A. A.** (2015). Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties. *Materials*, 8(4), 1871–1896. doi:10.3390/ma8041871
- Ait Moussa, A. ve Yadav, R.** (2017). Optimization of a Functionally Graded Material Stem in the Femoral Component of a Cemented Hip Arthroplasty: Influence of Dimensionality of FGM. *Journal of Medical Engineering*, 2017, 1–10. doi:10.1155/2017/3069351
- Al-Ketan, O. ve Abu Al-Rub, R. K.** (2019). Multifunctional Mechanical Metamaterials Based on Triply Periodic Minimal Surface Lattices. *Advanced Engineering Materials*, 21(10). doi:10.1002/adem.201900524
- Al-Ketan, O., Lee, D. W., Rowshan, R. ve Abu Al-Rub, R. K.** (2020). Functionally graded and multi-morphology sheet TPMS lattices: Design, manufacturing, and mechanical properties. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 102(November 2019), 103520. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103520
- Al-Ketan, O., Rowshan, R. ve 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(March 2019), 167–183. doi:10.1016/j.addma.2017.12.006
- Al-Saedi, D. S. J. ve Masood, S. H.** (2018). Mechanical Performance of Functionally Graded Lattice Structures Made with Selective Laser Melting 3D Printing. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 433(1). doi:10.1088/1757-899X/433/1/012078
- Arabnejad, S., Johnston, B., Tanzer, M. ve Pasini, D.** (2017). Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 35(8), 1774–1783. doi:10.1002/jor.23445
- Asiri, S., Fouda, N. ve Hedia, H.** (2016). Functionally Graded Coating Material of Cementless Knee Prosthesis. *British Journal of Applied Science & Technology*, 15(5), 1–12. doi:10.9734/bjast/2016/25618
- Ataollahi Oshkour, A., Talebi, H., Seyed Shirazi, S. F., Bayat, M., Yau, Y. H., Tarlochan, F. ve Abu Osman, N. A.** (2014). Comparison of various functionally graded femoral prostheses by finite element analysis. *Scientific World Journal*, 2014. doi:10.1155/2014/807621
- Bagheri, Z. S., Melancon, D., Liu, L., Johnston, R. B. ve Pasini, D.** (2017). Compensation strategy to reduce geometry and mechanics mismatches in porous biomaterials built with Selective Laser Melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 70, 17–27. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.04.041

- Bahçe, E. ve Emir, E.** (2019). Investigation of wear of ultra high molecular weight polyethylene in a soft tissue behaviour knee joint prosthesis wear test simulator. *Journal of Materials Research and Technology*, 8(5), 4642–4650. doi:10.1016/j.jmrt.2019.08.008
- Bahçe, E., Emir, E. ve Güler, M. S.** (2022). ÜPMY tabanlı kafes yapılarının SLE yöntemi ile üretiminde boyut hassasiyetinin incelenmesi Investigation of dimensional accuracy in the production of TPMS-based lattice structures by SLM method, *11(2)*, 372–378. doi:10.28948/ngmuh.1027480
- Bai, L., Gong, C., Chen, X., Sun, Y., Xin, L., Pu, H., ... Luo, J.** (2020). Mechanical properties and energy absorption capabilities of functionally graded lattice structures: Experiments and simulations. *International Journal of Mechanical Sciences*, 182(April), 105735. doi:10.1016/j.ijmecsci.2020.105735
- Banerjee, A., Dhar, S., Acharyya, S., Datta, D. ve Nayak, N.** (2015). Determination of Johnson cook material and failure model constants and numerical modelling of Charpy impact test of armour steel. *Materials Science and Engineering A*, 640, 200–209. doi:10.1016/j.msea.2015.05.073
- Bertlein, S., Hikimoto, D., Hochleitner, G., Hümmer, J., Jungst, T., Matsusaki, M., ... Groll, J.** (2018). Development of Endothelial Cell Networks in 3D Tissues by Combination of Melt Electrospinning Writing with Cell-Accumulation Technology. *Small*, 14(2), 1–7. doi:10.1002/sml.201701521
- Bezuidenhout, M. B., Dimitrov, D. M., van Staden, A. D., Oosthuizen, G. A. ve Dicks, L. M. T.** (2015). Titanium-Based Hip Stems with Drug Delivery Functionality through Additive Manufacturing. *BioMed Research International*, 2015(April 2016), 1–11. doi:10.1155/2015/134093
- Bharti, I., Gupta, N. ve Gupta, K. M.** (2013). Novel Applications of Functionally Graded Nano, Optoelectronic and Thermoelectric Materials. *International Journal of Materials, Mechanics and Manufacturing*, 1(January), 221–224. doi:10.7763/ijmmm.2013.v1.47
- Çelik, K. ve Özkan, A.** (2017). Eklemeli İmalat Yöntemleri İle Üretim ve Onarım Uygulamaları. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5, 538-547 Düzce.
- Chashmi, M. J., Fathi, A., Shirzad, M., Jafari-Talookolaei, R. A., Bodaghi, M. ve Rabiee, S. M.** (2020). Design and analysis of porous functionally graded femoral prostheses with improved stress shielding. *Designs*, 4(2), 1–15. doi:10.3390/designs4020012
- Chen, G., Yang, L. ve Lv, Y.** (2016). Cell-free scaffolds with different stiffness but same microstructure promote bone regeneration in rabbit large bone defect model. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 104(4), 833–841. doi:10.1002/jbm.a.35622
- Chen, L., Deng, C., Li, J., Yao, Q., Chang, J., Wang, L. ve Wu, C.** (2019). 3D printing of a lithium-calcium-silicate crystal bioscaffold with dual bioactivities for osteochondral interface reconstruction. *Biomaterials* (C. 196). Elsevier Ltd. doi:10.1016/j.biomaterials.2018.04.005

