

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FEMUR KIRIĞI İÇİN EKLEMELİ OLARAK ÜRETİLEN GÖZENEKLİ PLAĞIN
TASARIM OPTİMİZASYONU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ömer Faruk UZUNYOL

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erkan BAHÇE

Mayıs 2025

T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FEMUR KIRIĞI İÇİN EKLEMELİ OLARAK ÜRETİLEN GÖZENEKLİ PLAĞIN
TASARIM OPTİMİZASYONU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ömer Faruk UZUNYOL

(36223618009)

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Erkan BAHÇE

Mayıs 2025



"Bir insanın engelli olmasının hiçbir önemi yoktur; önemli olan, hayatta neyi başarmak için inançla ilerlediğidir."

Stephen Hawking

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasının her safhasında yardım, öneri, bilgi, tecrübe ve desteklerini esirgemedi bana rehberlik eden ve bana göstermiş olduğu sonsuz güven ve teşvik için danışman hocam Sayın Doç. Dr. Erkan BAHÇE ‘ye,

Gerek bu çalışmada gerekse hayatın her alanında beni en güzel şekilde destekleyerek bu günlere ulaşmamda çok büyük emekleri olan, evlatlık borcumun yanında vefa ve minnet borcumun da olduğu canım aileme,

Bu çalışmanın tasarım ve analiz aşamasında desteklerini benden esirgemeyen Dr. Öğretim Üyesi Burak ÖZDEMİR hocama, Makine Yüksek Mühendisi Özgün Ceren AKBAY ve Makine Yüksek Mühendisi Mehmet Akif OYMAK’a,

teşekkür ederim.

ONUR SÖZÜ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “FEMUR PLAĞI İÇİN EKLEMELİ OLARAK ÜRETİLEN GÖZENEKLİ YAPILARIN TASARIM OPTİMİZASYONU” başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığına ve yararlandığım bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yöntemine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Ömer Faruk UZUNYOL



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ.....	i
ONUR SÖZÜ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	viii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xii
ÖZET.....	xiii
ABSTRACT.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Tezin Amacı.....	2
1.2. Tezin Kapsamı.....	3
2. LİTERATÜR ÖZETİ.....	5
2.1. Kemik Plaklarının Tarihçesi	5
2.2. Plakların Kullanımı	5
2.3. Kafes Yapılar	5
2.4. Kafes Yapılı İmplantlar.....	8
3. GENEL BİLGİLER.....	9
3.1. Kemik Anatomisi	9
3.1.1. Femur kemiğinin anatomisi	9
3.2. Kemik kırıklarının mekanobiyolojisi.....	10
3.2.1. Kemik kırıklarında ilk aşama: yangı.....	10
3.2.2. Kemik kırıklarında ikinci aşama: onarım.....	11
3.2.3. Kemik kırıklarında üçüncü aşama: yeniden şekillenme	11
3.3. Femur Kemiği Kas Yapıları.....	11
3.3.1. Gluteal bölge kaslarının sınıflandırılması	13
3.3.2. Femur dış rotator kaslarının sınıflandırılması	13
3.3.3. Femur arka bölge kaslarının sınıflandırılması	14
3.3.4. Femur ön bölge kaslarının sınıflandırılması	14
3.3.5. Femur iç bölge kaslarının sınıflandırılması	15
3.4. Femur Kemiğinin Biyomekaniği	15
3.5. Kemik Plakları	21
3.6. Plakların Sınıflandırılması	22
3.6.1. Dinamik kompresyon plağı (DCP)	23
3.6.2. Kilitli kompresyon plağı (LCP)	24
3.6.3. Sınırlı temaslı dinamik kompresyon plağı (LC-DCP)	24
3.6.4. Proksimal femur kilitleme plakları	24
3.6.5. Distal femur kilitleme plakları	24
3.6.6. Kondiler femur kilitli plaklar	25

3.6.7.	Rekonstrüksiyon plakları	25
3.7.	Plaklarda Kullanılan Malzemeler.....	25
3.7.1.	Paslanmaz çelik.....	25
3.7.2.	Titanyum alaşımları	25
3.7.3.	Kobalt alaşımları	26
3.8.	Plaklarda Yüzey Kaplama Yöntemleri	26
3.8.1.	Plazma sprej kaplama.....	26
3.8.2.	Kumlama	26
3.8.3.	Asitle pürüzlendirme	27
3.8.4.	Eloksal kaplama	27
3.8.5.	Lazerle pürüzlendirme	27
3.9.	Plaklara Uygulanan Akreditasyon Testleri	27
3.10.	Plaklarda Vida Fiksasyonu.....	28
3.10.1.	Süngerimsi vidalar	29
3.10.2.	Korteks vidalar	29
3.10.3.	Kanüllü vidalar.....	29
3.10.4.	Kilitli ve kilitsiz vidalar	29
3.11.	Eklemeli İmalat	30
3.11.1.	Eİ ile üretilen plaklar.....	30
3.11.2.	Eİ'ta üç boyutlu yazıcıların sınıflandırılması.....	31
3.11.2.1.	Lazer esaslı üç boyutlu yazıcılar	32
3.11.2.2.	Ekstrüzyon esaslı üç boyutlu yazıcılar	32
3.11.2.3.	Püskürtme esaslı üç boyutlu yazıcılar	32
3.11.3.	Eİ'ta seçici lazer ergitme ve seçici lazer sinterleme yöntemleri	33
3.11.4.	Eİ'ta muayene yöntemleri	33
3.11.4.1.	Tahribatsız muayene yöntemleri	33
3.11.4.2.	Tahribatlı muayene yöntemleri	34
3.12.	Kafes Yapılar	35
3.12.1.	Kafes yapıların sınıflandırması	35
3.12.1.1.	Dikme tabanlı kafes yapılar	35
3.12.1.2.	Kabuk tabanlı kafes yapılar.....	36
3.12.1.3.	Üçlü periyodik minimal yüzeyli (TPMS) kafes yapılar.....	36
3.12.2.	Kafes yapılarda yoğunluğun belirlenmesi.....	36
3.12.3.	Kafes yapılarda deformasyonun hesaplanması	39
3.13.	Sonlu Eleman Analizi	41
4.	MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	43

4.1.	Çalışmanın Akış Şeması	43
4.2.	Femur Kemiği ve Kırık Modelinin Oluşturulması.....	43
4.3.	Femur Plak	44
4.3.1.	Kafes yapılı plakların tasarımı	45
4.4.	Vida.....	51
4.5.	Montaj Modeli.....	52
4.6.	Basma Testi.....	53
4.6.1.	Deney numunelerinin üretimi	53
4.6.2.	Basma testinin gerçekleştirilmesi.....	58
4.7.	SEA Mesh ve Sınır Durumları	59
4.7.1.	Meshleme işlemi	59
4.7.2.	Kuvvet ve moment	61
4.8.	Plakların Boyut Hassasiyetinin Hesaplanması.....	61
5.	BULGULAR VE TARTIŞMA.....	63
5.1.	Katı Plak Deney Sonuçları	63
5.1.1.	Katı plağa uygulanan basma testi sonuçları	63
5.1.2.	Katı plağa ait SEA sonuçları	64
5.2.	Tek Kafes Yapılı Plaklar	67
5.2.1.	BCC kafes yapılı plaklar	67
5.2.1.1.	BCC kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları	67
5.2.1.2.	BCC kafes yapılı plakların SEA sonuçları.....	71
5.2.2.	Elmas kafes yapılı plaklar	79
5.2.2.1.	Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları	79
5.2.2.2.	Elmas kafes yapılı plakların SEA sonuçları.....	82
5.2.3.	OT kafes yapılı plaklar.....	88
5.2.3.1.	OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları.....	88
5.2.3.2.	OT kafes yapılı plakların SEA sonuçları	91
5.3.	İki Kafes Yapılı Plaklar.....	98
5.3.1.	BCC-Elmas kafes yapılı plaklar.....	98
5.3.1.1.	BCC-Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları.....	98
5.3.1.2.	BCC-Elmas kafes yapılı plakların SEA sonuçları	102
5.3.2.	BCC-OT kafes yapılı plaklar	110
5.3.2.1.	BCC-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları	110
5.3.2.2.	BCC-OT kafes yapılı plakların SEA sonuçları	113
5.3.3.	Elmas-OT kafes yapılı plaklar	121
5.3.3.1.	Elmas-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları	121

5.3.3.2. Elmas-OT kafes yapılı plakların SEA sonuçları	123
5.4. Kafes Yapılarda Dikme Kalınlığının Deformasyon, Gerilme ve Ömür Üzerindeki Etkisi	130
5.5. Kafes Yapılarda Dikme Sayısının Deformasyon, Gerilme ve Ömür Üzerindeki Etkisi.....	137
5.6. Kafes Yapılı Plakların Boyut Hassasiyeti.....	143
6. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER	147
KAYNAKLAR.....	150
ÖZGEÇMİŞ.....	171



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Femur kemiğinin mekanik özellikleri.....	44
Çizelge 4.2. PLA alaşımının mekanik özellikleri	45
Çizelge 4.3. Kafes yapılı plakların adlandırılması.	47
Çizelge 4.4. M5 DCP vidasının ölçü detayları.....	52
Çizelge 4.5. 3D yazıcı özellikleri.....	54
Çizelge 4.6. DVT UCK E S80 N basma testi cihazının özellikleri	58
Çizelge 4.7. KP ve kafes yapılı plaklar ile oluşturulan modellerin meshleme işlemine ait düğüm ve element sayıları.....	60



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3. 1. Femur kemiğinin yapısı.	10
Şekil 3. 2. Femur kemiğinde bulunan kaslar.	12
Şekil 3. 3. Femur kemiğinde bulunan kasların kuvvet yönleri.	12
Şekil 3. 4. Tek bacaklı bir duruş modelinde femur başına etki eden kuvvetlerin analizi.	16
Şekil 3. 5. Kalça ekleminin maruz kaldığı bileşke kuvvet FR'nin yönü ve büyüklüğünün biyomekanik modeli.	17
Şekil 3. 6. Chiari osteotomisinde kalça eklemi üzerinde meydana gelen reaksiyon kuvvetinin büyüklüğü.	19
Şekil 3. 7. Femur ve tibia kemiklerinin buluştuğu kısımda oluşan Q açısı a) erkek ve b) kadın (Karabulut, 2018).	20
Şekil 3. 8. İşlevlerine göre plaklar.	21
Şekil 3. 9. Plakların sınıflandırılması.	22
Şekil 3.10. Plakların özellikleri.	23
Şekil 3. 11. Plaklarda yüzey kaplama yöntemleri.	26
Şekil 3. 12. Plakları sabitlemek için kullanılan vidalar ve özellikleri.	30
Şekil 3. 13. Üç boyutlu yazıcıların sınıflandırılması.	31
Şekil 3. 14. Tahribatsız ve tahribatlı muayene yöntemlerinin sınıflandırılması.	34
Şekil 3. 15. Kafes yapıların sınıflandırılması.	35
Şekil 3. 16. Dikme tabanlı kafes yapıların mekanik özellikleri.	36
Şekil 3. 17. TPMS kafes yapıların birim hücreleri ve yapı yüzey formülleri.	37
Şekil 3. 18. Kafes yapıları oluşturan bir dikmenin kuvvet analizi.	38
Şekil 3. 19. BCC birim yapısının a) üç boyutlu modeline gelen yük dağılımı, b) iki boyutlu modeli ve c) dikme yapısının kuvvet analizi.	40
Şekil 3. 20. SEA esnasında izlenen adımlar.	42
Şekil 4. 1. Çalışmanın akış şeması.	43
Şekil 4. 2. Femur kemiği ve kırık femur kemiğinin izometrik görünüşü a) femur kemiği ve b) kırık femur kemiği.	44
Şekil 4. 3. Femur plağının ölçülendirilmesinin farklı açılardan görünümü a) üst ve b) ön.	45
Şekil 4. 4. Femur plağının katmanlara ayrılmış tasarımı a) tek kafes yapılı ve b) iki farklı kafes yapılı plak tasarımı.	46
Şekil 4. 5. Tek kafes yapılı plakların tasarımı a) BCC, b) Elmas ve c) OT kafes yapılı plak.	49
Şekil 4. 6. İki farklı kafes yapısı ile oluşturulan plakların tasarımı a) BCC-Elmas, b) BCC-OT ve c) Elmas-OT kafes yapılı plak.	51
Şekil 4. 7. Vidanın teknik resminin görünümü a) üstten ve b) sağ yandan	51
Şekil 4. 8. Montaj modelinin farklı açılardan görünümü a) ön, b) üst ve c) izometrik.	52
Şekil 4. 9. Plakların üretildiği 3D yazıcı.	53
Şekil 4. 10. 3D yazıcıda üretilen Katı Plak.	54
Şekil 4. 11. 3D yazıcıda üretilen BCC kafes yapılı plaklar a) BCC I, b) BCC II ve c) BCC III plak.	55
Şekil 4. 12. 3D yazıcıda üretilen Elmas kafes yapılı plaklar a) E I, b) E II ve c) E III plak.	55
Şekil 4. 13. 3D yazıcıda üretilen OT kafes yapılı plaklar a) OT I, b) OT II ve c) OT III plak.	56
Şekil 4. 14. 3D yazıcıda üretilen BCC ve Elmas kafes yapılı plaklar a) BCC-E I, b) BCC-E II ve c) BCC-E III plak.	56
Şekil 4. 15. 3D yazıcıda üretilen BCC ve OT kafes yapılı plaklar a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve c) BCC-OT III plak.	57

Şekil 4. 16. 3D yazıcıda üretilen Elmas ve OT kafes yapılı plaklar a) E-OT I, b) E-OT II ve c) E-OT III plak.	57
Şekil 4. 17. Basma testi cihazı.	58
Şekil 4. 18. Modeller üzerine uygulanan meshleme işlemi.	59
Şekil 4. 19. Modeller üzerine uygulanan sabitleme ve yükleme bölgeleri.	61
Şekil 4. 20. Boyut hassasiyeti ölçümlerinin gerçekleştirildiği mikroskop cihazı.	62
Şekil 4. 21. BDT ve mikroskop ölçülerinin konum ve büyüklüklerinin harflendirmesi.	62
Şekil 5. 1. KP üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafiği.	63
Şekil 5. 2. KP üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafiği.	64
Şekil 5. 3. KP modelinin toplam deformasyon miktarı.	65
Şekil 5. 4. KP modelinin maksimum asal gerilme değeri.	65
Şekil 5. 5. KP'nın maksimum von-Mises gerilmesi.	66
Şekil 5. 6. KP'nın yorulma ömrü.	66
Şekil 5. 7. KP'nın yükleme geçmişi-ömür grafiği.	67
Şekil 5. 8. BCC kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.	69
Şekil 5. 9. BCC kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.	71
Şekil 5. 10. BCC kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.	72
Şekil 5. 11. BCC kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme miktarları a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.	74
Şekil 5. 12. BCC kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme miktarları a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.	75
Şekil 5. 13. BCC kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.	77
Şekil 5. 14. BCC kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.	78
Şekil 5. 15. Elmas kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.	80
Şekil 5. 16. Elmas kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.	81
Şekil 5. 17. Elmas kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.	83
Şekil 5. 18. Elmas kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme miktarları a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.	84
Şekil 5. 19. Elmas kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme miktarları a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.	85
Şekil 5. 20. Elmas kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.	86
Şekil 5. 21. Elmas kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.	88
Şekil 5. 22. OT kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.	90
Şekil 5. 23. OT kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.	91

Şekil 5. 24. OT kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.	92
Şekil 5. 25. OT kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme miktarları a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.	93
Şekil 5. 26. OT kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme miktarları a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.	95
Şekil 5. 27. OT kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.....	96
Şekil 5. 28. OT kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.	98
Şekil 5. 29. BCC-E kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.	100
Şekil 5. 30. BCC-Elmas kafes yapılı plakların üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.	102
Şekil 5. 31. BCC-Elmas kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.....	104
Şekil 5. 32. BCC-Elmas kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme miktarları a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.....	105
Şekil 5. 33. BCC-Elmas kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme değerleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.....	106
Şekil 5. 34. BCC-Elmas kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.	108
Şekil 5. 35. BCC-E kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.....	109
Şekil 5. 36. BCC-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.	111
Şekil 5. 37. BCC-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.	113
Şekil 5. 38. BCC-OT kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.	115
Şekil 5. 39. BCC-OT kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme değerleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.	116
Şekil 5. 40. BCC-OT kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises değerleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve c) BCC-OT III kafes yapılı plaklar.	117
Şekil 5. 41. BCC-OT kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.....	119
Şekil 5. 42. BCC-OT kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.....	121
Şekil 5. 43. Elmas-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.	122
Şekil 5. 44. Elmas-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.	123
Şekil 5. 45. Elmas-OT kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.....	125
Şekil 5. 46. Elmas-OT kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme değerleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.....	126

Şekil 5. 47. Elmas-OT kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises değerleri a) E-OT I, b) E-OT II ve c) E-OT III kafes yapılı plaklar.....	127
Şekil 5. 48. Elmas-OT kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.	128
Şekil 5. 49. Elmas-OT kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.....	130
Şekil 5. 50. Kafes yapılı plaklar ve montaj modellerine ait basma testi ve SEA sonuçlarının dikme kalınlığına göre sınıflandırılması a) BCC, b) Elmas, c) OT, d) BCC-E, e) BCC-OT ve f) E-OT kafes yapılı plaklar.	137
Şekil 5. 51. BCC, Elmas ve OT kafes yapılarının birim hücrelerinin içerdiği dikme sayıları.	138
Şekil 5. 52. Kafes yapılı plaklar ve montaj modellerinin deformasyon değerlerinin grafiksel gösterimi a) 0,9 mm, b) 1 mm ve c) 1,1 mm dikme kalınlıklı plaklar.	140
Şekil 5. 53. Kafes yapılı plaklar ve montaj modellerinin gerilme değerlerinin grafiksel gösterimi a) 0,9 mm, b) 1 mm ve c) 1,1 mm dikme kalınlıklı plaklar.	141
Şekil 5. 54. Kafes yapılı plakların ömür değerlerinin grafiksel gösterimi a) 0,9 mm, b) 1 mm ve c) 1,1 mm dikme kalınlıklı plaklar.	143
Şekil 5. 55. Tek kafes yapılı 1 mm dikme kalınlıklı plaklara ait mikroskop görüntüleri a) BCC, b) Elmas ve c) OT kafes yapılı plaklar.....	144
Şekil 5. 56. Kafes yapılı plakların en ve vida deliği çap ölçüleri ile sapma miktarları a) tek kafes yapılı ve b) iki farklı kafes yapılı plaklar.	144
Şekil 5. 57. Kafes yapıları oluşturan dikmeler arasındaki yatay ve dikey mesafe ölçüleri ile sapma miktarları a) tek kafes yapılı ve b) iki farklı kafes yapılı plaklar.....	145