- Choy, S. Y., Sun, C. N., Leong, K. F. ve Wei, J.** (2017). Compressive properties of functionally graded lattice structures manufactured by selective laser melting. *Materials and Design*, 131, 112–120. doi:10.1016/j.matdes.2017.06.006
- Cosma, C., Balc, N., Moldovan, M., Morovic, L., Gogola, P. ve Miron-Borzan, C.** (2017). Post-processing of customized implants made by laser beam melting from pure Titanium. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials*, 19(11–12), 738–747.
- Dar, U. A., Mian, H. H., Abid, M., Topa, A., Sheikh, M. Z. ve Bilal, M.** (2020). Experimental and numerical investigation of compressive behavior of lattice structures manufactured through projection micro stereolithography. *Materials Today Communications*, 25(August), 101563. doi:10.1016/j.mtcomm.2020.101563
- Dehghanghadikolaei, A., Namdari, N. ve Mohammadian, B.** (2018). Additive Manufacturing Methods : A Brief Overview. *Journal of Scientific and Engineering Research*, 5(8), 123–131.
- Dhiman, R., Randive, M. ve Goyal, A.** (2015). Analysis of Artificial Support Structure for knee Joint. *2nd National Conference on Advancements in Simulation & Experimental Techniques in Mechanical Engineering (NCASEme-2015)* içinde (ss. 71–77).
- Ding, R., Yao, J., Du, B., Zhao, L. ve Guo, Y.** (2020). Mechanical Properties and Energy Absorption Capability of ARCH Lattice Structures Manufactured by Selective Laser Melting. *Advanced Engineering Materials*, 22(5), 1–9. doi:10.1002/adem.201901534
- Enab, T. A.** (2014). Performance improvement of total knee replacement joint through bidirectional functionally graded material. *International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering*, 14(2), 104–113.
- Entezari, A., Fang, J., Sue, A., Zhang, Z., Swain, M. V. ve Li, Q.** (2016). Yielding behaviors of polymeric scaffolds with implications to tissue engineering. *Materials Letters*, 184, 108–111. doi:10.1016/j.matlet.2016.07.149
- España, F. A., Balla, V. K., Bose, S. ve Bandyopadhyay, A.** (2010). Design and fabrication of CoCrMo alloy based novel structures for load bearing implants using laser engineered net shaping. *Materials Science and Engineering C*, 30(1), 50–57. doi:10.1016/j.msec.2009.08.006
- Gardinier, J. D., Gangadharan, V., Wang, L. ve Duncan, R. L.** (2014). Hydraulic pressure during fluid flow regulates purinergic signaling and cytoskeleton organization of osteoblasts. *Cellular and Molecular Bioengineering*, 7(2), 266–277. doi:10.1007/s12195-014-0329-8
- Giannitelli, S. M., Mozetic, P., Trombetta, M. ve Rainer, A.** (2015). Combined additive manufacturing approaches in tissue engineering. *Acta Biomaterialia*, 24, 1–11. doi:10.1016/j.actbio.2015.06.032
- Gong, H., Rafi, K., Gu, H., Starr, T. ve 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. doi:10.1016/j.addma.2014.08.002
- Gu, D., Hagedorn, Y. C., Meiners, W., Meng, G., Batista, R. J. S., Wissenbach, K. ve**

- Poprawe, R.** (2012). Densification behavior, microstructure evolution, and wear performance of selective laser melting processed commercially pure titanium. *Acta Materialia*, 60(9), 3849–3860. doi:10.1016/j.actamat.2012.04.006
- Guo, H., Takezawa, A., Honda, M., Kawamura, C. ve Kitamura, M.** (2020). Finite element simulation of the compressive response of additively manufactured lattice structures with large diameters. *Computational Materials Science*, 175(February), 109610. doi:10.1016/j.commatsci.2020.109610
- Guo, X., Ding, J., Li, X., Qu, S., Song, X., Fuh, J. Y. H., ... Zhai, W.** (2022). Enhancement in the mechanical behaviour of a Schwarz Primitive periodic minimal surface lattice structure design. *International Journal of Mechanical Sciences*, 216(July 2021), 106977. doi:10.1016/j.ijmecsci.2021.106977
- Haasper, C., Jagodzinski, M., Drescher, M., Meller, R., Wehmeier, M., Krettek, C. ve Hesse, E.** (2008). Cyclic strain induces FosB and initiates osteogenic differentiation of mesenchymal cells. *Experimental and Toxicologic Pathology*, 59(6), 355–363. doi:10.1016/j.etp.2007.11.013
- Han, Y., Lian, M., Wu, Q., Qiao, Z., Sun, B. ve Dai, K.** (2021). Effect of Pore Size on Cell Behavior Using Melt Electrowritten Scaffolds. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9(July), 1–13. doi:10.3389/fbioe.2021.629270
- Harrysson, O. L. A., Cansizoglu, O., Marcellin-Little, D. J., Cormier, D. R. ve West, H. A.** (2008). Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology. *Materials Science and Engineering C*, 28(3), 366–373. doi:10.1016/j.msec.2007.04.022
- Hedia, H. S., Aldousari, S. M., Abdellatif, A. K. ve Fouda, N.** (2014). A new design of cemented stem using functionally graded materials (FGM). *Bio-Medical Materials and Engineering*, 24(3), 1575–1588. doi:10.3233/BME-140962
- Hedia, Hassan S, Aldousari, S. M., Timraz, H. A. ve Fouda, N.** (2019). Three-Dimensional Finite Element Analysis of a Porous Functionally Graded Femoral Stem. *Reserach and Development in Material Science*, 9(5), 1054–1066. doi:10.31031/RDMS.2019.09.000721
- Huang, P. ve López, H. F.** (1999). Athermal ε -martensite in a Co-Cr-Mo alloy: Grain size effects. *Materials Letters*, 39(4), 249–253. doi:10.1016/S0167-577X(99)00022-1
- Huesa, C., Helfrich, M. H. ve Aspden, R. M.** (2010). Parallel-plate fluid flow systems for bone cell stimulation. *Journal of Biomechanics*, 43(6), 1182–1189. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.11.029
- Jiao, L., Chua, Z. Y., Moon, S. K., Song, J., Bi, G. ve Zheng, H.** (2018). Femtosecond laser produced hydrophobic hierarchical structures on additive manufacturing parts. *Nanomaterials*, 8(8). doi:10.3390/nano8080601
- Jiménez, M., Romero, L., Domínguez, I. A., Espinosa, M. D. M. ve Domínguez, M.** (2019). Additive Manufacturing Technologies: An Overview about 3D Printing Methods and Future Prospects. *Complexity*, 2019. doi:10.1155/2019/9656938