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

ASTM	:American Society for Testing and Materials International (Uluslararası Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu)
BCC	: Body-Centered Cubic
BCC-Z	: Body-Centered Cubic Zinc
BDT	:Bilgisaya Destekli Tasarım
CLIP	: Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi
DCP	: Dinamik Kompresyon Plağı
DLP	: Dijital Işık İşleme
DMLS/SLM	: Doğrudan Metal Lazer Sinterleme/Seçici Lazer Eritme
DoD	: Talep Üzerine Bırakma (Drop-on-Demand)
EBAM	: Elektron Demeti Eklemeli İmalat
EBM	: Elektron Demeti Eritme
Eİ	: Eklemeli İmalat
F_A	:Dinamik Hızlanma Kuvveti
FCC	: Face-Centered Cubic
FCC-Z	: Face-Centered Cubic Zinc
FDM	: Eriyik Yığarak Modelleme
F_{G5}	:Vücut ağırlığına bağlı kuvvet
F_M	: Kas kuvveti
F_P	: Pelvik Kas Grubu,
F_R	:F _M ve F _{G5} kuvvetlerinin bileşke kuvveti
FSP	:Spino-Krural Kas Grubu
KDM	:Kalça Dönme Merkezi
KP	: Katı Plak
Kafes Yapı	:Lattice Yapı
LC-DCP	: Sınırlı Temaslı Dinamik Kompresyon Plağı
LCP	: Kilitli Kompresyon Plağı
l_{eff}	: Küçük bir moment uzunluğu
MJ	: Malzeme Püskürtme
MJF	: Çoklu Püskürtmeli Füzyon
NPJ	: Nanopartikül Püskürtme
OT	: Octet Truss
PLA	: Polilaktik Asit
r	: KDM yarıçapı
SLA	: Stereolitografi
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
SSE	: Yarı Katı Ekstrüzyon
STL	: Standard Triangle Language
TPMS	: Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyle
ρ*	: Malzeme yoğunluğu
ρ_s	: Ana malzemenin yoğunluğu

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

FEMUR KIRIĞI İÇİN EKLEMELİ OLARAK ÜRETİLEN GÖZENEKLİ PLAĞIN TASARIM OPTİMİZASYONU

Ömer Faruk UZUNYOL

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

170+ XIV sayfa

2025

Danışman: Doç. Dr. Erkan BAHÇE

Eklemeli İmalat teknolojisi, geometrik olarak karmaşık ve ultra hafif kafes yapıların üretimini mümkün kılmıştır. Bu yapılar yüksek gözeneklilik özelliği sayesinde kemik kırıklarının tedavisinde kullanılan implantların üretiminde tercih edilerek kemik ile implant arasında meydana gelen stres kalkınının minimize edilmesini sağlamaktadır. Böylelikle kemik dokunun daha sağlıklı bir şekilde büyümesi desteklenmektedir. Bu çalışmada femur kırığı tedavisinde kullanılan bir plağın kafes yapılı tasarımının stres kalkanı üzerindeki etkisi incelenmiştir. Önceki çalışmalardan farklı olarak iki katmanlı olarak sunulan plağın alt katmanı kafes yapısının yumuşak dokuya zarar vermesini önlemek amacıyla katı formda oluşturulmuştur. Üst katman ise BCC, Elmas, OT, BCC-Elmas, BCC-OT ve Elmas-OT gibi farklı kafes yapılarıyla oluşturulmuş ve bu plaklar üzerinde basma testleri ile sonlu eleman analizleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca plakların yüzey kalitesi ve boyutsal doğruluğu üzerine detaylı incelemeler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar kafes yapılı plakların katı plaklara kıyasla daha düşük gerilme seviyelerine sahip olduğunu ve daha az deformasyona uğradığını göstermiştir. Kafes yapılı plaklar arasında yapılan karşılaştırmalarda ise OT kafes yapılı plak, diğer tasarımlara oranla yaklaşık % 15-35 daha az stres kalkanına sahip olmuştur. Ayrıca test ve analizler sonucunda, kafes yapılarındaki dikme kalınlığının artmasının gerilme değerlerini önemli ölçüde iyileştirdiği gözlemlenmiştir. Öte yandan kafes yapılarda gözeneklilik oranı ve dikme kalınlığının artmasının boyutsal doğruluğu olumlu yönde etkilediği sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Eklemeli İmalat, Kafes Yapılar, Kemik İmplantları, Stres Kalkanı.

ABSTRACT

Master Thesis

DESIGN OPTIMIZATION OF ADDITIVELY PRODUCED POROUS PLATE FOR FEMUR FRACTURE

Ömer Faruk UZUNYOL

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

170+XIV page

2025

Supervisor: Assoc. Prof. Erkan BAHÇE

Additive Manufacturing technology has enabled the production of geometrically complex and ultra-light lattice structures. Due to their high porosity, these structures are preferred in the production of implants used in the treatment of bone fractures, as they help minimize the stress shielding between the bone and the implant. This, in turn, supports healthier bone tissue growth. This study investigates the effect of a lattice-structured design of a plate used in femur fracture treatment on stress shielding. Unlike previous studies, the plate was designed as a two-layer structure, with the lower layer formed in solid form to prevent the lattice structure from damaging the surrounding soft tissue. The upper layer, on the other hand, was created using various lattice configurations such as BCC, Diamond, OT, BCC-Diamond, BCC-OT, and Diamond-OT, and compression tests along with finite element analyses were conducted on these plates. Compression tests and finite element analyses were performed on these plates. In addition, detailed investigations were conducted on the surface quality and dimensional accuracy of the plates. The results showed that lattice structured plates exhibited lower stress levels and underwent less deformation compared to solid plates. Among the various lattice designs, the OT lattice plate showed approximately 15-35% less stress shielding compared to the other configurations. Furthermore, test and analysis results indicated that increasing the strut thickness within the lattice structure significantly improved stress performance. It was also concluded that increases in porosity ratio and strut thickness positively affected the dimensional accuracy of the lattice structures.

Keywords: Additive Manufacturing, Lattice Structures, Bone Implants, Stress Shielding.

1. GİRİŞ

Vücutta gerekli yapısal desteği sağlayarak hareketi kolaylaştıran kemikler, çarpma, düşme, burkulma veya yaralanma gibi durumlarda hasara uğrayarak kırılabilmektedir. Bu kırıkların tedavisinde geleneksel yöntemler olarak alçılama, kırığın çekilmesi, soğuk ve sıcak kompres vb. sayılabilir. Esas önceliği ağrıyı azaltmak olan bu yöntemler tedavi süresinin oldukça uzun sürmesinin yanı sıra komplikasyon kısıtlılığı, yüksek enfeksiyon ihtimali ve yetersiz rehabilitasyona sebebiyet vermektedir. Bu eksikliklerin önüne geçmek amacıyla kırık stabilitesini arttıran plaklar kullanılmaya başlanmıştır. İnternal fiksasyon sağlaması dolayısıyla biyolojik ve mekanik anlamda önemli niteliklere sahip olan plaklar kemiğin yeniden yapılanma hızını arttırarak hastanın daha erken zamanda iyileşmesini sağlamaktadır (Li ve diğ., 2020). Ancak tüm bu avantajların yanında kemik kırıklarının plakla tedavisinde birtakım olumsuzluklarla karşılaşmaktadır. Genellikle cerrahi operasyon, implant materyali ve yetersiz stabilizasyon kaynaklı ortaya çıkan bu olumsuzluklar, plak ve vidaların kayması ve gevşemesi, enfeksiyon, kemik kaynamaması ve osteoporoz şeklinde sıralanabilir.

Plakların üretimi döküm, dövme ve sıcak-soğuk şekillendirme gibi geleneksel üretim yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemler de üretim maliyetlerinin yüksek olması, artan malzeme israfı ve düşük prototipleme hızı başta olmak üzere birçok dezavantaja sahiptir. Son yıllarda gelişimini arttırarak sürdüren Eklemeli İmalat (Eİ) teknolojilerinin kullanımı ile bu dezavantajların önüne geçmek mümkün hale gelmiştir. Öyle ki Eİ katman katman üretime izin vermesi sayesinde üretim esnasında kalite özelliklerini arttırarak karmaşık yapıların üretimini kolaylaştırmaktadır. Özellikle farklı şekillere sahip kafes yapıların tasarımına imkân tanınması itibarıyla medikal, havacılık, savunma, otomotiv ve inşaat gibi sektörlerde umut verici niteliğe sahiptir. Ultra hafif hücresel yapı malzemesi olarak nitelendirilen bu kafes yapılar yüksek mukavemet, sertlik ve enerji emme yetenekleri sayesinde plakların tedavide etkinliğini arttırmaktadır. Kafes yapıları plaklar iyileşme sürecinde hastanın konfor düzeyini arttırarak kemiğin kaynaşma hızını arttırır.

Kemik kırıklarının plakla tedavisinde en sık karşılaşılan sorunlardan biri kemik ile plak arasında meydana gelen stres kalkanıdır (Ceddia ve diğ., 2024). Stres kalkanı özellikle kemiğin elastisite modülünün plağın elastisite modülünden yüksek olduğu durumlarda oluşur. Ancak plakların kafes yapıları ile tasarlanması durumunda kafes yapılar sahip olduğu ağ yapısı ile plağın elastisite modülünü düşürerek stres kalkanının minimize edilmesini sağlar (Zhang ve diğ., 2021). Ayrıca kafes yapılarda var olan geniş konfigürasyon sayesinde plakların tasarım

seçeneği artmaktadır. Bu durum stres kalkanını azaltmak için en uygun plağın tasarımı konusunda tasarımcıya büyük kolaylık sağlamaktadır.

Plaklar, klinik öncesi etkinliğinin değerlendirilmesi maksadıyla Sonlu Eleman Analizleri (SEA) kullanılarak analiz işlemlerine tabii tutulur. SEA sonucunda elde edilen deneysel veriler sayesinde plağın olası bir yüklemeye karşı göstereceği fiziksel tepkiler kolaylıkla hesaplanmaktadır. Bu analizlerin en önemli avantajı plağı (modeli) küçük parçalara ayırarak deformasyon, gerilim ve arıza senaryoları hakkında ön izlenim sağlamasıdır. Dolayısıyla bu yöntem tedavi öncesinde kırık, stres kalkanı ve aşırı zorlanma gibi durumlara karşı en uygun plak tasarımı konusunda büyük önem teşkil etmektedir.

1.1. Tezin Amacı

Femur kırıklarının plakla tedavisinde, kemik ile plak arasında oluşan elastikiyet farkı stres kalkanına yol açarak yükün dengesiz dağılmasına, kemik kaybına ve kırık iyileşmesinin bozulmasına neden olur. Femur plakları genel olarak CoCrMo, Ti6Al4V ve paslanmaz elik gibi metallerden elde edilmektedir. Geleneksel metal plaklar, tedavi sonrası çıkarılabilmeleri için ikinci bir cerrahi müdahaleyi gerektirmektedir. Bu ikinci operasyon, küçük yaş gruplarında anestezi riski, enfeksiyon olasılığı, iyileşme sürecinin uzaması ve psikolojik travma gibi birçok olumsuzluğa neden olabilmektedir. Bu nedenle, vücut içinde zamanla çözünebilen ve tedavi süresi boyunca gerekli mekanik desteği sağlayabilen PLA plakların geliştirilmesi, pediatrik ortopedi açısından önemli bir gerekliliktir. Ayrıca kanser hastaları ve kemiklerde zayıflama yaşayan bireylerde metal implantlar riskli olabilmektedir. Bunun yerine de alternatif plaklara ihtiyaç olabilmektedir.

Bu çalışmada eklemeli imalat teknolojisinin sunduğu geometrik özgürlük ile biyobozunur malzeme özelliklerini birleştirerek pediatrik ortopedik tedavilerde yenilikçi bir çözüm sunmayı hedeflemiştir. Gözenekli yapı ile imal edilen plaklar stres kalkanı etkisini azaltacak şekilde tasarlanmış ve mekanik performansı analiz edilmiştir. PLA plakların bu yaş grubundaki kemik kırıklarının iyileşmesini destekleyecek düzeyde mekanik dayanım sağlayıp sağlayamayacağı incelenmiştir. Ayrıca tasarımda, kemik ile temas eden yüzeyin dolu tutulması, kemik iyileşmesi sürecinde plak ile doğrudan temas etmeyen bir yüzeyin daha kontrollü ve düzenli kemik büyümesi sağlamasına olanak tanırken, gözenekli yüzey kemik entegrasyonunu artırmak

amacıyla kullanılmıştır. Dolu yüzey, stabiliteyi sağlarken, gözenekli yapı kemiğin doğal iyileşme sürecini destekleyip biyomekanik performansı artırmaktadır.

Hipotezler:

- **H1:** Katmanlı tasarımdaki dolu yüzey, plakanın mekanik dayanımını artırarak, 0–5 yaş arası çocuk femurunun taşıdığı yükler altında stabiliteyi sağlayacaktır.
- **H2:** Gözenekli yapı, plakanın yük taşıma kapasitesini artırarak, kırık bölgesindeki mekanik performansı iyileştirecektir.
- **H3:** Katmanlı yapının her iki yüzey türü, plakanın genel dayanımını optimize ederek, 0–5 yaş arası çocuk femur kırıkları için uygun mekanik özellikleri sağlayacaktır.
- **H4:** Katmanlı tasarım, geleneksel düz plak tasarımlarına göre daha iyi bir gerilme dağılımı ve deformasyon kontrolü sağlayarak, plakanın uzun süreli kullanımda yorulma dayanımını artıracaktır.

1.2.Tezin Kapsamı

Bu tez çalışması altı ana bölümde oluşturulmuştur. Bu bölümlere göz atıldığında:

- Birinci bölümde problem hakkında bilgi verilerek çözüm önerileri açıklanmıştır. Buna ek olarak tezin kapsamı belirtilmiştir.
- İkinci bölümde plakların tarihçesi ve kullanımı hakkında yapılan literatür çalışmaları, eklemeli imalat, kafes yapılar ve kafes yapılı implantlar hakkında yapılan literatür çalışmalarından bahsedilmiştir.
- Üçüncü bölümde kemik anatomisi, femur kemiği, kemik kırıklarının mekanobiyolojisi, femur kemiği kas yapıları, kemik plakları ve sınıflandırılması, plakların üretiminde kullanılan malzemeler, plaklarda yüzey kaplama yöntemleri, plaklara uygulanan akreditasyon testleri, plaklarda vida fiksasyonu, Eİ, Eİ ile üretilen plaklar, Eİ’te üç boyutlu yazıcıların sınıflandırılması, Eİ’te SLM ve SLS yöntemleri, Eİ’te muayene yöntemleri, kafes yapılar, femur kemiğinin biyomekaniği, kafes yapılar da yoğunluğun belirlenmesi, kafes yapılar da deformasyonun hesaplanması ve SEA ile ilgili genel bilgiler verilmiştir.
- Dördüncü bölümde 3 boyutlu modelleme ve deneysel analiz kısımları için takip edilen aşamalar detaylı bir şekilde anlatılmıştır. İlk aşamada BDT ortamında oluşturulan katı ve kafes yapılı plakların kırık femur kemiği ile montajı hakkında bilgiler verilmiştir.

İkinci aşamada plakların EI süreci anlatılmıştır. Üçüncü aşamada ise deneysel verilere ulaşmak için gerçekleştirilen mekanik testleri, sonu eleman analizleri ve mikroskop deneyleri ve deney düzenekleri açıklanmıştır.

- Beşinci bölümde plakların taşıyacağı maksimum kuvvetin ve deformasyon miktarlarını ifade eden mekanik test sonuçları, plakların ve montaj modellerinin deformasyon, gerilme ve yorulma değerlerini belirten SEA sonuçları ve plakların mikroskop görüntülerinin BDT modelleriyle arasındaki toleransın hesaplandığı deneysel sonuçlar verilmiştir.
- Altıncı bölümde tez boyunca ulaşılan genel sonuçlar karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.



2. LİTERATÜR ÖZETİ

2.1.Kemik Plaklarının Tarihçesi

Kemik kırıklarının tedavisinde bir asrı aşkın süredir kullanılmakta olan plaklar mekanik anlamda gelişimini sürdürerek günümüze kadar gelmiştir (Augat ve Rüden, 2018). İlk olarak 1895 yılında Lane tarafından tanıtılan plaklar korozyona maruz kalması sebebiyle bu plak yerine Lambotte (1909) basit dikiş yöntemini, Sherman (1912) ise vanadyum hammaddeli plağı önermiştir. Mekanik açıdan oldukça verimsiz görülen bu plaklar Groves (1916) tarafında ilk kez kilitli olarak tasarlandı. Danis (1949) kallus oluşumunu önleyen plağı öne sürerken Müller ve diğ., (1965) sıkma gergili plağı oluşturdular. Schenk (1967) sıkıştırma kuvveti prensibi ile çalışan Dinamik Kompresyon Plağını (DCP) üretmiştir. Mittelmeier (1974) ise kendinden sıkıştırılmalı plağı konik şekilli tasarlamıştır. Heitemeyer (1985) plaklarda köprüleme tekniğini kullanarak tasarladıkları plakla kırık tedavisini gerçekleştirmiştir. Perren ve diğ., (1990) ise DCP'nin temas yüzeyini azaltmak amacıyla daha az temas yüzeyli LC-DCP (Limited Contact-Dynamic Compression Plate) plağını tasarlamışlardır. Field ve diğ., (1999) plaklarda kullanılan vidaların çıkarılmasının kemik yüzey gerginliğini arttıracaklarını açıklamışlardır. Son yıllarda ise kemik ile plak arasındaki sıkıştırma gücünü azaltmak amacıyla vidaların plağın iç kısmına sabitlenmesi prensibi yaygınlaşmıştır (Ünal, 2020). Böylelikle kallus oluşumu önlenerek kırığın daha kısa zamanda iyileşmesi sağlanmaktadır. Özellikle malzeme teknolojisinde kaydedilen gelişmeler, biyoteknolojik ilerlemeler ve dijital üretim yöntemleri plakların daha etkin ve güvenli bir şekilde üretimini mümkün hale getirmiştir (Luzcak ve diğ., 2024). Bu sayede hastaya özel plaklar kolaylıkla üretilerek tedavi süresinin kısaltılması sağlanmıştır.