- Jin, N., Wang, F., Wang, Y., Zhang, B., Cheng, H. ve Zhang, H.** (2019). Failure and energy absorption characteristics of four lattice structures under dynamic loading. *Materials and Design*, 169, 107655. doi:10.1016/j.matdes.2019.107655
- Karimipour-Fard, P., Behraves, A. H., Jones-Taggart, H., Pop-Iliev, R. ve Rizvi, G.** (2020). Effects of design, porosity and biodegradation on mechanical and morphological properties of additive-manufactured triply periodic minimal surface scaffolds. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 112(July), 104064. doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104064
- Karkalos, N. E. ve Markopoulos, A. P.** (2018). Determination of Johnson-Cook material model parameters by an optimization approach using the fireworks algorithm. *Procedia Manufacturing*, 22, 107–113. doi:10.1016/j.promfg.2018.03.017
- Kim, G. B., Lee, S., Kim, H., Yang, D. H., Kim, Y. H., Kyung, Y. S., ... Kim, N.** (2016). Three-dimensional printing: Basic principles and applications in medicine and radiology. *Korean Journal of Radiology*, 17(2), 182–197. doi:10.3348/kjr.2016.17.2.182
- Kladovasilakis, N., Tsongas, K. ve Tzetzis, D.** (2020). Finite element analysis of orthopedic hip implant with functionally graded bioinspired lattice structures. *Biomimetics*, 5(44). doi:10.3390/BIOMIMETICS5030044
- Köhnen, P., Haase, C., Bültmann, J., Ziegler, S., Schleifenbaum, J. H. ve Bleck, W.** (2018). Mechanical properties and deformation behavior of additively manufactured lattice structures of stainless steel. *Materials and Design*, 145, 205–217. doi:10.1016/j.matdes.2018.02.062
- Kosik-Koziol, A., Costantini, M., Bolek, T., Szöke, K., Barbetta, A., Brinchmann, J. ve Świąszkowski, W.** (2017). PLA short sub-micron fiber reinforcement of 3D bioprinted alginate constructs for cartilage regeneration. *Biofabrication*, 9(4), 0–32. doi:10.1088/1758-5090/aa90d7
- Kozak, J. ve Zakrzewski, T.** (2018). Accuracy problems of additive manufacturing using SLS/SLM processes. *AIP Conference Proceedings* içinde (C. 2017). doi:10.1063/1.5056273
- Kruth, J. P., Levy, G., Klocke, F. ve Childs, T. H. C.** (2007). Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 56(2), 730–759. doi:10.1016/j.cirp.2007.10.004
- Labeas, G. N. ve Sunaric, M. M.** (2010). Investigation on the static response and failure process of metallic open lattice cellular structures. *Strain*, 46(2), 195–204. doi:10.1111/j.1475-1305.2008.00498.x
- Leary, M., Mazur, M., Elambasseril, J., McMillan, M., Chirent, T., Sun, Y., ... Brandt, M.** (2016). Selective laser melting (SLM) of AlSi12Mg lattice structures. *Materials & Design*, 98, 344–357. doi:10.1016/j.matdes.2016.02.127
- Li, C., Lei, H., Liu, Y., Zhang, X., Xiong, J., Zhou, H. ve Fang, D.** (2018). Crushing behavior of multi-layer metal lattice panel fabricated by selective laser melting. *International Journal of Mechanical Sciences*, 145, 389–399.

doi:10.1016/j.ijmecsci.2018.07.029

- Li, D., Yin, Z., Liu, Y., Feng, S., Liu, Y., Lu, F., ... Cao, Y.** (2019). Regeneration of trachea graft with cartilage support, vascularization, and epithelization. *Acta Biomaterialia*, 89, 206–216. doi:10.1016/j.actbio.2019.03.003
- Li, P., Wang, Z., Petrinic, N. ve Siviour, C. R.** (2014). Deformation behaviour of stainless steel microlattice structures by selective laser melting. *Materials Science and Engineering A*, 614, 116–121. doi:10.1016/j.msea.2014.07.015
- Li, Peifeng.** (2015). Constitutive and failure behaviour in selective laser melted stainless steel for microlattice structures. *Materials Science and Engineering A*, 622, 114–120. doi:10.1016/j.msea.2014.11.028
- Li, Y., Feng, Z., Huang, L., Essa, K., Bilotti, E., Zhang, H., ... Hao, L.** (2019). Additive manufacturing high performance graphene-based composites: A review. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 124(October 2018). doi:10.1016/j.compositesa.2019.105483
- Liberski, A. R., Delaney, J. T., Schäfer, H., Perelaer, J. ve Schubert, U. S.** (2011). Organ Weaving: Woven Threads and Sheets As a Step Towards a New Strategy for Artificial Organ Development. *Macromolecular Bioscience*, 11(11), 1491–1498. doi:10.1002/mabi.201100086
- Maconachie, T., Leary, M., Lozanovski, B., Zhang, X., Qian, M., Faruque, O. ve Brandt, M.** (2019). SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges. *Materials and Design*, 183, 108137. doi:10.1016/j.matdes.2019.108137
- Mahamood, R. M. ve Akinlabi, E. T.** (2017). Types of Functionally Graded Materials and Their Areas of Application. *Topics in Mining, Metallurgy and Materials Engineering*, 9–21. doi:10.1007/978-3-319-53756-6_2
- Mahmoud, D. ve Elbestawi, M.** (2017). Lattice Structures and Functionally Graded Materials Applications in Additive Manufacturing of Orthopedic Implants: A Review. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, 1(2), 13. doi:10.3390/jmmp1020013
- Marti, A.** (2000). Cobalt-base alloys used in surgery. *Injury*, 31(SUPPL. 4), 0–3. doi:10.1016/S0020-1383(00)80018-2
- Maskery, I., Hussey, A., Panesar, A., Aremu, A., Tuck, C., Ashcroft, I. ve Hague, R.** (2017). An investigation into reinforced and functionally graded lattice structures. *Journal of Cellular Plastics*, 53(2), 151–165. doi:10.1177/0021955X16639035
- Matsiko, A., Gleeson, J. P. ve O'Brien, F. J.** (2015). Scaffold mean pore size influences mesenchymal stem cell chondrogenic differentiation and matrix deposition. *Tissue Engineering - Part A*, 21(3–4), 486–497. doi:10.1089/ten.tea.2013.0545
- McGregor, D. J., Tawfick, S. ve King, W. P.** (2019). Mechanical properties of hexagonal lattice structures fabricated using continuous liquid interface production additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, 25, 10–18. doi:10.1016/j.addma.2018.11.002