2.2.Plakların Kullanımı

Kemik kırıklarının tedavisinde rijit internal tespit ve mutlak stabilitenin sağlanabilmesi amacıyla kırığı distal ve proksimal kısımlardan sabitleyen plaklar kullanılmaktadır (Kiyono ve diğ., 2019). Plaklar kırık bölgesi boyunca bir köprü vazifesi görerek kırığın daha erken kaynamasını sağlamaktadır (Hake ve diğ., 2019). Pasceralia vd. (2013) plakların çeşitli vida açılardırmasına sahip olması sayesinde kırık tespitini kolaylaştırdığını vurgulamışlardır. Plaklar seçilirken kırık kısma uygun osteosentez sağlaması, plağın kırık hattını ortalaması ve kemiğe uygun boyutlarda seçilmesi gerekmektedir (Akgül, 2014).

2.3.Kafes Yapılar

Özellikle son yıllarda tasarım, simülasyon ve üretim odaklı olan Eİ, ultra hafif hücresel yapı malzemesi olarak nitelendirilen kafes yapıların üretimini mümkün kılmaktadır (Dong ve diğ.,

2017). Kafes yapılar birim hücrelerin topolojik olarak farklı yönlerde tekrarlanması ile elde edilen üç boyutlu yapılardır (Zadpoor, 2019). Biyomedikal, havacılık, inşaat ve paketleme gibi birçok sektörde kullanımı giderek artan kafes yapılar darbe koruması ve enerji sönümleme konusunda oldukça elverişlidir (Wu ve Yang, 2021). Yüksek mukavemet, sertlik, ısıyı dağıtma ve enerji emme yeteneklerine sahip olan bu yapılar farklı yöntemler kullanılarak farklı formatlarda elde edilerek yapısal çeşitliliği arttırmaktadır (Li ve diğ., 2021, Mahshid ve diğ., 2016, Chen ve diğ., 2021, Sadeghzade ve diğ., 2021). Bu sayede yapının mekanik açıdan üstün özelliklerde oluşturulabilmesi için en uygun kafes yapı seçilebilmektedir (Almesmari ve diğ., 2023).

Esasen yapının ağırlığını azaltma temelli olan kafes yapılarda yapısal performansı etkileyen en önemli avantajlardan biri gözeneklilik ve yoğunluk miktarının belirlenebilmesidir (Zhang ve diğ., 2022, Fan ve diğ., 2023). Gözeneklilik özelliği sayesinde yapının sertliği azalarak stres kalkanı etkisi minimize edilir ve bu sayede daha iyi bir fiksasyon sağlanmış olur (Wauthle ve diğ., 2015, Liu ve diğ., (2021). Bu kapsamda Kumar ve diğ., (2023) kafes yapılarda göreceli yoğunluğun artmasıyla mukavemet ve enerji emme kabiliyetlerinin artış göstererek mekanik özelliklerin iyileşeceğini açıklamışlardır. Leary ve diğ., (2018) Body-Centered Cubic (BCC) ve Face-Centered Cubic (FCC) kafes yapılarını farklı biçimlerde oluşturarak artan yoğunlukla birlikte mekanik özelliklerin iyileşme göstereceğini vurgulamışlardır. Silva ve diğ., (2021) elmas ve oktehedron kafes yapıları ile elde ettikleri modellere deneysel ve simülasyon analizleri uygulamışlardır. Çalışma sonucunda daha yüksek gözeneklilik ve yoğunluğa sahip olan oktehedron kafes yapıları modellerin her iki analizde de daha iyi değerlere sahip olduğu anlaşılmıştır. Srivhatsan ve diğ., (2020) BCC, Body-Centered Cubic Zinc (BCC-Z), FCC, Face-Centered Cubic Zinc (FCC-Z), Gyroid, Schwartz ve Elmas kafes yapılarını kullanarak farklı gözenek miktarlarının mekanik karakterizasyonunu incelemişlerdir. Gözenek miktarının artmasıyla birlikte yapının ağırlığının azalarak yapısal dayanımın artacağını belirtmişlerdir. Wang ve diğ., (2022) ise implant uygulamalarında kullanılmak üzere kübik, oktet truss ve gyroid kafes yapılarını %40/50/60 yoğunlukları ile oluşturmuşlardır. Üç yapının da uygun Young modülü aralığında bulunduğu sonuçlarda gyroid kafes yapının en geniş mekanik parametre aralığında bulunduğu anlaşılmıştır. Bu sonuçlar kafes yapılarda artan yoğunluk ve gözeneklilik miktarının yapının mekanik özelliklerini olumlu yönde etkileyerek basınç dayanımını ve yorulma ömrünü arttıracaklarını göstermiştir (Pattanayak ve diğ., 2011, Plessis ve diğ., 2020).

Kafes yapılar değişken gözenek boyutları ile çeşitlendirilebilir ağ yapısına sahip olan dikme yapılardan oluşur (Panesar ve diğ., 2018). Bu yapılar yük altında esneme davranışına müsaade ederek yapının mekanik özellik ve üretilebilirlik bakımından avantajlı olduğunu gösterir (Zhao ve diğ., 2023). Kafes yapıların düğüm noktalarından birbirine bağlanan dikme yapılar kafes mimarisini belirleyerek kafes konfigürasyonu ve kafes bağıl yoğunluğunu üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (Choi ve Chae, 2016, Pham ve diğ., 2019). Ayrıca dikme yapıların farklı boyutlarda üretilebilmesi sayesinde yapısal çeşitlilik artarak en uygun kafes yapının tasarımı için seçenek sayısı artmaktadır (Kladovasilakis ve diğ., 2021). Nitekim yapıda geometrik tasarım değerlerinin değişimleri yapıda mekanik özelliklerin iyileştirilmesine katkıda bulunmaktadır (Smith ve diğ., 2013, Huang ve diğ., 2017, Rossiter ve diğ., 2020). Niu ve diğ., (2017) AlSi10Mg alaşımını kullanarak üçgen, kare ve altıgen prizma dikme yapıları tasarladıkları kafes yapıların mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. DeneySEL ve simülasyon analizlerin birbirine çok yakın sonuçlar verdiği çalışmada üçgen prizma dikme yapısına sahip modelin en düşük gerilme değerini verdiği görülmüştür. Bu durum üçgen dikme yapıların kesme gerilimi-kayma dayanımının diğer yapılara oranla daha düşük olmasından kaynaklanmaktadır. Emsali bir çalışmada Hedayati ve diğ., (2017) daire, üçgen ve kare kesitli kafes yapıları oluşturarak mekanik açıdan karşılaştırmışlardır. En yüksek Young modülü üçgen yapıda bulunmuş ve ayrıca kesit tipinin mekanik performansı önemli ölçüde etkilediği anlaşılmıştır.

Kafes yapılarda mekanik performansı etkileyen en önemli hususlardan biri de dikme yapıların farklı duvar kalınlıklarında oluşturulmasıdır (Syam ve diğ., 2018). Duvar kalınlığının değiştirilmesi sayesinde yapıda istenen özelliklerin sağlanabilmesi için tasarım seçenekleri arttırılabilmektedir (Mishra ve diğ., 2023). Panda ve diğ., (2018) dikme yapılarda duvar kalınlığının artmasıyla birlikte yapının akma mukavemeti ve elastisite modülünde azalış gözleneceğini belirtmişlerdir. Benzer bir çalışmada Liu ve diğ., (2020) 1,5 mm, 2,0 mm ve 2,5 mm duvar kalınlıklarında oluşturdukları kafes yapılarda duvar kalınlığındaki artışın mukavemet değerini olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Bu durum dikme yapının duvar kalınlığı arttıkça yapının kırılabilirliğinin artarak mekanik olarak yıkıcı bir arızaya sahne hazırlayacağını göstermektedir.

Dikme yapılarda çap uzunlukları kafes yapıların mekanik işlevselliği etkileyen bir diğer önemli etmendir. Dikme çapının deneySEL olarak belirlenmesi en uygun kafes yapısının belirlenmesi konusunda oldukça öneme sahiptir (Leary ve diğ., 2016). Bu konuda Wang ve diğ., (2025) dikme çapının arttırılması ile düğüm noktalarında komşu iki dikme yapı arasındaki temasın

artacağını belirtmişlerdir. Bu sayede kafes yapının sertlik, akma dayanımı ve emilen enerji miktarında gözle görülür iyileşmeler elde edilmektedir. Li ve diğ., (2020) 12 adet AlSi10Mg elmas kafes yapısını 0,3, 0,6 ve 0,9 mm'lik dikme çapları ile oluşturdukları çalışmada dikme çapı arttıkça yapının sertlik ve mukavemetinin artacağını ifade etmişlerdir.

2.4.Kafes Yapılı İmplantlar

İmplant tasarımında kafes yapılar tercih edildiği takdirde yapının komplikasyon riski azalarak mekanik özellikleri iyileşmektedir (Timercan ve diğ., 2019). İmplantın gözeneklilik miktarını artırarak enerji emme yeteneğini geliştiren kafes yapılar ile elde edilen modeller elastisite modülü başta olmak üzere kemik ile daha yüksek yapısal benzerlik sağlamaktadır (Burnard ve diğ., 2020). Gözenekli yapıya sahip olması itibarıyla implantın ağırlığını ve sertliğini önemli ölçüde azaltan kafes yapılı implantlar kemik büyümesini desteklemektedir (Jette ve diğ., 2018). Banady ve diğ., (2023) femur kemiği rekonstrüksiyon ameliyatları için kafes yapılı implantların kemik defektlerini azaltmada olumlu sonuçlar verdiğini açıklamışlardır. Ayrıca gözenekli yapısı sayesinde yük dağılımını daha homojen bir hale getiren kafes yapılar ile oluşturulan implantlar stres kalkanını minimize ederek yapının deformasyon miktarını da azaltmaktadır (Kumar ve diğ., 2023).

Kafes yapılı implantlar sahip olduğu gözeneklilik sayesinde daha iyi osseointegrasyon sağlamaktadır (Mahmoud ve Elbestawi, 2017). Ancak kemik doku, dış kortikal kemik ve iç trabeküler kemikten meydana geldiği için fonksiyonel olarak homojen olmayan bir yapıdadır (Han ve diğ., 2018). Bu yüzden implantların fonksiyonel olarak derecelendirilmiş kafes yapılar ile üretilmesi kemik-implant arasındaki mekanik uyumu arttıracaktır (Bai ve diğ., 2020). El'ta oldukça yaygın bir şekilde kullanılan fonksiyonel olarak derecelendirilmiş kafes yapılar ile elde edilen implantlar doğal kemiğe daha yakın özelliklere sahip olmaktadır (Vijayavenkataraman ve diğ., 2020). Alkhatip ve diğ., (2019) femur implantı için BCC kafes yapısını %20, %50 ve %80 yoğunlukta fonksiyonel olarak derecelendirilmiş şekilde tasarlamışlardır. Geleneksel kullanılan implanta oranla %120-170 daha iyi sonuç veren kafes yapılı implantın stres korumasını önemli ölçüde azalttığı görülmüştür. Emsali bir çalışmada Chashmi ve diğ., (2020) fonksiyonel olarak derecelendirilmiş femur implantının yapının stres yoğunluğunu azaltarak doğal kemiğe daha yakın mekanik davranışlar gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu sonuçlar implant üzerindeki fonksiyonel değişimin kemik dokusu özelliklerine benzer implantların tasarımını kolaylaştırarak kemik-implant arası mekanik uyumu arttırdığını göstermektedir (Sola ve diğ., 2016).

3. GENEL BİLGİLER

3.1.Kemik Anatomisi

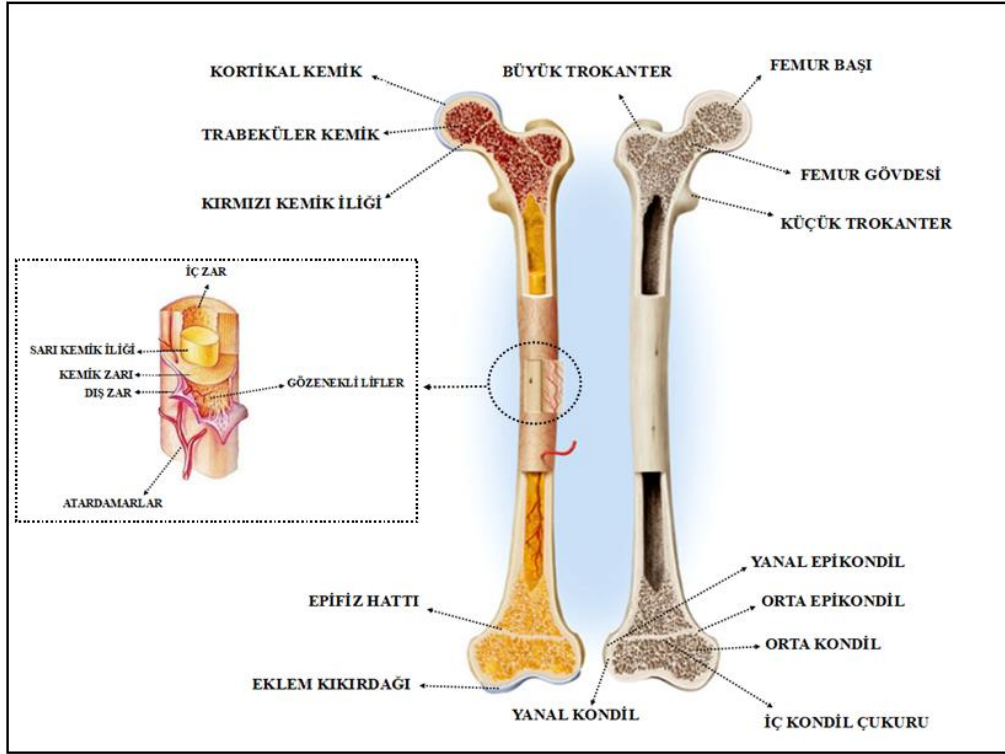
Kemikler yapısal destek sağlanması, vücut hücrelerinin korunması, kalsiyum ve fosfor gibi minerallerin depolanmasını sağlayan yapılardır (Limmahakhun, 2017). Çeşitli mekanik, biyolojik ve kimyasal işlevlerin bir arada uyum içinde çalıştığı kemikler kortikal ve trabeküler olmak üzere iki farklı kemik dokudan oluşmaktadır. Kemiğin dış kısmını oluşturan kortikal kemik, kemik kuvvetini belirleyerek dayanıklılığı sağlamaktadır (Yohann ve diğ., 2015). Süngerimsi bir yapıya sahip olan trabeküler kemik ise gözenekli yapısı sayesinde kırmızı kemik iliklerinde kan hücrelerinin üretilmesini sağlamaktadır. Kortikal ve trabeküler kemiğin kontrol edilmesi, osteoblast, osteosit ve osteoklast hücreleri arasında meydana gelen etkileşimler ile sağlanır (Top ve Gökçe, 2020). Osteoblastlar kemiğin ara yüzeyinde bulunmakta olup herhangi bir kemik defekti sonrasında kemiğin yenilenmesini sağlayan hücrelerdir (Rutkovsiky ve diğ., 2016). Kemik dokunun gözenekli kısımlarında yer alan osteositler hücreler arası bağlantı kurarak kemik canlılığını korumaktadır (Sunay, 2010). Osteoklastlar ise kemik matriksini ortadan kaldırarak kemikte yıkım ve rezorpsiyonu gerçekleştiren hücrelerdir.

Aksiyal ve uzun kemiklerde kanın çeşitli bileşenlerinin üretimini sağlamakta görevli kemik ilikleri bulunmaktadır. Vücudun en büyük organlarından biri olan ilikler kırmızı ve sarı ilik olmak üzere iki çeşittir (Karampinos ve diğ., 2017, Hynes ve diğ., 2019). Hücrel bir yapıya sahip olan kırmızı kemik iliği %40 yağ, %40 su ve %20 proteinden oluşmaktadır. Sarı kemik iliği ise çoğunlukla yağlı bir yapıda olup %80 yağ, %15 su ve %5 protein bileşenlerinden oluşmaktadır (Chiarilli ve diğ., 2020). Ayrıca kırmızı ve sarı kemik iliklerinde yağ ve su oranının yüksek olması kemik iliğinin sinyal yoğunluğunu etkileyen en önemli etmendir (Tanrıverdi, 2015). Kemik iliklerine oksijen, besin ve hormonların aktarılması, vücudu bir ağ şeklinde saran kan damarları aracılığıyla gerçekleştirilir (Ramasamy, 2017). Kan damarları kemiklerin gelişimi, yenilenmesi ve yeniden şekillenmesi bakımından bir hayli öneme sahiptir (Filipowska ve diğ., 2017).

3.1.1. Femur kemiğinin anatomisi

Vücutta kalça ve dizin hareket fonksiyonunu sağlayan femur kemiği en uzun ve en güçlü kemiktir (Chang ve diğ., 2023). Vücudun yaklaşık dörtte biri kadar uzunluğa sahip olan femur kemiği distal ve proksimal şeklinde iki uç ve corpus adı verilen bir gövdeden oluşmaktadır (Yarar, 2019). Femur başı, femur boynu, büyük trokanter ve küçük trokanter kısımlarından meydana gelen proksimal ucun üzeri eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Femur kemiğinin distal ucu

ise eklem kıkırdağı ile tibiaya bağlanmakta olup proksimal uca göre daha geniş bir yüzey alanına sahiptir. Distal uç yanal kondil, orta kondil, yanal epikondil, orta epikondil ve iç kondil çukuru kısımlarından oluşur (Dikmen, 2012). Yanal kondil, orta kondile göre daha geniş yüzeye sahiptir. Distal ucun arka kısmında bulunan iç kondil çukuru ise yanal ve orta kondili birbirinden ayırır (Açar ve Digiili, 2021). Şekil 3.1’de femur kemiğinin yapısı verildi.



Şekil 3. 1: Femur kemiğinin yapısı.

3.2.Kemik Kırıklarının Mekanobiyolojisi

Kemikler trafik kazası, burkulma, yaralanma vb. travmalar sonucunda hasara uğrayarak kırılabilir. Ağrı, şişlik, morarma, hareket kısıtlılığı gibi belirtilere sebep olan bu kırıkların iyileşme süreci yangı, onarım ve yeniden şekillenme olmak üzere üç aşamada gerçekleşir.

3.2.1. Kemik kırıklarında ilk aşama: yangı

Kemik kırıklarında yangı aşaması kırığın hemen sonrasında başlayan ve kırık bölgesinde oluşan bir iltihaplanma sürecidir. İltihaplanma sonucu bu bölgede kan damarları yırtılarak kan kırık bölgesine sızar. Şişlik, ağrı ve kızarıklığın yaşandığı bu aşamada alçı, splint ve cerrahi müdahaleler uygulanabilir.