- Mergulhão, M. V., Podestá, C. E. ve das Neves, M. D. M.** (2017). Mechanical properties and microstructural characterization of cobalt-chromium (CoCr) obtained by casting and selective laser melting (SLM). *Materials Science Forum*, 899 MSF(July), 534–539. doi:10.4028/www.scientific.net/MSF.899.534
- Merkt, S., Hinke, C., Bültmann, J., Brandt, M. ve Xie, Y. M.** (2015). Mechanical response of TiAl6V4 lattice structures manufactured by selective laser melting in quasistatic and dynamic compression tests. *Journal of Laser Applications*, 27(S1), S17006. doi:10.2351/1.4898835
- Mota, A. F. ve Loja, M. A. R.** (2019). Mechanical Behavior of Porous Functionally Graded Nanocomposite Materials. *Journal of Carbon research*, 5(2), 34. doi:10.3390/c5020034
- Murr, L. E., Amato, K. N., Li, S. J., Tian, Y. X., Cheng, X. Y., Gaytan, S. M., ... Wicker, R. B.** (2011). Microstructure and mechanical properties of open-cellular biomaterials prototypes for total knee replacement implants fabricated by electron beam melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(7), 1396–1411. doi:10.1016/j.jmbbm.2011.05.010
- Murr, Lawrence E., Gaytan, S. M., Martinez, E., Medina, F. ve Wicker, R. B.** (2012). Next Generation Orthopaedic Implants by Additive Manufacturing Using Electron Beam Melting. *International Journal of Biomaterials*, 2012, 1–14. doi:10.1155/2012/245727
- Murr, Lawrence E., Gaytan, S. M., Ramirez, D. A., Martinez, E., Hernandez, J., Amato, K. N., ... Wicker, R. B.** (2012). Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies. *Journal of Materials Science and Technology*, 28(1), 1–14. doi:10.1016/S1005-0302(12)60016-4
- Nguyen, C. H. P., Kim, Y. ve Choi, Y.** (2021). Design for Additive Manufacturing of Functionally Graded Lattice Structures: A Design Method with Process Induced Anisotropy Consideration. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing - Green Technology*, 8(1), 29–45. doi:10.1007/s40684-019-00173-7
- Oh, S. H., Kim, T. H., Im, G. II ve Lee, J. H.** (2010). Investigation of pore size effect on chondrogenic differentiation of adipose stem cells using a pore size gradient scaffold. *Biomacromolecules*, 11(8), 1948–1955. doi:10.1021/bm100199m
- Özsolak, O.** (2019). Additive Manufacturing of Metals and Methods. *International Journal of Innovative Engineering Applications*, 1, 9–14.
- Özsoy, K. ve Duman, B.** (2017). Eklemeli İmalat (3 Boyutlu Baskı) Teknolojilerinin Eğitimde Kullanılabilirliği. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, 1(1), 36–48. <http://dergipark.org.tr/en/pub/ij3dptdi/issue/33982/376178> adresinden erişildi.
- Platek, P., Sienkiewicz, J., Janiszewski, J. ve Jiang, F.** (2020). Investigations on mechanical properties of lattice structures with different values of relative density made from 316L by selective laser melting (SLM). *Materials*, 13(9). doi:10.3390/ma13092204