3.2.2. Kemik kırıklarında ikinci aşama: onarım

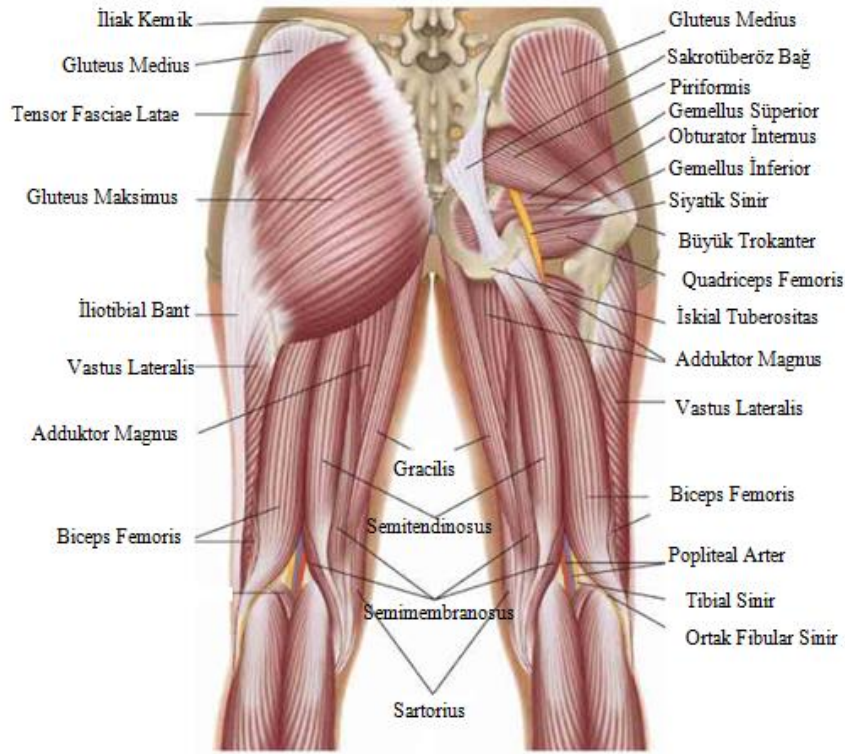
Kemik kırıklarında onarım aşaması yeni dokuların oluşarak kırığın iyileşmeye başladığı aşamadır. Onarım aşaması kallus oluşumu ve yeni doku oluşumu olmak üzere iki ayrı süreçten meydana gelir. Kalluslar kemikleri birbirine bağlayarak kırığın stabilitesini arttıran yapılardır. Bu yapılar kemik iyileşme sürecini başlatarak kırık bölgesinde yeni doku oluşumunu teşvik eder. Kalluslar zamanla sertleşmesi ile kırık bölgesinde yeni doku oluşumu başlar ve bu yeni dokular kırığın iyileşmesini sağlar.

3.2.3. Kemik kırıklarında üçüncü aşama: yeniden şekillenme

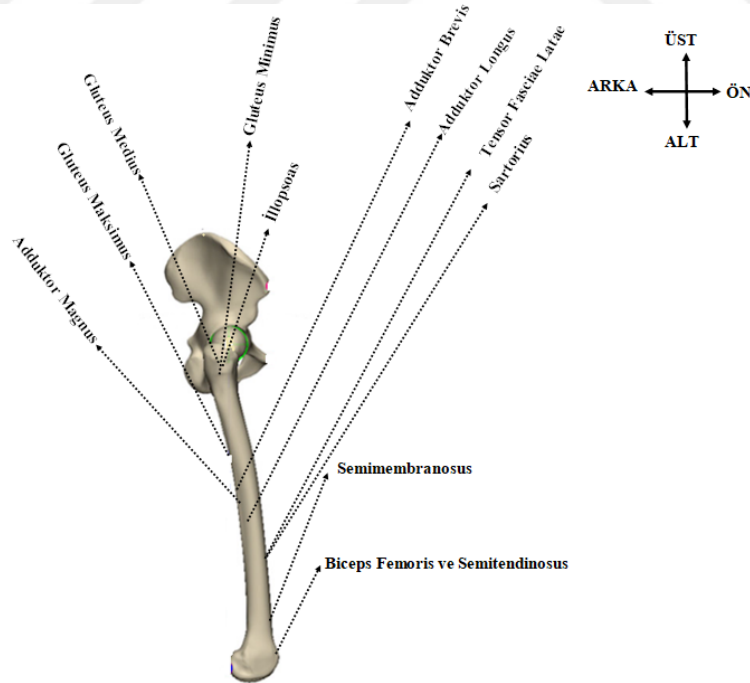
Kemik kırıklarında yeniden şekillenme aşaması kırığın daha fazla sağlamlaşarak tamamen iyileştiği aşamadır. Bu aşamada kallus daha da sertleşerek yeni kemik dokusu olgunlaşır. Yeniden şekillenme aşaması kırık türüne bağlı olarak aylarca veya yıllarca sürebilir. Bu süreçte kırık bölgesindeki yeni kemik dokusu orijinal güç ve dayanıklılığına kavuşur.

3.3.Femur kemiği Kas Yapıları

Femur anatomisi çok yönlü harekete izin veren birçok kasın işlev gördüğü bir yapıya sahiptir. Bu kaslar femur kemiğine bağlanarak bacak hareketlerinin gerçekleştirilmesine yardımcı olur. Femur kasları Gluteaal Bölge, Femur Dış Rotator, Femur Arka Bölge, Femur Ön Bölge ve Femur İç Bölge kasları şeklinde gruplandırılır. Bu kas gruplarının bütünleşmiş ve siyatik etkileri femur kemiğinin yapısal bütünlüğünün sağlanması, dengeli kuvvet üretimi ve kemik dokusunun büyümesi ve kırık sonrasında yeniden şekillenmesi açısından oldukça önemlidir. Şekil 3.2’de bu kasların yerleri verilirken Şekil 3.3’te kas kuvvetlerinin yönleri belirtildi.



Şekil 3. 2:Femur kemiğinde bulunan kaslar.



Şekil 3. 3: Femur kemiğinde bulunan kasların kuvvet yönleri.

3.3.1. Gluteal bölge kaslarının sınıflandırılması

Gluteal bölge kasları kalçanın arka kısmında bulunan ve yuvarlak yapıyı oluşturan kaslardır. Bacağın yana ve arkaya doğru açılmasını sağlayan bu kaslar iç ve dış bacak kaslarının hareketini kolaylaştırır. Gluteal bölge kasları gluteus maximus, gluteus minimus ve gluteus medius olmak üzere üç farklı kas grubundan oluşur.

Gluteus Maksimus Kası: Crista iliaca'nın posterior bölümünden ve sacrum'un arka kısmından başlayan gluteus maximus kası, tuberositas glutea'ya ve tractus iliotibialis'e uzanarak sonlanmaktadır. Bulunduğu bölgenin en büyük kası olan gluteus maximus kası diğer kaslara oranla yaralanmalara daha az maruz kalmaktadır. Gluteus maximus kası yokuş ve merdiven çıkma esnasında aktif olan bir kastır.

Gluteus Minimus Kası: Gluteus minimus kası linea glutea anterior ve linea glutea posterior arasındaki kısımdan başlar. Gluteus mediusun hemen altında bulunan bu kas femur kemiğinin rotasyon ve abdüksiyon görevlerini üstlenir. Bununla birlikte bu kas tek bacak duruşunda pelvisin diğer tarafa düşmesini önler.

Gluteus Medius Kası: Gluteus medius kası ilium'un dış yüzünden başlayarak trochanter major'un ön-dış tarafına doğru uzanan kastır. Geniş ve kalın bir yapıya sahip olan gluteus medius kası bulunduğu bölgede yer alan sinir ve damar sistemlerine zarar gelmesini engeller. Gluteus medius kası ayrıca kalça ekleminin ekstansiyonu, abdüksiyonu ve dış ve iç rotasyonunda etkin rol oynar.

3.3.2. Femur dış rotator kaslarının sınıflandırılması

Femur dış rotator kasları femur kemiğinin dış kısmında bulunmaktadır. Kemiğin dışa doğru dönmesini sağlayan bu kaslar kalça ve diz hareketlerinin gerçekleşmesine yardımcı olur. Dış rotator kasları Piriformis, Obturator Internus, Gemellus Süperior, Gemellus İnferior, Kuadratus Femoris ve Obturator Eksternus olmak üzere altı adettir.

Piriformis: Alt omurgadan başlayarak femur kemiklerinin üst kısmına bağlanmaktadır. Kalçanın her iki yana da hareketini sağlayan bu kas etrafında yer alan diğer kasların aşınmasını da engellemektedir.

Obturator Internus: Pelvisin dış kısmında bulunan bu kas, pelvik tabanın dış kısmını saran ve kalça eklem hareketlerine destek veren bir kas grubudur.

Gemellus Süperior: Piriformis kasının üzerinde bulunan bu kas kalçanın dışa doğru çevrilmesini ve pelvisin stabilizasyonunu sağlar.

Gemellus İnférieur: Piriformis kasının altında bulunan bu kas kalçanın dışa doğru çevrilmesini ve pelvisin stabilizasyonunu sağlar.

Kuadratus Femoris: Femur kemiğinden diz kısmına kadar uzanan bu kas femur kemiklerinin abduksiyon, iç rotasyon ve fleksiyon hareketlerini gerçekleştirmesini sağlar. Kuadratus Femoris kası ayrıca kemik yapılarının korunmasında da aktif olarak rol oynamaktadır.

Obturator Eksternus: Kalça eklemine altından eklem arkasına geçerek fossa trochanterica'da sonlanan bu kas femura dış rotasyon yaptırarak stabilizasyonu sağlar.

3.3.3. Femur arka bölge kaslarının sınıflandırılması

Femurun arka kısmında yer alan femur arka bölge kasları diz eklemine bükülmesi, kalça rotasyonu ve kalça eklemine ekstansiyonunu (genişleme) gerçekleştiren kaslardır. “Hamstring Grubu” olarak da adlandırılan bu kaslar bacaklarda güç ve dengenin kontrolünü sağlar. Bu kaslar Semitendinosus, Semimembranosus ve Biceps Femoris olmak üzere üç çeşittir.

Semitendinosus: Pelvisin alt kısmından dizin alt kısmına kadar uzanan bu kas uzun ve dar bir yapıya sahiptir. Kalça ve diz hareketlerinin gerçekleştirmesinden sorumlu olan bu kas diz eklemine iç rotasyonun minör hareketinde önemli rol oynar.

Semimembranosus: Femurun medial tarafından aşağıya doğru uzanan bu kas günlük hareketleri gerçekleştiren kastır. Bu kas bacağı bükme hareketini yaptırır ve bacak bükülürken iç rotasyon ve ekstansiyon hareketini yaptırır.

Biceps Femoris: Femurun arka kısmında yer alan ve üst kısmına doğru uzanan Biceps Femoris kası bacağın bükülmesi ve dış rotasyon hareketi ile femurun germe hareketi yapmasına yardımcı olur.

3.3.4. Femur ön bölge kaslarının sınıflandırılması

Femur ön bölge kasları diz ve kalça arasında bulunmaktadır. Bu kaslar Quadriceps Femoris, Sartorius ve Tensor Fasciae Latae olmak üzere üç çeşittir.

Quadriceps Femoris: Vücudun en güçlü kası olan Quadriceps Femoris kasının görevi diz ekleminde bacağı ekstansiyona getirmek ve kalça ekleminde femuru esnetmektir. Dörtlü kas

olarak da adlandırılan bu kas rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis ve vastus intermedius kaslarının birleşiminden meydana gelir.

Sartorius: Omurganın alt tarafından başlayan sartorius kası, bacağı dizin medial tarafına doğru iter ve tibianın proksimal bölgesine doğru ilerler. Vücudun en uzun kası olan Sartorius kası uzun süre yürüme ve koşma, kalçanın sağa sola dönmesi ve bacağın katlanıp bükülmesini sağlar.

Tensor Fasciae Latae: Femurun proksimal kısmında iliotibial (IT) bandın yüzeysel ve derin lifleri arasında yer alan bir kastır. Fleksiyon, abduksiyon ve iç rotasyon dahil olmak üzere kalça hareketlerinde gluteus maximus , gluteus medius ve gluteus minimus kasları ile çalışır. Ayrıca Tensor Fasciae Latae kası ayakta durma ve yürüme sırasında pelvis stabilitesine yardımcı olur.

3.3.5. Femur iç bölge kaslarının sınıflandırılması

Adduktor kaslar olarak da bilinen bu kaslar femurun iç kısmında bulunarak bacağı destekleyen kaslardır. Adduktor Magnus, Adduktor Longus, Adduktor Brevis ve Gracilis olmak üzere üç çeşit iç bölge kası vardır.

Adduktor Magnus: Üçgen şeklinde olan bu kasın tepe noktası kalça kemiğinde ve tabanı femurun linea asperasında bulunur. Adduktor magnus kası, pelvis ve femurun dinamik stabilizatörü olmanın yanı sıra femurun ana hareket ettiricisi olarak kilit bir role sahiptir.

Adduktor Longus: Femurun medial kısmında yer alan geniş, yelpaze şeklinde bir kastır. Bu kas femurun dış/yan rotasyonunda ve fleksiyonunda önemli rol oynar. Ayakta durma pozisyonunda pelvisin stabilize edilmesine ve yürüme sırasında alt ekstremitenin dengesine yardımcı olur.

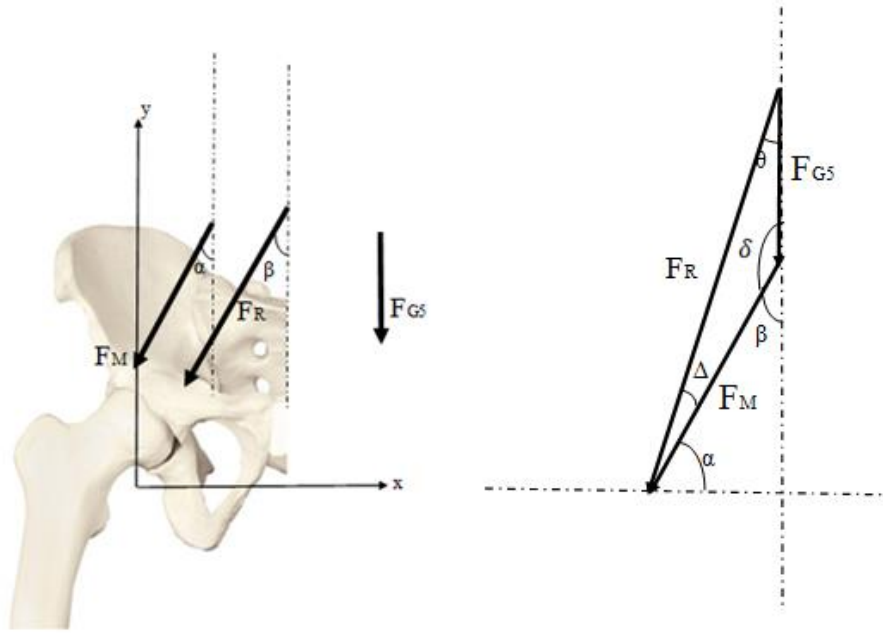
Adduktor Brevis: Kısa ve geniş bir yapıya sahip olan bu kas bacağın bedene doğru çekilmesini sağlar.

Gracilis: Femurun iç bölgesinde yer alan ince ve uzun bir kastır. Pelvisin iç kısmından başlayıp bacağın iç kısmına uzanan Gracilis kası bacağın esneme ve dönme hareketlerinin gerçekleşmesine yardımcı olur.

3.4.Femur Kemiğinin Biyomekaniği

Şekil 3.4'te tek bacaklı bir duruş modelinde femur başına etki eden kuvvetlerin analizi verildi. Bu durumda bacağın dışa doğru yer değiştirmesini sağlayan F_M kas kuvveti ile vücut ağırlığına bağlı olarak oluşan F_G kuvvetinin bileşke kuvveti F_R olarak belirlendi. F_R kuvveti, kalça

ekleminin dönme etkisiyle femur başının merkezine doğrudan etki eden bir kuvvettir. Ayrıca F_R kuvvetinin yönü ise F_M ve F_{G5} kuvvetlerini birleştiren düz bir çizgi şeklindedir.



Şekil 3. 4: Tek bacaklı bir duruş modelinde femur başına etki eden kuvvetlerin analizi.

Şekil incelendiğinde; F_{G5} : vücut ağırlığına bağlı kuvveti, F_M : kas kuvvetini ve F_R : F_G ve F_M kuvvetlerinden oluşan bileşke kuvveti temsil etmektedir. Bu kapsamda;

Kosinüs teoreminden yararlanarak F_R değeri bulundu.

$$F_R = \sqrt{F_M^2 + F_{G5}^2 - 2 * F_M * F_{G5} * \cos\delta} \quad (1)$$

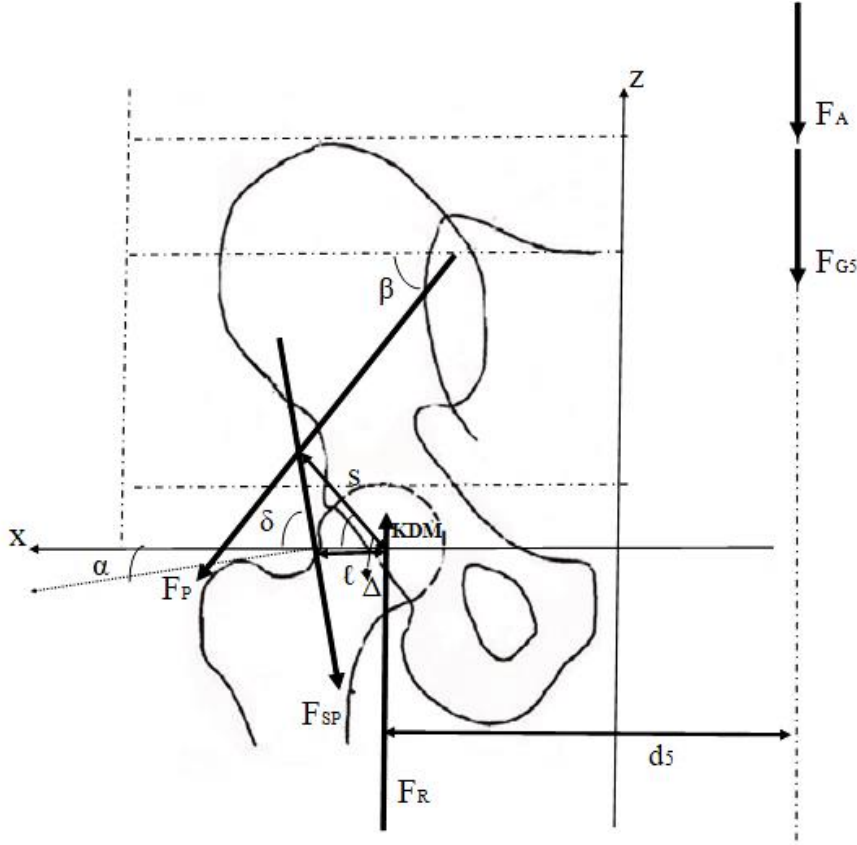
Daha sonra θ açısını bulmak için sinüs teoremi kullanıldı.

$$\frac{F_R}{\sin\delta} = \frac{F_M}{\sin\theta} = \frac{F_{G5}}{\sin\Delta} \quad (2)$$

Bu durumda θ açısı;

$$\theta = \arcsin\left(\frac{F_M}{F_R} * \sin\delta\right) \quad (3)$$

formülü ile bulunur.



Şekil 3. 5:Kalça eklemine maruz kaldığı bileşke kuvvet F_R 'nin yönü ve büyüklüğünün biyomekanik modeli.

Kalça eklemine maruz kaldığı bileşke kuvvet F_R 'nin yönü ve büyüklüğünün biyomekanik modeli Şekil 3.5'te gösterildi (Eschweiler ve diğ., 2012). Şekil incelendiğinde F_P Pelvik Kas Grubu, F_{SP} Spino-Krural Kas Grubu ve F_A Dinamik Hızlanma Kuvvetini temsil etmektedir.

Biyomekanik model analiz edildiğinde F_R bileşke kuvvetinin hesaplanması için aşağıdaki adımlar izlenir.

Kalça Dönme Merkezi (KDM)'ne göre moment alındığında;

$$d_5 * (F_{G5} + F_A) + l * F_P * \sin(\alpha - \beta) + s * F_{SP} * \sin(\Delta - \delta) = 0 \quad (4)$$

F_R bileşke kuvvetinin x ve z bileşenleri;

$$F_R = \sqrt{F_{Rx}^2 + F_{Rz}^2} \quad (5)$$

Daha sonra x ve z eksenlerine göre kuvvetler toplandığında;

$$\sum F_x = 0 \rightarrow F_{sp} * \cos\delta - F_p * \cos\beta + F_{Rx} = 0 \quad (6)$$

$$\sum F_z = 0 \rightarrow F_{sp} * \sin\delta - F_p * \sin\beta + F_A - F_{Rz} = 0 \quad (7)$$

Ortalama bir insan ağırlığı 80 N kabul edildiğinde bir bacağa yüklenen yük 40 N olacaktır. Bu durumda Newton'un 2. Yasası gereğince;

$$F = m * a \quad (8)$$

a: yer çekimi ivmesi~ 9,81 m/s^2

Bu durumda; $40 = m * 9,81 \rightarrow m = 4,0774 \text{ kg}$ olacaktır.

KDM 'ye göre moment alındığında;

$$F_{sp} * (-r) * 4,0774 + \ell * \cos\theta * (F_{G5} + F_A) = 0 \quad (9)$$

r: KDM yarıçapı

Bu durumda F_{sp} kuvveti;

$$F_{sp} = -\frac{1}{r * 4,0774} * \ell * \cos\theta * (F_{G5} + F_A) \quad (10)$$

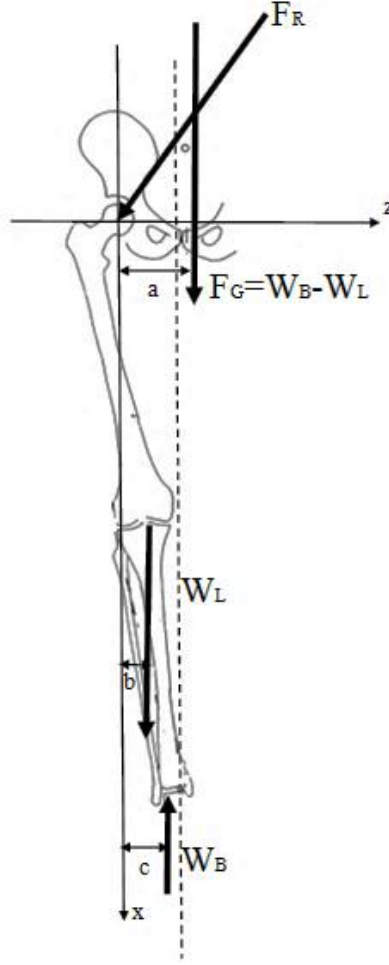
$$F_{sp} = -\frac{0,23 * \ell * \cos\theta}{r} * (F_{G5} + F_A) \quad (11)$$

olarak hesaplanır.

F_{sp} kuvveti (4) denkleminde yerine yazıldığında F_p kuvveti;

$$F_p = \frac{(\frac{0,23 * s * \ell * \cos\theta * \sin(\Delta - \delta)}{r} - d_5)}{\ell * \sin(\alpha - \beta)} * (F_{G5} + F_A) \quad (12)$$

şeklinde elde edilir.



Şekil 3. 6: Chiari osteotomisinde kalça eklemi üzerinde meydana gelen reaksiyon kuvvetinin büyüklüğü.

Şekil 3.6’da Iglig ve diğ.,(1990) Chiari osteotomisinde kalça eklemi üzerinde meydana gelen reaksiyon kuvvetinin büyüklüğünü inceledikleri model verildi.

Femur başına göre moment alındığında;

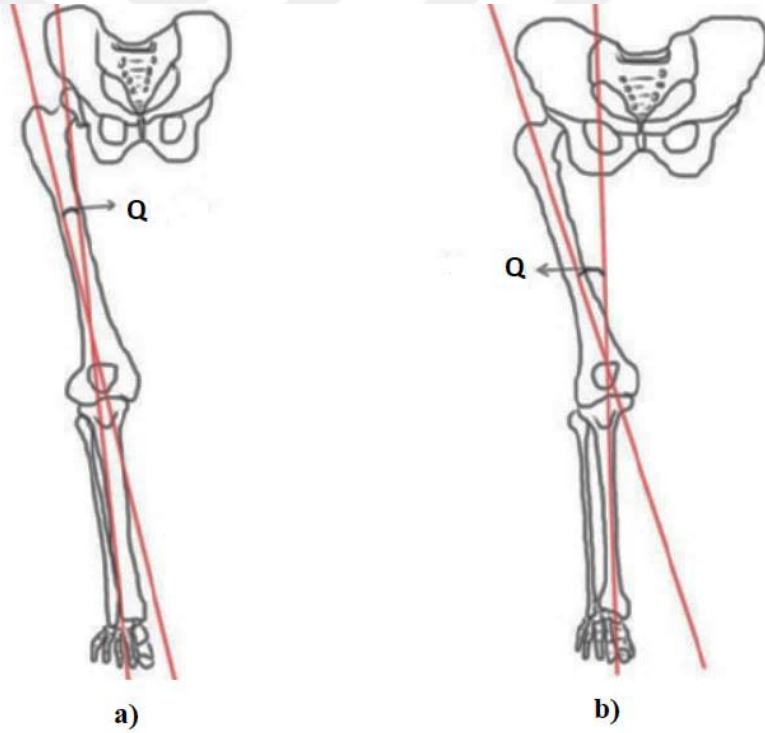
$$-(W_B + W_L) * a + W_L * b - W_B * c = 0 \quad (13)$$

Bu durumda a uzunluğu;

$$a = \frac{W_B * c + W_L * b}{W_B - W_L} \quad (14)$$

şeklinde hesaplanır.

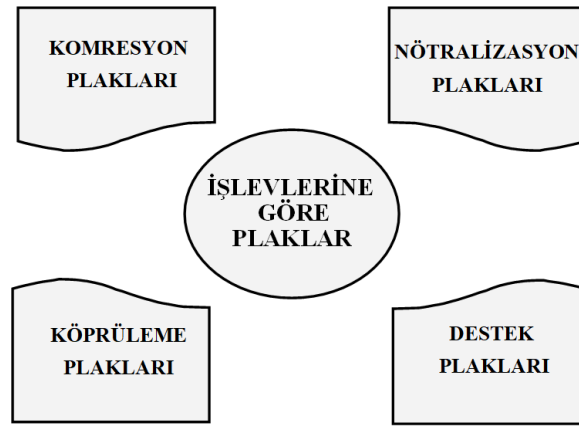
Sağlıklı bir insanda dik pozisyon ve dengeli yük aktarımı için bacak kemiklerinin uygun bir dizilime sahip olması gerekmektedir. Bu dizilim kadın ve erkeklerde farklı olup Şekil 3.7’de mekanik eksenlerle belirtildi. Şekil incelendiğinde eksenlerden biri femur başı merkezi, diz eklemi merkezi ve ayak bileği merkezinden geçerken, diğer eksen femur kemiği hizasından geçmektedir. Femur ve tibia kemiklerinin buluştuğu kısımda oluşan Q açısı ise biyomekaniksel durumu ve tibia ve femur kemiklerinin dizilimini değerlendirmek amacıyla kullanılır. Bu açı kadınlarda yaklaşık $(14,5-17)^{\circ}$ iken erkeklerde yaklaşık $(10-14)^{\circ}$ ’dir. Q açısının kadınlarda daha yüksek olmasının sebebi daha geniş bir pelvise sahip olmaları, Spina İliaka Anterior (SİAS)’ın daha lateral bölgede yer alması ve femur kemiğinin erkeklere göre daha kısa olmasıdır (Karabulut, 2018). Ayrıca Q açısının artması quadriceps kasının patella üzerine uyguladığı lateral çekim kuvvetini arttırmaktadır. Bu durum ağrı ve dizin dış yan tarafına doğru çıkıkların oluşumuna sebebiyet vermektedir (Sharma ve diğ., 2023).



Şekil 3. 7:Femur ve tibia kemiklerinin buluştuğu kısımda oluşan Q açısı a) erkek ve b) kadın (Karabulut, 2018).

3.5.Kemik Plakları

Kemik kırıklarının tedavisinde uzun yıllardır kullanılan alçılama ve traksiyon uygulamalarının yerini günümüzde biyolojik ve mekanik ilkelere dayanan plaklar almıştır. Kırık hizalamasını ve stabilizasyonunun geliştirilmesini sağlayan plaklar yaralanma ve kaynamama olasılığı yüksek olan kırıkların tedavisinde etkili bir yöntem olarak gösterilmektedir (Holzman ve diğ., 2016, Keudell ve diğ., 2016). Plaklar kırık kemiğin anatomik ve stabil olarak sabitlenmesini sağlayarak kemik bütünlüğü ve uzuv fonksiyonlarının yeniden oluşmasına imkân tanır. İyileşme aşamasında yeniden yapılandırılan segmentlerin şekil ve konumunu koruyan plaklar, kırığın daha erken zamanda iyileşmesini sağlar. Ayrıca plaklarda vida sayısı, vida türü, vida konumu, kırık türü, plak türü ve uzunluğu tedaviyi etkileyen başlıca faktörlerdir. Plaklar Şekil 3.8’te belirtildiği üzere işlevlerine göre kompresyon, nötralizasyon, köprüleme ve destek plakları şeklinde sınıflandırılmaktadır.



Şekil 3. 8:İşlevlerine göre plaklar.

Kompresyon Plakları: Uzun kemik kırıklarında aksiyal sıkıştırma kuvveti uygulanması prensibine dayanmaktadır (Viberg ve diğ., 2017). Bu plaklar çok parçalı diyafiz kırıkları, proksimal femur kırıkları ve revizyon ameliyatlarında tercih edilmektedir (Lee ve diğ., 2014).

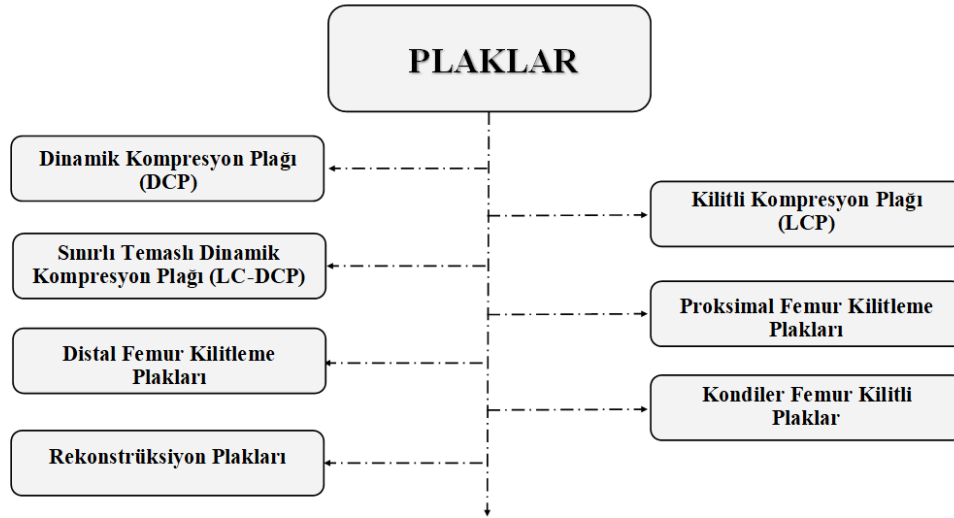
Nötralizasyon Plakları: Diyafizer kırıklarda lag vidalarının sabitlenmesini sağlayarak kırık bölgesinde meydana gelen dönme, bükülme, burulma ve eksenel kuvvetlerin oluşturduğu deformelerin önüne geçmektedir (El-Wahab ve diğ., 2018). Özellikle homojen yük dağılımını gerçekleştiren nötralizasyon plakları kilitli veya kilitsiz formatlarda kullanılabilir (Zhou ve Chen, 2017).

Köprüleme Plakları: Uzun kemik kırıklarında aksiyal deformasyonları önlemek için kullanılmakta olup kırık stabilitesini önemli ölçüde sağlamaktadır (Schell ve diğ., 2017). Kırığın her iki tarafında en az üç vida ile sabitlemenin gerektiği bu plaklar ikincil kemik iyileşmesini gerektirmektedir (Mardian ve diğ., 2015, Elkins ve diğ., 2016).

Destek Plakları: Metafiz kırıklarında eklem yüzeyinin redüksiyonunun sağlanması için lag vidaları ile kullanılır (Kfuri ve Schatzker, 2018). Kırığa paralel bir şekilde konumlandırılan bu plaklar sayesinde artiküler yüzeyde meydana gelebilecek çökmelerin önüne geçilir (Çatakdere, 2022).

3.6.Plakların Sınıflandırılması

Femur kırıklarının tedavilerinde en çok tercih edilen plak çeşitleri; Dinamik Kompresyon Plağı (DCP), Kilitli Kompresyon Plağı (LCP), Sınırlı Temaslı Dinamik Kompresyon Plağı (LC-DCP), Proksimal Femur Kilitleme Plakları, Distal Femur Kilitleme Plakları, Kondiler Femur Kilitli Plaklar ve Rekonstrüksiyon Plaklarıdır. Şekil 3.9’da bu sınıflandırmaya ait görsel belirtilirken Şekil 3.10’da plakların özellikleri verildi.



Şekil 3. 9: Plakların sınıflandırılması.

PLAK	PLAK GÖRSELİ	PLAK İŞLEVİ	PLAK KONUMU	STANDART PLAK ÖLÇÜLERİ		
				KALINLIK (mm)	GENİŞLİK (mm)	BOY OPSİYONLARI (mm)
Dinamik Kompresyon Plâğı (DCP)		Tüm parçalar arası hareketi ortadan kaldırarak mutlak stabilite sağlanması.	Femurun lateral kısmı	5	12	39 55 71 87 103 119 135 151 167 183 199 215 231 247
Kilitli Kompresyon Plâğı (LCP)		Tüm parçalar arası hareketi ortadan kaldırarak mutlak stabilite sağlanması.	Femurun lateral kısmı	6	17.5	164 204 244 284 324
Sınırlı Temaslı Dinamik Kompresyon Plâğı (LC-DCP)		Parçalar arası kompresyonla elde edilen mutlak kırık stabilitesi ile doğrudan kemik iyileşmesinin sağlanması.	Femurun ön veya arka yüzeyi	3.3	11	28 41 54 67 80 93 106 119 132 145 158 184 197 210
Proksimal Femur Kilitleme Plâğı		Kemik parçalarının sıkıştırılabileceği iki parçalı kırık modelleri için mutlak stabilite ile sabitleme sağlanması.	Femurun lateral kısmı	6.5	18	155 198 241 285
Distal Femur Kilitleme Plâğı		Tek düzlem kırığında anatomik reduksiyonu ve dinamik kompresyonun sağlanması.	Distal femurun eklemler bloğu üzeri	6	16	152 193 234 275
Kondiler Femur Kilitli Plâğı		Basit metafiz kırıklarında, tek düzlem kırığında anatomik reduksiyonun sağlanması ve dinamik kompresyonun sağlanması.	Femurun lateral kısmı	4.2	16.7	: 142 158 174 190 206 222 238 254 270 286
Rekonstrüksiyon Plâğı		Segmental ve parçalı kırıklar, enfeksiyona bağlı kemik kaybı ve kaynamama, atrofik kemik ve tümör defektlerinin onarımı	Yumuşak dokuların üstüne, lateral kısmın arkası	3.5	10	70 84 98 112 126 140 154 168

Şekil 3.10: Plakların özellikleri.

3.6.1. Dinamik kompresyon plâğı (DCP)

Kırık bölgesine uygulanan sıkıştırma prensibine dayanan DCP ilk kez 1967 yılında Schenk ve Willenegger tarafından öne sürülmüştür (Hernigou ve Pariaat, 2017). DCP'nin oluşturduğu sıkıştırma kuvveti sayesinde plak üzerindeki vidalar sıkıldığında plâğın kayması engellenmiştir (Ristow ve diğ., 2020). Böylelikle plakta kallus oluşumu önlenerek kırık stabilitesi sağlanmaktadır. Ayrıca DCP'ler fizyolojik yükleme esnasında plak ile kemik arasında sürtünmeli yük iletimini sağlamaktadır (MacLeod ve diğ., 2014). Bu durum vida gevşemelerinin önüne geçerek kemiğin yeniden şekillenmesini hızlandırır. Femurun distal ve proksimal kısımlarına en az üç vidanın yerleştirildiği plâğın tüm delikleri 4,5 mm kortikal vida ile sabitlenmeye uygundur.