- Plocher, J. ve Panesar, A. (2020). Effect of density and unit cell size grading on the stiffness and energy absorption of short fibre-reinforced functionally graded lattice structures. *Additive Manufacturing*, 33(March). doi:10.1016/j.addma.2020.101171
- Ponce, M. C., Zorzi, A. R., de Miranda, J. B. ve Amstalden, E. M. I.** (2018). Proposal for a new histological scoring system for cartilage repair. *Clinics*, 73(2), 1–7. doi:10.6061/CLINICS/2018/E562
- Raju, B. S., Chandrashekar, U., Drakshayani, D. N. ve Chockalingam, K.** (2010). Determining the Influence of Layer Thickness for Rapid Prototyping With Stereolithography (SLA) Process. *International Journal of Engineering Science and Technology*, 2(7), 3199–3205.
- Ramola, M., Yadav, V. ve Jain, R.** (2019). On the adoption of additive manufacturing in healthcare: a literature review. *Journal of Manufacturing Technology Management*, 30(1), 48–69. doi:10.1108/JMTM-03-2018-0094
- Razavykia, A., Brusa, E., Delprete, C. ve Yavari, R.** (2020). An overview of additive manufacturing technologies-A review to technical synthesis in numerical study of selective laser melting. *Materials*, 13(17). doi:10.3390/ma13173895
- Rider, P., Kačarević, Ž. P., Alkildani, S., Retnasingh, S., Schnettler, R. ve Barbeck, M.** (2018). Additive manufacturing for guided bone regeneration: A perspective for alveolar ridge augmentation. *International Journal of Molecular Sciences*, 19(11). doi:10.3390/ijms19113308
- Salem, A. K., Stevens, R., Pearson, R. G., Davies, M. C., Tendler, S. J. B., Roberts, C. J., ... Shakesheff, K. M.** (2002). Interactions of 3T3 fibroblasts and endothelial cells with defined pore features. *Journal of Biomedical Materials Research*, 61(2), 212–217. doi:10.1002/jbm.10195
- Shi, X., Liao, W., Li, P., Zhang, C., Liu, T., Wang, C. ve Wu, J.** (2020). Comparison of Compression Performance and Energy Absorption of Lattice Structures Fabricated by Selective Laser Melting. *Advanced Engineering Materials*, 22(11). doi:10.1002/adem.202000453
- Sing, S. L., Wiria, F. E. ve Yeong, W. Y.** (2018). Selective laser melting of lattice structures: A statistical approach to manufacturability and mechanical behavior. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 49(January 2017), 170–180. doi:10.1016/j.rcim.2017.06.006
- Smith, M., Guan, Z. ve Cantwell, W. J.** (2013). Finite element modelling of the compressive response of lattice structures manufactured using the selective laser melting technique. *International Journal of Mechanical Sciences*, 67, 28–41. doi:10.1016/j.ijmecsci.2012.12.004
- Song, K. H., Highley, C. B., Rouff, A. ve Burdick, J. A.** (2018). Complex 3D-Printed Microchannels within Cell-Degradable Hydrogels. *Advanced Functional Materials*, 28(31), 1–10. doi:10.1002/adfm.201801331
- Subaşı, M. ve Karataş, Ç.** (2012). Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme. *Politeknik Dergisi*, 15(2), 87–103.

- Sufiiarov, V. S., Orlov, A. V., Borisov, E. V., Sokolova, V. V., Chukovenkova, M. O., Soklakov, A. V., ... Popovich, A. A.** (2021). Design and mechanical properties simulation of graded lattice structures for additive manufacturing endoprostheses. *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, 28(16), 1656–1662. doi:10.1080/15376494.2019.1700432
- Sun, Z. P., Guo, Y. B. ve Shim, V. P. W.** (2021). Characterisation and modeling of additively-manufactured polymeric hybrid lattice structures for energy absorption. *International Journal of Mechanical Sciences*, 191(August 2020), 106101. doi:10.1016/j.ijmecsci.2020.106101
- Sürmen, H. K.** (2019). Eklemeli İmalat (3B Baskı): Teknolojiler Ve Uygulamalar. *Uludağ University Journal of The Faculty of Engineering*, 24(2), 373–392. doi:10.17482/uumfd.519147
- Tamburrino, F., Graziosi, S. ve Bordegoni, M.** (2018). The design process of additively manufactured mesoscale lattice structures: A review. *Journal of Computing and Information Science in Engineering*, 18(4), 1–16. doi:10.1115/1.4040131
- Telfer, S., Pallari, J., Munguia, J., Dalgarno, K., McGeough, M. ve Woodburn, J.** (2012). Embracing additive manufacture: Implications for foot and ankle orthosis design. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(84). doi:10.1186/1471-2474-13-84
- Tkac, J., Samborski, S., Monkova, K. ve Debski, H.** (2020). Analysis of mechanical properties of a lattice structure produced with the additive technology. *Composite Structures*, 242, 112138. doi:10.1016/j.compstruct.2020.112138
- Tofail, S. A. M., Koumoulos, E. P., Bandyopadhyay, A., Bose, S., O'Donoghue, L. ve Charitidis, C.** (2018). Additive manufacturing: scientific and technological challenges, market uptake and opportunities. *Materials Today*, 21(1), 22–37. doi:10.1016/j.mattod.2017.07.001
- Traina, F., De Fine, M. ve Affatato, S.** (2013). *Anatomy of the knee and suitable prostheses. Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints*. Woodhead Publishing Limited. doi:10.1533/9780857096128.1.115
- Ullah, I., Brandt, M. ve Feih, S.** (2016). Failure and energy absorption characteristics of advanced 3D truss core structures. *Materials and Design*, 92, 937–948. doi:10.1016/j.matdes.2015.12.058
- Utomo, M. S., Whulanza, Y., Lestari, F. P., Erryani, A., Kartika, I. ve Alief, N. A.** (2019). Determination of compressive strength of 3D polymeric lattice structure as template in powder metallurgy. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 541(1). doi:10.1088/1757-899X/541/1/012042
- Vignesh, M., Ranjith Kumar, G., Sathishkumar, M., Manikandan, M., Rajyalakshmi, G., Ramanujam, R. ve Arivazhagan, N.** (2021). Development of Biomedical Implants through Additive Manufacturing: A Review. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 30(7), 4735–4744. doi:10.1007/s11665-021-05578-7
- Visser, J., Melchels, F. P. W., Jeon, J. E., Van Bussel, E. M., Kimpton, L. S., Byrne, H. M., ... Malda, J.** (2015). Reinforcement of hydrogels using three-dimensionally

- printed microfibrils. *Nature Communications*, 6, 1–10. doi:10.1038/ncomms7933
- Wanasekara, N. D., Ghosh, S., Chen, M., Chalivendra, V. B. ve Bhowmick, S.** (2015). Effect of stiffness of micron/sub-micron electrospun fibers in cell seeding. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 103(7), 2289–2299. doi:10.1002/jbm.a.35362
- Wang, D., Wu, S., Fu, F., Mai, S., Yang, Y., Liu, Y. ve Song, C.** (2017). Mechanisms and characteristics of spatter generation in SLM processing and its effect on the properties. *Materials and Design*, 117, 121–130. doi:10.1016/j.matdes.2016.12.060
- Wang, S., Liu, L., Li, K., Zhu, L., Chen, J. ve Hao, Y.** (2019). Pore functionally graded Ti6Al4V scaffolds for bone tissue engineering application. *Materials and Design*, 168, 107643. doi:10.1016/j.matdes.2019.107643
- Wenjin, T. ve Ming, L. C.** (2016). Design of lattice structure for additive manufacturing (ss. 1–3).
- Xiao, L., Song, W., Wang, C., Liu, H., Tang, H. ve Wang, J.** (2015). Mechanical behavior of open-cell rhombic dodecahedron Ti-6Al-4V lattice structure. *Materials Science and Engineering A*, 640, 375–384. doi:10.1016/j.msea.2015.06.018
- Xie, C., Gao, Q., Wang, P., Shao, L., Yuan, H., Fu, J., ... He, Y.** (2019). Structure-induced cell growth by 3D printing of heterogeneous scaffolds with ultrafine fibers. *Materials and Design*, 181, 1–11. doi:10.1016/j.matdes.2019.108092
- Yalçın, B. ve Ergene, B.** (2019). Endüstride Yeni Egilim Olan 3-B Ekllemeli İmalat Yöntemi Ve Metalurjisi. *SDU International Journal of Technological Science*, 9(3), 65–88.
- Yang, N., Quan, Z., Zhang, D. ve Tian, Y.** (2014). Multi-morphology transition hybridization CAD design of minimal surface porous structures for use in tissue engineering. *CAD Computer Aided Design*, 56, 11–21. doi:10.1016/j.cad.2014.06.006
- Yoo, D. J. ve Kim, K. H.** (2015). An advanced multi-morphology porous scaffold design method using volumetric distance field and beta growth function. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 16(9), 2021–2032. doi:10.1007/s12541-015-0263-2
- Yu, S., Sun, J. ve Bai, J.** (2019). Investigation of functionally graded TPMS structures fabricated by additive manufacturing. *Materials & Design*, 182, 108021. doi:10.1016/j.matdes.2019.108021
- Zargarian, A., Esfahanian, M., Kadkhodapour, J. ve Ziaei-Rad, S.** (2016). Numerical simulation of the fatigue behavior of additive manufactured titanium porous lattice structures. *Materials Science and Engineering C*, 60, 339–347. doi:10.1016/j.msec.2015.11.054
- Zhai, W., Zhou, W., Nai, S. M. L. ve Wei, J.** (2020). Characterization of nanoparticle mixed 316 L powder for additive manufacturing. *Journal of Materials Science and Technology*, 47, 162–168. doi:10.1016/j.jmst.2020.02.019
- Zhang, L. C. ve Attar, H.** (2016). Selective Laser Melting of Titanium Alloys and Titanium Matrix Composites for Biomedical Applications: A Review. *Advanced Engineering*