3.6.2. Kilitli kompresyon plağı (LCP)

Parçalı kırıkların tedavisinde stabiliteyi oldukça arttıran LCP ilk olarak 21. Yüzyılın başlarında kullanılmaya başlamıştır (Shah ve diğ., 2017). Karmaşık femur kırıkları, proksimal diyafiz kırıkları ve revizyon ameliyatlari için uygun olan bu plaklar biyolojik fiksasyonu arttırmaktadır (Nayak ve diğ., 2011, Lee ve diğ., 2014). LCP'ler kırık stabilitesini sağlayarak anatomik olarak kırığı azaltmaktadır. Ayrıca plak konvansiyonel bir vida veya konik dişli kilitleme vidaları ile sabitlenmektedir.

3.6.3. Sınırlı temaslı dinamik kompresyon plağı (LC-DCP)

DCP'larda temas yüzeyinin azaltılması ile elde edilen LC-DCP ilk olarak 1990 yılında Perren ve diğ., (1990) tarafından kullanılmıştır. Özellikle femur kırıklarının sabitlenmesi için tercih edilen bu plaklar kemik ile arasında sağlamış olduğı sınırlı temas sayesinde periosteal kallus oluşumunu desteklemektedir. Nötrleştirme, destek, gergi bant, köprüleme ve indirgeme plakaları biçiminde sınıflandırılan LC-DCP'ler temas yüzeyinin azaltılmasının sonucu olarak dolaşım sistemine daha az müdahale ederek kırığın kaynama hızını arttırır (Dolui ve Ghosh, 2023). Ayrıca LC-DCP'lerde vida deliklerinin eğik olması sayesinde vida her iki yöne de eğilim sağlayabilmektedir.

3.6.4. Proksimal femur kilitleme plakları

Proksimal femur kilitleme plakları trokanterik ve subtrokanterik bölge kırıklarının tedavisi için kullanılmaktadır (Mahiroğulları ve diğ., 2012). Bu plaklar özellikle çoklu yaralanmaların tedavisinde stabil sabitleme sağlayabilir ancak genellikle revizyon ve ikinci ameliyat gerektirir (Collinge ve diğ., 2016, Floyd ve diğ., 2013). Proksimal femur plakları femur kök kaybını azaltma, kan dolaşımını koruma ve erken iyileşmeyi sağlaması bakımından tedavide oldukça başarılıdır (Zhang ve diğ., 2022). Bu plaklarda tam dişli 2,7 veya 3,5 mm gecikme vidaları, kısmen dişli 6,5 mm gecikme vidaları ve kısmen dişli 4,0/4,5 mm kanüllü gecikme vidaları tercih edilebilmektedir.

3.6.5. Distal femur kilitleme plakları

Distal femur kilitleme plakları 1990'lı yıllarda plak üzerinde daha fazla sayıda sabit açılı sabitleme noktası elde etmek için tasarlanmıştır (Collinge ve diğ., 2023). Distal femur kilitleme plaklarında sertlik, güç ve stres konsantrasyonunu kapsayan biyomekanik performansını belirlemek oldukça önemlidir (Zdero ve diğ., 2023). Ameliyat sonrasında biyolojik sabitleme teknikleri sayesinde kemik kaynama oranını arttıran distal femur kilitleme plaklarında standart

bikortikal vidalar veya kilitli başlı vidalar kullanılmakta olup femurun distal ve proksimal kısımlarından 4-5 vida ile sabitlenmektedir.

3.6.6. Kondiler femur kilitli plaklar

Kondiler femur kilitli plaklar kırığın alt ve üst bölgesinde intramedüller vida ile sabitlenerek anatomik bütünlüğü sağlayan plaklardır (Jones ve diğ., 2020). Eklemlerin büyük ölçüde sabitlenmesine izin veren kondiler femur kilitli plaklar meydana gelmesi muhtemel varus çökmelerini önlemektedir. Ayrıca kondiler femur kilitli plakları femur ile uygun stabilitenin sağlanmasında etkin rol oynamaktadır.

3.6.7. Rekonstrüksiyon plakları

Rekonstrüksiyon plakları çentik yapıları oval vida deliklerine sahip olması sebebiyle diğer plaklara göre daha fazla şekillendirme olanağı sunmaktadır. Özellikle deliklerin oval olması sayesinde sıkıştırma hareketine izin veren bu plaklar anatomik kırıklarda oldukça tercih edilmektedir.

3.7. Plaklarda Kullanılan Malzemeler

Plaklar vücudun içine yerleştirilerek, tamamen veya kısmen epitel yüzey altında kalan biyomedikal cihazlardır (Güner ve Meran, 2019). Bu nedenle plak malzemeleri genel olarak yüksek mukavemet, korozyon direnci, biyoyumluluk, düşük Young modülü ve iyi bir aşınma direncine sahip olmalıdır. Halihazırda plaklarda kullanılan en yaygın malzemeler paslanmaz çelik, titanyum alaşımları ve kobalt alaşımlarıdır.

3.7.1. Paslanmaz çelik

Paslanmaz çelik belli bir miktar krom ve karbon elementlerini içeren korozyona karşı dayanıklı olan çelik alaşımıdır. Oksijenle teması halinde meydana gelen krom-oksit tabakası sayesinde paslanmayı önleyen bu çelik türü kemik plaklarında oldukça yaygın bir şekilde tercih edilmektedir. Paslanmaz çeliğin elastikiyet modülü kemiğin elastikiyet modülünden daha yüksek olması sayesinde yükün kemiğe aktarılması sağlanarak stres kalkını minimize edilmektedir.

3.7.2. Titanyum alaşımları

Titanyum alaşımları önemli bir yapısal malzeme olup hafiflik, yüksek korozyon direnci ve üstün biyoyumluluk özellikleri itibarıyla kemik plakları için en ideal malzeme olarak bilinir (Chen ve diğ., 2020). Kemik plaklarının elde edilmesinde sıklıkla tercih edilen titanyum alaşımları kemik dokusunda herhangi bir toksik veya yan etkiye sebebiyet vermemektedir.

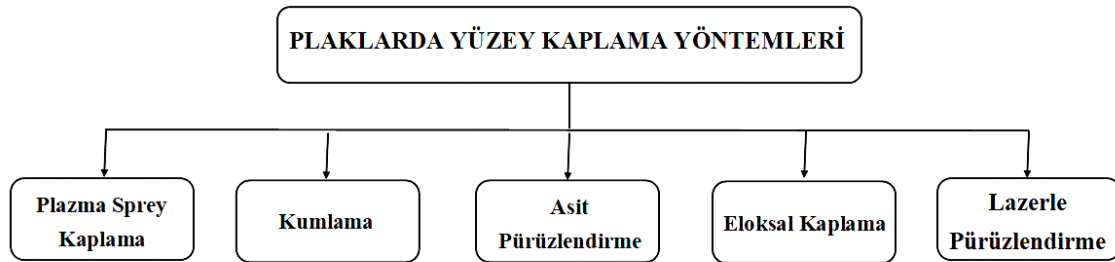
Ancak titanyum alaşımlarında osteojenik indüksiyonun zayıf olması dolayısıyla kemik ile plak arasında fibröz (katılaşma) görülebilir (Zuo ve diğ., 2021).

3.7.3. Kobalt alaşımları

Kobalt alaşımları, yüksek mekanik dirence sahip olmanın yanı sıra aşınma ve korozyon etkilere karşı dayanıklı malzemelerdir. Kobalt alaşımları, diz ve kalça implantları başta olmak üzere implantların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca kobalt alaşımlarına %15-30 oranında krom eklenmesi durumunda meydana gelen pasifleştirici oksit tabakası implantın mekanik özelliklerini geliştirmektedir.

3.8. Plaklarda Yüzey Kaplama Yöntemleri

Plaklarda kaplama işlemi farklı bir materyalin plak yüzeyine eklenmesiyle gerçekleştirilir. Kaplamanın esas amacı plak ile yumuşak doku arasındaki bağı güçlendirerek olası bölgesel kusurların önlenmesidir. Plazma sprej kaplama, kumlama, asitle pürüzlendirme, eloksal kaplama ve lazerle pürüzlendirme plaklarda en çok tercih edilen yüzey kaplama yöntemleridir. Şekil 3.11’de bu kaplama yöntemlerine ait sınıflandırma verildi.



Şekil 3. 11: Plaklarda yüzey kaplama yöntemleri.

3.8.1. Plazma sprej kaplama

Plazma sprej kaplama işlemi toz formatındaki hammaddenin plazma arkı ile malzeme yüzeyine püskürtülmesidir. Maliyet, güvenilirlik ve koruyuculuk avantajlarına sahip olan plazma sprej kaplama yöntemi plaklarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Çoğunlukla hidroksiapatit, kalsiyum-fosfat titanyum, alüminyum alaşımlarının kullanıldığı bu yöntem plakların canlı kemik ile güçlü bir bağ kurmasını sağlar (Ratha ve diğ., 2021).

3.8.2. Kumlama

Kumlama işlemi, kum boyutundaki parçacıkların basınçlı hava ile malzeme yüzeyine püskürtülmesidir. Metallerin yüzey etkileşimini arttıran bu işlem plaklarda istenen yüzey

özelliklerini iyileştirerek plağın pürüzlülüğünü artırır. Alüminyum alaşımlarının daha çok tercih edildiği kumlama işleminde kullanılan materyallerin birbiri ile biyouyumlu olması gerekmektedir.

3.8.3. Asitle pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme, titanyum yüzeylerin hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H₂SO₄), nitrik asit (HNO₃) ve hidroflorik asit (HF) kullanılarak pürüzlendirme işlemidir (Appelqvist ve diğ., 2024). Kemik oluşumunu hızlandıran bu yöntemde plak yüzeyinde 0,5-2 µm çapa sahip çukurlar meydana gelir. Ayrıca asitle pürüzlendirme işlemi sonrasında yüzeyde artık madde miktarı ile daha az karşılaşmaktadır.

3.8.4. Eloksal kaplama

Eloksal kaplama, H₂SO₄, fosforik asit (H₃PO₄), HNO₃, HF gibi asitler kullanılarak titanyum yüzeylerde korozyona karşı dayanıklılığı arttırmak için yapılan oksidasyon işlemidir. Oldukça karmaşık bir yöntem olan eloksal kaplama plaklara uygulandığı takdirde kemik büyümesi, mekanik kilitlenme ve biyolojik bağlanmayı sağlamaktadır (Hayran ve diğ., 2016).

3.8.5. Lazerle pürüzlendirme

Lazerle pürüzlendirme yüksek enerjili ışınların maksimum 1 µm çukurcuklar oluşturarak yüzeyi pürüzlendirme işlemidir. Titanyum alaşımlarının daha çok tercih edildiği bu yöntem plaklarda pürüzlülüğün yanı sıra korozyon direnci ve sertliği olumlu yönde etkiler. Bu işlem sonucunda yüzey temizlenerek kemik iyileşmesinde osseointegrasyon sağlanır.

3.9. Plaklara Uygulanan Akreditasyon Testleri

Akreditasyon, herhangi bir alanda uygunluk değerlendirme kuruluşları tarafından belirlenmiş olan kalite güvence süreçlerini ifade etmektedir. Esas anlamda belirli standartların değerlendirildiği akreditasyon testleri kalite altyapısı, kalibrasyon, muayene analiz raporları, ürün ve personel belgelerini kapsamaktadır. Kemik plaklarına uygulanan akreditasyon testleri ise implantasyon sonrası plağın kemik içi tahriş edici etkiye sebep olma potansiyelinin incelenmesi amacıyla yapılır. Plaklara uygulanan başlıca akreditasyon testleri ASTM F382-17, ASTM F897-19, ASTM F2502-05, ASTM 2502-17 ve ASTM F2077'dir.

ASTM F382-17: Metalik kemik plaklarında yorulma performansını karakterize etmek için yapılan test standartıdır. Belirli bir bükülme momentinde plağın yorulma ömrünü belirler.

ASTM F897-19: Osteosentez için kullanılan plak ve vidaların oluşturduğu sürtünme korozyonu nedeniyle meydana gelen metal kaybını belirleyen test standartıdır.

ASTM F2502-05: Biyolojik olarak emilebilir plak ve vidaların performanslarını karakterize etmek için kullanılan standarttır.

ASTM F2502-17: Emilebilir plakların vücuda implante edildikten sonra zamanla bozunması için yapılan test yöntemidir. Özellikle pediatrik hastalar için avantajlı olan bu yöntem tedavi sonrası plağın sökülmesi gerekliliğini ortadan kaldırır.

ASTM F2077: Kemik implantlarının dikey kuvvetler altında dayanım ve deformasyonunu belirlemek amacıyla kullanılan standarttır.

3.10. Plaklarda Vida Fiksasyonu

Vidalar, sıkıştırma kuvvetinden yararlanarak kemik kırıklarını tedavi etmek için plak veya fiksator gibi cihazları kemiğe sabitleyen ekipmanlardır. Kemiğin stabilizasyonunu sağlamak için plak üzerindeki deliklerden kemiğe sabitlenen vidalar plaktaki aşırı stresin azalmasını sağlar. Vida tipi seçilirken kemik kalitesi, kırığın konumu ve hastanın yaşı gibi faktörler göz önünde bulundurulur. Ayrıca daha iyi bir fiksasyonun sağlanmasında vidalar plak üzerinde konumlandırılırken kırık parçaların yerleşimi, vida sayısı ve vidaların plak üzerindeki yerlerinin belirlenmesi büyük önem taşır (Turan ve diğ., 2018). Vida sayısı belirlenirken mümkün mertebe minimum vida kullanımına özen gösterilmelidir. Bu durum plağa yüklenen stresin azalmasını ve buna bağlı olarak korozyon riskinin minimize düzeylere inmesini sağlamaktadır. Vidalar konumlandırılırken kırık hattına yakın yerleştirilen vidalar ise plağın hasar alma riskini arttırmaktadır (Lv ve diğ., 2017). Dolayısıyla vidalar uygun konumlandırıldığı takdirde kırık parçalarının stabilizasyonu artarak makul kallus oluşumu gerçekleşir.

Vidalar konumlandırılırken dikkat edilmesi gereken hususlardan biri de plak ile kemik arasındaki boşluğun minimum düzeyde tutulmasıdır. Özellikle minimal invaziv tekniklerde avantajlı olan bu durum vidaları plağa kilitleyerek eksenel kuvvetin plak boyunca iletilmesini sağlar. Bu sayede plağın tüm bölgelerine eşit miktarda kuvvet aktararak sekonder kemik kaybı riski azalır ve kemik iyileşme süreci hızlanır. Plak ile kemik arasında tam temasın sağlanamaması durumunda ise vidalar plağı kilitleyemez. Bu durum kuvvetin plak boyunca eksenel olarak iletilmemesine neden olur. Vidalar Şekil 3.12’de gösterildiği üzere süngerimsi, korteks, kanüllü, kilitli ve kilitsiz olarak sınıflandırılır.

3.10.1. Süngerimsi vidalar

Süngerimsi kemik vidaları uzun kemiklerin boyun kısmında bulunan süngerimsi kemiklerdeki kırıkların onarılmasında kullanılır. Geniş aralıklı dişlere sahip olan bu vidalar yüksek kavrama yeteneği ile gevşemeleri azaltır.

3.10.2. Korteks vidalar

Korteks vidalar, kortikal kemik kırıklarını sabitlemek için kullanılır. Küçük diş aralığı ve büyük çekirdek çaplarına sahip olan vidalar kemiğe sıkı bir şekilde bağlanarak iyi bir tutuş ve stabilite sağlar. Ayrıca kortikal vidalar kendiliğinde kılavuzlanma özelliği sayesinde ön delme işlemine olan ihtiyacı ortadan kaldırmaktadır.

3.10.3. Kanüllü vidalar

Kanüllü vidalar içi boş bir merkezi çekirdeğe veya kanala sahip olan vidalardır. Sıkıştırma ve stabilite sağlamada etkili olan bu vidalar kırık parçalarını bir arada tutan dişli yapıdadır. Kanüllü vidalar femur, tibia ve humerus gibi uzun kemiklerdeki kırıklar başta olmak üzere çok sayıda kırık türünün tedavisinde tercih edilebilir.

3.10.4. Kilitli ve kilitsiz vidalar

Kilitli ve kilitsiz vidalar arasındaki temel fark, gevşemeye karşı dayanıklılıklarında yatmaktadır. Kilitli vidalar kendi kendine dönmeyi önlemek ve dinamik koşullar altında kemik ile güvenli bir bağlantı sağlamak için kullanılır. Kilitsiz vidalar ise kemik ile plak arasındaki bağlantıyı bir arada tutmak için yalnızca dişler ve eşleşen parçalar arasındaki sürtünmeye dayanır.

VİDA TÜRÜ	VİDA GÖRSELİ	KULLANIM ALANI	ÇAP (mm)	UZUNLUK (mm)	YİV UZUNLUĞU (mm)
SÜNGERİMSİ		Büyük kemiklerin kompleks intraartiküler ve ekstraartiküler kırıkları	5 6,5	35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85 90 95 100 105 110	16 32 veya tamamı
KORTEKS		Küçük kemiklerin kompleks intraartiküler ve ekstraartiküler kırıkları	1,5 2 2,4 2,7 3,5	6 7 8 10 12 14 16 18 20 22 24 26 28 30 32 34 36 38 40 42 44 46 48 50 52 54 56 58 60	Tamamı yivli
KANÜLLÜ		Küçük kemik kırıkları ve küçük eklem artrodezi	2,7 3,5 4 4,5 6,5 7,3	14 16 18 20 22 24 26 28 30 32 34 36 38 40 42 44 46 48 50 52 54 56 58 60 62 64 66 68 70	16 32 veya tamamı
KİLİTLİ		Küçük kemik kompleks intraartiküler ve ekstraartiküler kırıkları	2,4 2,7 3,5 4 5	6 7 8 10 12 14 16 18 20 22 24 26 28 30 32 34 36 38 40 42 44 46 48 50 52 54 56 58 60	16 32 veya tamamı
KİLİTSİZ		Büyük kemik intraartiküler ve ekstraartiküler kırıkları	4,5 6,5	14 16 18 20 22 24 26 28 30 32 34 36 38 40 42 44 46 48 50 52 54 56 58 60 62 64 66 68 70	16 32 veya tamamı

Şekil 3. 12: Plakları sabitlemek için kullanılan vidalar ve özellikleri.