Materials, 18(4), 463–475. doi:10.1002/adem.201500419

Zhang, M., Yang, Z., Lu, Z., Liao, B. ve He, X. (2018). Effective elastic properties and initial yield surfaces of two 3D lattice structures. *International Journal of Mechanical Sciences*, 138–139, 146–158. doi:10.1016/j.ijmecsci.2018.02.008

Zhao, M., Liu, F., Fu, G., Zhang, D. Z., Zhang, T. ve Zhou, H. (2018). Improved mechanical properties and energy absorption of BCC lattice structures with triply periodic minimal surfaces fabricated by SLM. *Materials*, 11(12). doi:10.3390/ma11122411

Zhao, M., Zhang, D. Z., Liu, F., Li, Z., Ma, Z. ve Ren, Z. (2020). Mechanical and energy absorption characteristics of additively manufactured functionally graded sheet lattice structures with minimal surfaces. *International Journal of Mechanical Sciences*, 167(September 2019), 105262. doi:10.1016/j.ijmecsci.2019.105262

Zhou, H., Zhao, M., Ma, Z., Zhang, D. Z. ve Fu, G. (2020). Sheet and network based functionally graded lattice structures manufactured by selective laser melting: Design, mechanical properties, and simulation. *International Journal of Mechanical Sciences*, 175(January). doi:10.1016/j.ijmecsci.2020.105480

Zhu, L. Y., Li, L., Shi, J. P., Li, Z. A. ve Yang, J. Q. (2018). Mechanical characterization of 3D printed multi-morphology porous Ti6AL4V scaffolds based on triply periodic minimal surface architectures. *American Journal of Translational Research*, 10(11), 3443–3454.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad: Ender EMİR

Öğrenim Bilgisi

DOKTORA: İnönü Üniversitesi/Fen Bilimleri Enstitüsü/Makine Mühendisliği (DR) (2018-...)

YÜKSEK LİSANS: İnönü Üniversitesi/Fen Bilimleri Enstitüsü/Konstrüksiyon ve İmalat (YL) (TEZLİ) (2016-2018)

LİSANS: İnönü Üniversitesi/Mühendislik Fakültesi/Makine Mühendisliği(İÖ) (2011-2016)

Mesleki Deneyim:

Öğretim Görevlisi

Kahramanmaraş İstiklal Üniversitesi / Elbistan Meslek Yüksekokulu / Motorlu Araçlar ve Ulaştırma Teknolojileri Bölümü / Otomotiv Teknolojisi Programı (2019-...)

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

1. EMİR ENDER, BAHÇE ERKAN, UYSAL ALPER (2021). Effect of Octet-Truss Lattice Transition Geometries on Mechanical Properties. Journal of Materials Engineering and Performance, Doi: 10.1007/s11665-021-06096-2 (Yayın No: 7149563)
2. BAHÇE ERKAN, EMİR ENDER (2021). Wear and validation of posterior stabilized knee prosthesis with the knee simulator. MATERIALS TECHNOLOGY, 36(6), 356-363., Doi: <https://doi.org/10.1080/10667857.2020.1759934> (Yayın No: 6303034)
3. BAHÇE ERKAN, GÜLER MEHMET SAMİ, EMİR ENDER (2020). Investigation of Surface Quality of CoCrMo Alloy Used in the Tibial Component of the Knee Prosthesis According to the Methods of Turning and Turning-Grinding. Materials Science-Medziagotyra, 26(1), 41-48. (Yayın No: 5356711)
4. BAHÇE ERKAN, EMİR ENDER (2019). Investigation of Wear of Ultra High Molecular Weight Polyethylene in a Soft Tissue Behaviour Knee Joint Prosthesis Wear Test Simulator. Journal of Materials Research and Technology-JMRT, 8(5), 4642-4650., Doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.08.008> (Yayın No: 5165184)

Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

1. BAHÇE ERKAN, EMİR ENDER, GÜLER MEHMET SAMİ (2022). ÜPMY tabanlı kafes yapılarının SLE yöntemi ile üretiminde boyut hassasiyetinin incelenmesi. Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 11(2), 372-378.,