3.11. Eklemeli İmalat

Eİ, toz, reçine ve Polilaktik Asit (PLA) gibi alaşımların katman katman bir araya getirilmesi prensibine dayalı olan bir imalat çeşididir. Döküm, dövme, sıcak-soğuk şekillendirme gibi geleneksel imalat yöntemlerine kıyasla karmaşık geometrilerin üretimini daha kolay hale getiren Eİ, şekillendirme prosesi bakımından da oldukça caziptir (Gong ve diğ., 2021, Tao ve Leo, 2016, Nagesha ve diğ., 2020, Ramalho ve diğ., 2022). Bu kapsamda Eİ teknolojisinin tercih edilmesi onarım, şekillendirme ve geri dönüşüm uygulamalarında üreticiye önemli avantajlar sunmaktadır (Zhang ve diğ., 2021). Üretim süresi ve malzeme israfını en aza indirerek hızlı prototiplemeyi sağlayan bu yöntemde parçalar BDT yazılımları kullanılarak oluşturulur (Cooke ve diğ., 2020, Dalpadulo ve diğ., 2020). BDT sayesinde çeşitli sertlik ve gözenek formlarında özelleştirilmiş modeller herhangi bir kalıba ihtiyaç duyulmadan kolaylıkla elde edilebilmektedir (Top ve diğ., 2023). BDT yazılımları ayrıca ürün gereksinimleri, malzeme gereksinimleri ve simülasyonlar ile ilgili verilerin entegre edilmesini sağlayarak imalat sektöründe mühim bir nitelik taşımaktadır (Bonnard ve diğ., 2019).

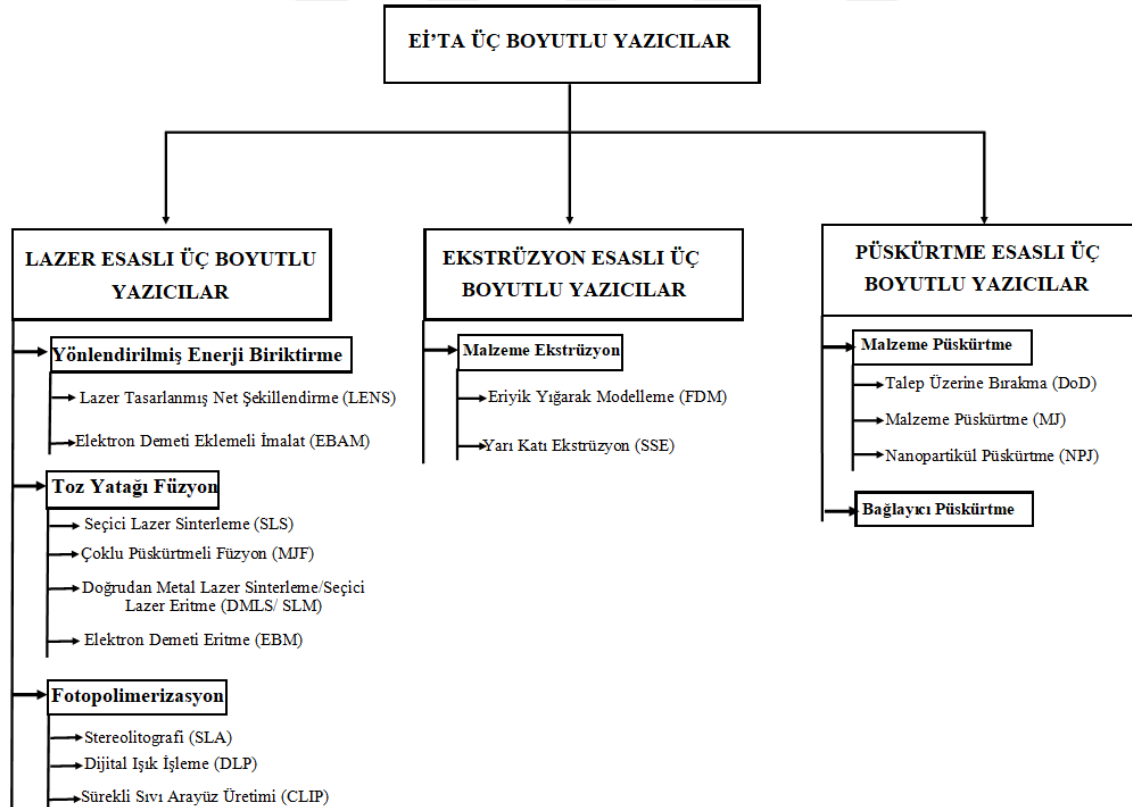
3.11.1. Eİ ile üretilen plaklar

Dövme, döküm ve ekstrüzyon gibi geleneksel imalat teknikleri ile üretilen plaklar çoğu zaman hastanın anatomisine yeterince uyum sağlayamadığından dolayı tedavinin başarısız olma riski artmaktadır (Gupta ve diğ., 2021). Son yıllarda Eİ teknolojilerinin birçok alanda olduğu gibi

sağlık uygulamalarında da yaygınlaşmaya başlaması ile anatomiye uygun plakların elde edilmesini mümkün kılmıştır. Ayrıca Eİ ile üretilen plaklar sahip olduğu gözeneklilik özelliği sayesinde kemiğin içe doğru büyümesine izin vermektedir. Bu sayede kemik ile plak arasındaki mekanik güç artarak stres yoğunluğunun önemli ölçüde azaltılması sağlanmaktadır (Subaşı ve diğ., 2023).

3.11.2. Eİ'ta üç boyutlu yazıcıların sınıflandırılması

Üç boyutlu yazıcılar ilk olarak 1980'li yıllarda kullanılmaya başlamış olup endüstri, mimari, biyomedikal ve mühendislik alanlarında oldukça tercih edilmektedir (Kalender ve diğ., 2019). Karmaşık geometrilere sahip parçaların üretimini oldukça kolay hale getiren üç boyutlu yazıcılar hızlı prototipleme özelliği sayesinde geleneksel yöntemlere nispeten daha avantajlıdır (Tatlı, 2020). Üç boyutlu yazıcılar en genel anlamda lazer, ekstrüzyon ve püskürtme esaslı olmak üzere üç ana başlık altında sınıflandırılmaktadır. Şekil 3.13'te bu sınıflandırmaya ait görsel verildi.



Şekil 3. 13:Üç boyutlu yazıcıların sınıflandırılması.

3.11.2.1. Lazer esaslı üç boyutlu yazıcılar

Lazer Eİ yöntemlerinde hızlandırılmış prototipleme oluşturmak için başvuru alan enerji kaynaklarından biridir (Cooper, 2014). Esas olarak lazer ışını ile tozun taranması, eritilmesi ve katılaştırılması prensibi ile çalışan bu yazıcılar orijinal parçaya yakın üretimler gerçekleştirmektedir. Lazer esaslı üç boyutlu yazıcılar yönlendirilmiş enerji biriktirme, toz yatağı füzyon ve fotopolimerizasyon olmak kaydıyla üç ana başlıkta incelenir. Yönlendirilmiş enerji biriktirme tozların ve lazer ışınlarının aynı zamanda dağıtılması şeklinde tanımlanmakta olup Lazer Tasarlanmış Net Şekillendirme (LENS) ve Elektron Demeti Eklemeli İmalat (EBAM) olarak iki farklı biçimde gerçekleştirilmektedir (Guan ve Zhao, 2020). Lazer ışını ile metal tozunu her katmanda farklı bir desene göre işlenmesini sağlayan toz yataklı füzyon işlemi Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Çoklu Püskürtmeli Füzyon (MJF), Doğrudan Metal Lazer Sinterleme/Seçici Lazer Eritme (DMLS/ SLM) ve Elektron Demeti Eritme (EBM) teknolojileri ile yapılmaktadır (Zhang ve diğ., 2020). Fotopolimerizasyon işlemi ise sıvı reçinenin lazer ışını ile hızlı bir şekilde katı forma dönüştürülmesidir. Genellikle ultraviyole ışınları ile gerçekleştirilen bu yöntem Stereolitografi (SLA), Dijital Işık İşleme (DLP) ve Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP) olmak üzere üç farklı şekilde gerçekleştirilir.

3.11.2.2. Ekstrüzyon esaslı üç boyutlu yazıcılar

Ekstrüzyon esaslı üç boyutlu yazıcılar termoplastik filament malzemelerin yumuşatılması veya eritilmesi prensibi ile çalışmaktadır. Diğer üretim yöntemlerine kıyasla daha hızlı ve daha az malzeme israfına sebep olan ekstrüzyon sayesinde daha karmaşık bileşenlerin üretimi oldukça kolaylaşmaktadır (Altıparmak ve diğ., 2022). Ekstrüzyon esaslı üç boyutlu yazıcılar Eriyik Yığarak Modelleme (FDM) ve Yarı Katı Ekstrüzyon (SSE) olmak üzere iki türdedir. FDM küçük bir nozül aracılığıyla filamentlerin ısıtılması sonucu parçalar oluştururken, SSE bir jel veya macunun katman katman biriktirilmesi sonucu parçaların elde edilmesi işlemidir (Qattawi ve diğ., 2017, Viano ve diğ., 2021).

3.11.2.3. Püskürtme esaslı üç boyutlu yazıcılar

Püskürtme esaslı üç boyutlu yazıcılarda temel prensip yatay pozisyonda toz yatağına serilen metal tozların üzerine bağlayıcı reçine püskürtülerek ultraviyole ışıkla sertleştirilmesidir. Bu yazıcılar düşük artık gerilmeler ve çatlak oluşumu, yüksek üretim hızı, büyük parça üretim kolaylığı ve destek yapıya gereksinim duymaması bakımından diğer yöntemlerden daha avantajlıdır (Saltık ve Özsoy, 2020). Püskürtme esaslı üç boyutlu yazıcılar malzeme ve bağlayıcı püskürten formatta olmak üzere iki farklı formattadır. Malzeme püskürten üç boyutlu

yazıcılar ise kendi aralarında Talep Üzerine Bırakma (Drop-on-Demand) (DoD), Malzeme Püskürtme (MJ) ve Nanopartikül Püskürtme (NPJ) olarak ayrılır.

3.11.3. Eİ'ta seçici lazer ergitme ve seçici lazer sinterleme yöntemleri

Seçici Lazer Eritme (SLM), 1995 yılında Alman bilim insanları tarafından geliştirilen Eİ teknolojisi (Ratna, 2022). Dövme, döküm ve ekstrüzyon gibi geleneksel imalat yöntemleri ile üretimi zor olan karmaşık parçaların üretimini kolaylaştıran bu yöntem bir veya birkaç lazer ışını kullanılarak gerçekleştirilir. Lazer ışınları tozu eriten bir eriyik havuzu oluşturmak amacıyla toz yatağı boyunca taranarak çok ince metalik toz katmanları elde edilir. Havacılık, otomotiv, dişçilik, tıp ve makine mühendisliği başta olmak üzere birçok sektörde tercih edilen bu teknolojinin en çok kullanıldığı alanlardan biri de biyomedikal implantların üretimidir. SLM ile üretilen implantlar yüksek mukavemet değerlerine sahip olmanın yanı sıra Ti alaşımları, 316L paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımları gibi birçok alaşımla oluşturulabilmektedir (Bandyopadhyay ve diğ., 2022).

Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ise 1980'li yıllarda Dr. Carl Deckard ve Dr. Joe Beaman tarafından geliştirilen Eİ teknolojisi (Özsoy ve Duman, 2017). Güçlü bir lazer kullanılarak polimer parçacıklarının üç boyutlu katı bir modele sinterlenmesi esasına dayalı olan bu teknoloji düşük maliyet, yüksek verimlilik ve yerleşik malzemelere imkân tanınması dolayısıyla oldukça elverişlidir. SLS geniş yüzey alanı ve gözenekli yapıların elde edilmesini sağlaması itibarıyla implant uygulamalarında yaygın olarak tercih edilmektedir (Singh, 2021).

3.11.4. Eİ'ta muayene yöntemleri

Eİ ile oluşturulan parçalarda meydana gelen hataların giderilmesinin yanı sıra ürün kalite ve kontrolünün yapılması amacıyla muayene tekniklerine başvurulmaktadır (Charalampous ve diğ., 2020). Muayene sayesinde hataların erken tanımlanarak uygun düzeltici önlemler alınması sonucunda yapının performansı ve hassasiyeti artırılmaktadır (Aminzadeh ve Kurfess, 2016). Çoğunlukla her katmanın katılaşmasından hemen sonra uygulanan muayene yöntemleri en genel anlamda tahribatsız ve tahribatlı olmak üzere iki başlık altında incelenmektedir (Cerniglia ve diğ., 2015). Şekil 3.14'te tahribatsız ve tahribatlı muayene yöntemlerinin sınıflandırılması gösterildi.

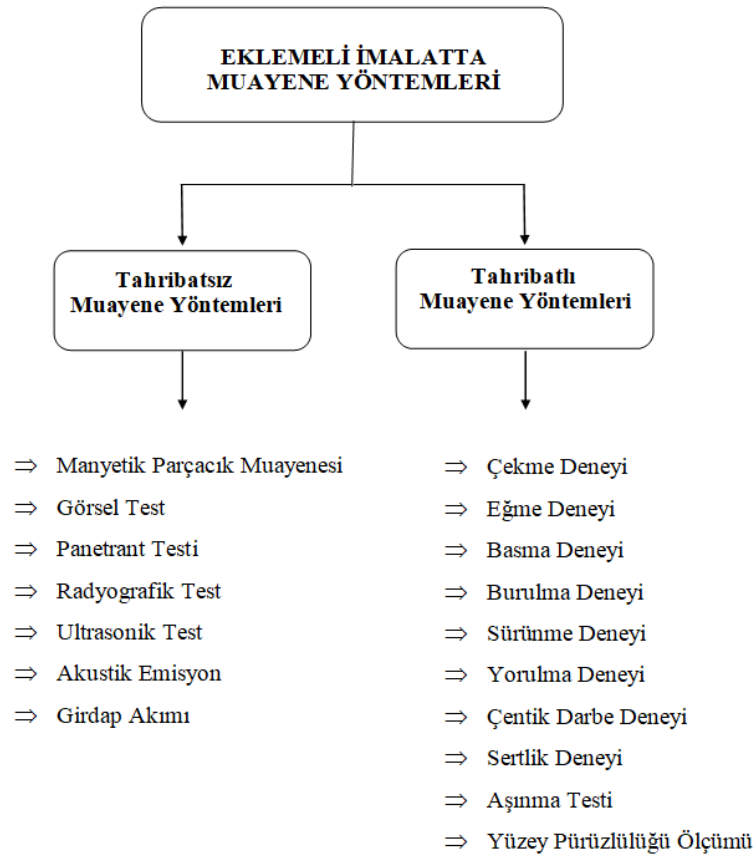
3.11.4.1. Tahribatsız muayene yöntemleri

Eİ ile elde edilen parçalarda meydana gelen hataların yapısal bütünlüğünün sağlanması için parçaya herhangi bir zarar vermeden gerçekleştirilen muayene yöntemleridir (Lu ve Wong,

2017). Ramirez ve diğ., (2023) malzemenin başlangıç durumunu ve mekanik özelliklerini değiştirmeyen tahribatsız muayene yöntemlerinin üretim sürecine, malzeme türüne ve süreksizliklere bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Havacılık, nükleer, savunma, elektrik santralleri, inşaat ve makine gibi birçok sektörde uygulanan bu yöntemler herhangi bir numunenin test edilmesi için oldukça uygundur (Okarma ve Fastowicz 2019, She ve diğ., 2023). Tahribatsız muayene yöntemleri manyetik parçacık muayenesi, görsel test, penetrant testi, radyografik test, ultrasonik test, akustik emisyon ve girdap akımı testi şeklinde sınıflandırılmaktadır (Gupta ve diğ., 2021).

3.11.4.2. Tahribatlı muayene yöntemleri

Tahribatlı muayene yöntemleri Eİ ile üretilen parçalarda hataların giderilmesi için kullanılan standart yöntemlerdir (Petro ve diğ., 2021). Esasen tahribatsız yöntemler kadar kullanışlı olmayan tahribatlı muayene yöntemlerine çekme deneyi, eğme deneyi, basma deneyi, burulma deneyi, sürünme deneyi, yorulma deneyi, çentik darbe deneyi, sertlik deneyi, aşınma testi ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü örnek gösterilebilir (Yang ve diğ., 2021).

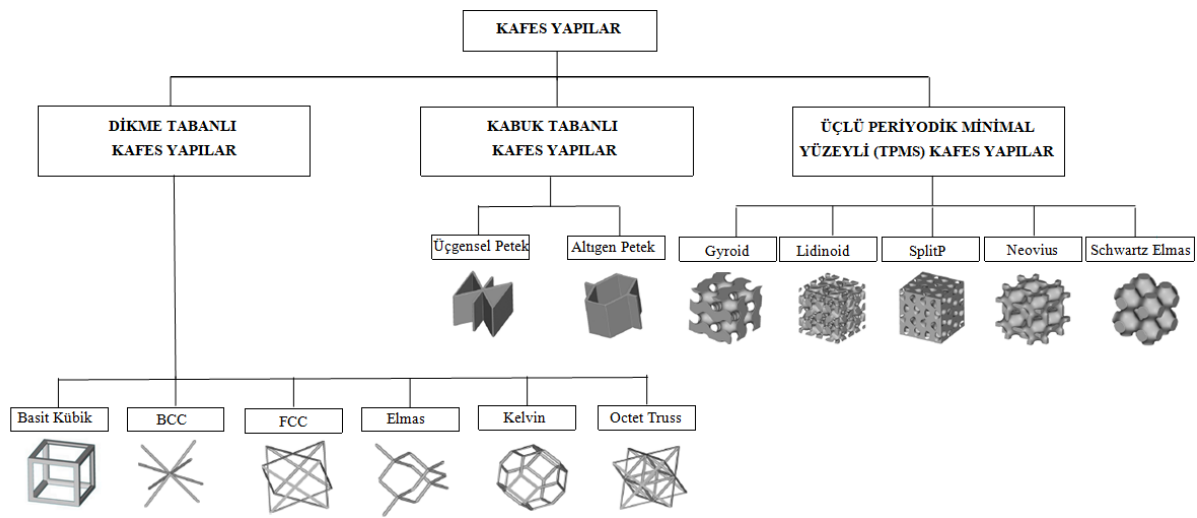


Şekil 3. 14:Tahribatsız ve tahribatlı muayene yöntemlerinin sınıflandırılması.

3.12. Kafes Yapılar

3.12.1. Kafes yapıların sınıflandırması

Üç boyutlu hücresel katılar olan kafes yapılar yüksek mukavemet/ağırlık oranına sahip olması sebebiyle havacılık, otomotiv ve biyomekanik başta olmak üzere birçok alanda tercih edilmektedir. Sahip olduğu gözeneklilik özelliği sayesinde yapının ağırlığını azaltan kafes yapılar yapının sertlik miktarını azaltarak yapıda mekanik özelliklerin iyileşmesini sağlamaktadır. Kafes yapılar en genel anlamda Dikme Tabanlı, Kabuk Tabanlı ve Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyli (TPMS) olmak üzere üç ana başlıkta incelenir. Literatürde en çok değinilen kafes yapıların sınıflandırılması Şekil 3.15’te verildi.



Şekil 3. 15:Kafes yapıların sınıflandırılması.

3.12.1.1. Dikme tabanlı kafes yapılar

Dikme tabanlı kafes yapılar, bağlantı noktalarından birbirine bağlanan prizmatik dikmelerden meydana gelir. Dikmeler mekanik açıdan birim hücrenin düzenli bağlantılar kurmasını sağlamanın yanı sıra kafes konfigürasyonu ve kafes bağıl yoğunluğu üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Ayrıca dikme boyutlarının değişkenliği sayesinde kafes yapısının tasarımı yapılabilmektedir. Basit Kübik, BCC, FCC, Elmas, Kelvin ve Octet Truss yapıları dikme tabanlı kafes yapılar grubundadır. Şekil 3.16’da bu kafes yapılarının mekanik özellikleri verildi. Şekilde, “a” birim kafes yapının bir kenarının uzunluğunu, “ V_k ” bir köşe atomunun hacmi ve “ V_m ” bir merkezi atomun hacmini ifade etmektedir. Ayrıca 1 mol atomun içerdiği tanecik sayısı $6,022 \times 10^{23}$ olarak alınmıştır.

KAFES YAPISI	BİRİM HÜCRE	MALZEME	BAĞLANTI YAPYANDA SAYILARI	BAĞIL YOĞUNLUK (%)	BAĞIL YOĞUNLUK FORMÜLÜ	DİKME ÇAPRI (mm)	BASMA DAYANIMI (MPa)	ELASTİSİTE MODÜLÜ (MPa)	REFERANS
KÜBİK		Ti6Al4V	8/12	19,4-36,2	$\frac{1 \cdot 6,022 \cdot 10^{23}}{a^3}$	0,54-0,64	108-170	5360-8730	Leva vd., (2013)
BCC		316L Stainless Steel	1/8	5,3-16,6	$\frac{2 \cdot 6,022 \cdot 10^{23}}{a^3/2}$	0,25	0,92-15	50-2700	Tsopanos vd., (2010) McKown vd., (2008) Mazur vd., (2017)
		Stainless Steel 630 (17-4PH)		43		–	–	9710	
		AlSi12Mg		0,7-22,2		1	0,46-4,36	21,71-490,22	
BCCZ		Ti6Al4V	9/12	7,5-39,7	$\frac{2 \cdot 6,022 \cdot 10^{23}}{a^3/2}$	0,3-1	4-124	110-2780	McKown vd., (2008) Mazur vd., (2017)
		316L Stainless Steel		5,3-16,6		0,25	0,92-15	50-2700	
		AlSi12Mg		0,7-22,2		1	0,46-4,36	21,71-490,22	
FCC		Ti6Al4V	16/12	7,5-39,7	$\frac{4 \cdot 6,022 \cdot 10^{23}}{a^3}$	0,3-1	4-124	110-2780	Mazur vd., (2017)
FCCZ		Ti6Al4V	12/20	7,5-39,7	$\frac{4 \cdot 6,022 \cdot 10^{23}}{a^3}$	0,3-1	4-124	110-2780	Mazur vd., (2017)
ELMAS		Ti6Al4V	14/17	3,6-26,5	$\frac{14 \cdot 6,022 \cdot 10^{23}}{8 \cdot V_k + 6 \cdot V_m}$	–	8,2-99,64	370-4240	Almadi vd., (2014)
OCTET TRUSS		Stainless Steel 630 (17-4PH)	14/24	43	–	–	–	9710	Kang vd., (2019) Arabnejad vd., (2016)
		AlSi12Mg		10,4-14,7		–	4,7-9,1	690-1250	
KELVİN		Ti6Al4V	24/36	0,1-0,36	–	0,5-1	0,67-2,79	116-439	Parkı vd., (2022)

Şekil 3. 16: Dikme tabanlı kafes yapıların mekanik özellikleri.

3.12.1.2. Kabuk tabanlı kafes yapılar

Kabuk tabanlı kafes yapılar, açık hücreli ve pürüzsüz yapıları sayesinde mekanik açıdan elverişlidir. Elastiklik özelliği diğer kafes yapılara oranla daha yüksek olan kabuk tabanlı kafes yapıların en çok tercih edildiği alanlardan biri de kemik implantlarıdır (Dastani ve diğ., 2023). Kabuk tabanlı kafes yapılar Üçgensel Petek ve Altıgen Petek olmak üzere iki çeşittir.

3.12.1.3. Üçlü periyodik minimal yüzeyli (TPMS) kafes yapılar

TPMS kafes yapılar, birbiriyle bağlantısız yüzeylerden oluşan iç içe geçmiş yapılardır. Matematiksel formüller kullanılarak elde edilen bu yapılar yüksek mukavemet ve enerji soğurma özelliklerine sahip olmaları sebebiyle oldukça ilgi görmektedir. Ayrıca TPMS kafes yapıları diğer kafes yapılarla karşılaştırıldığında yüksek gözeneklilik ve birbirine bağlılık özellikleri sayesinde doğal yapılara daha benzer modellerin elde edilmesini sağlamaktadır. Gyroid, Lidinoid, SplitP, Neovius ve Schwartz Elmas yapıları TPMS kafes yapıları grubundadır. Şekil 3.17’de TPMS kafes yapıların birim hücreleri ve yapı yüzey formülleri belirtildi.

KAFES YAPI	BİRİM HÜCRE	KAFES YAPI YÜZEY FORMÜLÜ
GYROID		$C = \sin(x) * \cos(y) + \sin(y) * \cos(z) + \sin(z) * \cos(x)$
LIDINOİD		$C = \sin(x) * \sin(y) * \sin(z) + \sin(x) * \cos(y) * \cos(z) + \cos(x) * \sin(y) * \cos(z) + \cos(x) * \cos(y) * \sin(z)$
SPLITP		$C = 1.1 * (\sin(2x) * \sin(z) * \cos(y) + \sin(2y) * \sin(x) * \cos(z) + \sin(2z) * \sin(y) * \cos(x)) - 0.2 * (\cos(2x) * \cos(2y) + \cos(2y) * \cos(2z) + \cos(2z) * \cos(2x)) - 0.4 * (\cos(2x) + \cos(2y) + \cos(2z))$
NEOVİUS		$C = 3 * (\cos(x) + \cos(y) + \cos(z)) + 4 * \cos(x) * \cos(y) * \cos(z)$
SCHWARTZ ELMAS		$C = \cos(x) + \cos(y) + \cos(z)$

Şekil 3. 17: TPMS kafes yapıların birim hücreleri ve yapı yüzey formülleri.

3.12.2. Kafes yapılarda yoğunluğun belirlenmesi

Kafes yapılarda mekanik özelliklerin belirlenmesinde en önemli parametrelerden biri kafes yapının yoğunluğudur. Dolu yapılara nispeten gelen yükün daha homojen bir şekilde yayılımını

Şekil 3. 18: Kafes yapıları oluşturan bir dikmenin kuvvet analizi.

Bu kapsamda:

$$a = \frac{d}{2 * \tan \theta} \quad (15)$$

$$b = \frac{d}{2} * \tan\theta \quad (16)$$

$$\ell = \frac{\sqrt{3}}{2} * L - d \quad (17)$$

n^3 adet kübik bir kafes yapının kapladığı toplam hacim:

$$V = n^3 * L^3 \quad (18)$$

şeklinde hesaplanır.

Kafes yapıları oluşturan kürelerin “ x' ” çapına sahip olduğu kabul edilirse kürelerin birbirine bağlandığı uzunluk olan ℓ' aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\ell' = \frac{\sqrt{3}}{2} * L - 2 * x' \quad (19)$$

Bu değerler kullanılarak kafes yapının dolu hacmi hesaplanırsa:

$$V = \left(2 * \pi * d^2 * \ell' + \frac{4}{3} * \pi * (x')^3 \right) \quad (20)$$

Kafes yapının izafi yoğunluğu:

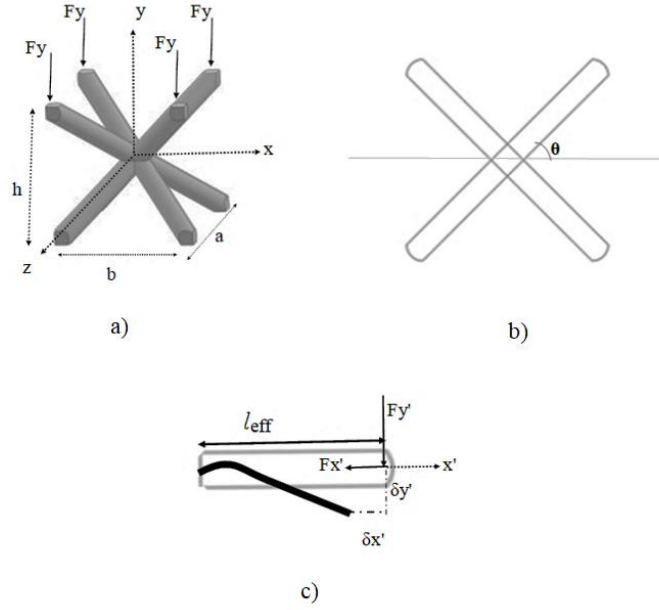
$$\rho^*/\rho_s = \frac{1}{L^3} \left(2 * \pi * d^2 * \ell' + \frac{4}{3} * \pi * (x')^3 \right) \quad (21)$$

ρ^* :malzeme yoğunluğu

ρ_s : ana malzemenin yoğunluğu

3.12.3. Kafes yapılarda deformasyonun hesaplanması

Bu bölümde birim kafes yapıların kuvvet karşısında gösterdikleri deformasyon miktarının matematiksel incelemesi yapıldı. Bu kapsamda örnek olarak BCC birim kafes yapısı seçildi. Şekil 3.19’de BCC birim kafes yapısının üç boyutlu modeline gelen yükün dağılımı, iki boyutlu modeli ve dikme yapısının kuvvet analizi verildi.



Şekil 3. 19: BCC birim yapısının a) üç boyutlu modeline gelen yük dağılımı, b) iki boyutlu modeli ve c) dikme yapısının kuvvet analizi.

Gerinim ve y yönündeki elastiklik modül:

$$E_y = \frac{\sigma_y}{\epsilon_y} \quad (22)$$

$$\epsilon_y = \frac{\delta y}{h/2} \quad (23)$$

y yönündeki gerilme:

$$\sigma_y = \frac{4F_y}{a*b} \quad (24)$$

σ_y ve ϵ_y ifadeleri ilk denklemde yerine yerleştirildiğinde:

$$E_y = \frac{2*F_y*h}{a*b*\delta y} \quad (25)$$

F_y kuvvetinin bileşenleri olan $F_{x'}$ ve $F_{y'}$ ise:

$$F_{x'} = F_y * \sin\theta \quad (26)$$

$$F_{y'} = F_y * \cos\theta \quad (27)$$

$\delta y'$, $\delta x'$, δy ve δx yer değiştirmeleri hesaplandığında:

$$\delta y' = \frac{F_{y'}*l_{eff}^3}{12*E*I_{y'}} + \frac{F_{y'}*l_{eff}}{k*A*G} \quad (28)$$

$$\delta x' = \frac{Fx' * l_{eff}}{A * E} \quad (29)$$

I: Atalet momenti

E: Elastisite Modülü

G: Kayma Modülü

A: Kesit Alanı

l_{eff} : küçük bir moment uzunluğu

Daha sonra x, y ve z eksenlerinde meydana gelen deformasyon değerleri aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$\delta x = (-\delta x' * \cos \theta + \delta y' * \sin \theta) * \cos \theta \quad (30)$$

$$\delta y = (\delta x' * \sin \theta + \delta y' * \cos \theta) \quad (31)$$

$$\delta z = (-\delta x' * \cos \theta + \delta y' * \sin \theta) * \sin \theta \quad (32)$$

θ : x ve z koordinatları arasındaki açı değeridir.

Y yönündeki genel deformasyon değeri:

$$\delta y = Fy * \left(\frac{l_{eff}}{A * E} * \sin^2 \theta + \left(\frac{l_{eff}^3}{12 * E * I_{y'}} + \frac{l_{eff}}{k * A * G} \right) * \cos^2 \theta \right) \quad (33)$$

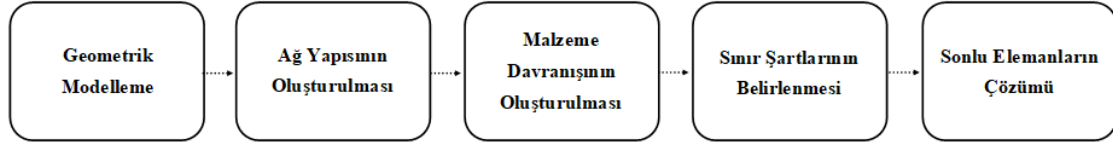
Bu durumda elastisite modülü:

$$E = \frac{2h}{a * b * \left(\frac{l_{eff}}{A * E} * \sin^2 \theta + \left(\frac{l_{eff}^3}{12 * E * I_{y'}} + \frac{l_{eff}}{k * A * G} \right) * \cos^2 \theta \right)} \quad (34)$$

3.13. Sonlu Eleman Analizi

SEA bir nesnenin çeşitli fiziksel koşullar altında nasıl bir davranış sergileyeceğini tahmin etmek için hesaplamaların, modellerin ve simülasyonların kullanılmasıdır. Yapıların statik ve dinamik veya termik durumunun belirlenmesini sağlayan bu yöntem hesaplamaların daha kısa sürede

gerçekleştirilebilmesinin yanı sıra meydana gelmesi muhtemel hatalar hakkında ön izlenim sağlamaktadır. Bu yöntem dahilinde elde edilen elemanlar birbirlerine değişkenlerin hesaplanmasını sağlayan düğüm noktaları ile bağlanır (Kumlu, 2018). Şekil 3.20’de SEA esnasında izlenen adımlar verildi.



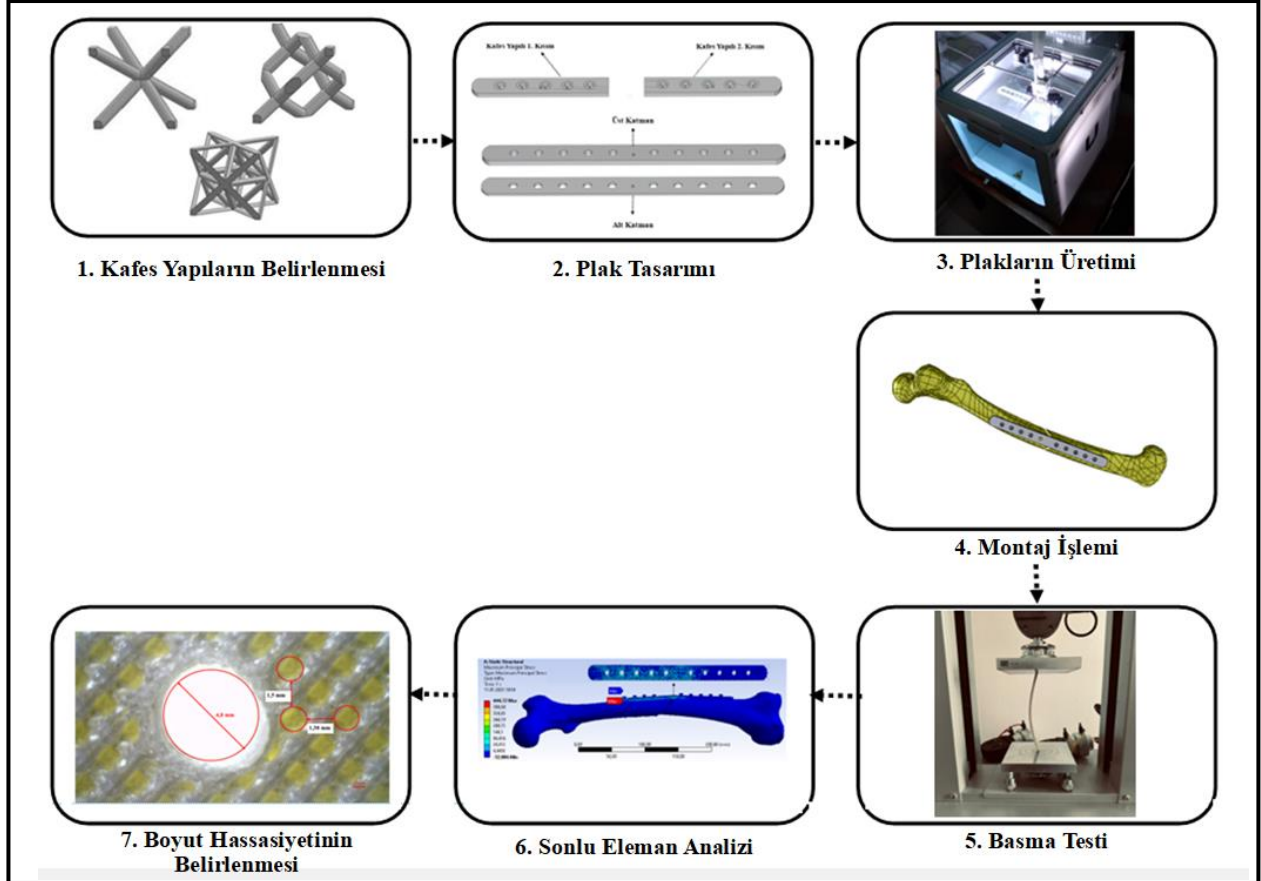
Şekil 3. 20:SEA esnasında izlenen adımlar.

SEA’nin en yaygın tercih edildiği alanlardan biri ortopedik implantların klinik öncesi verimliliğinin test edilmesidir. SEA kullanılarak elde edilen deneysel veriler sayesinde implantların kuvvet karşısında göstereceği fiziksel tepki hesaplanarak en kapsamlı veriler oluşturulmaktadır (Yan ve diğ., 2020). Bu yöntem sayesinde kemik ile implant arasında meydana gelebilecek deformasyon ve stres değerlerinin incelenmesi mümkündür (Nabidabu ve diğ., 2016). Dhason ve diğ., (2020) BDT ortamında oluşturdukları kompozit kemik plaklarının mekanik davranışlarını SEA ile incelemiş olup maksimum stres değerinin kırık bölgesinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir.

4. MATERYAL VE YÖNTEMLER

4.1.Çalışmanın Akış Şeması

Bu tez çalışmasında izlenen adımların açıklanması amacıyla Şekil 4.1’de çalışmanın akış şeması sunulmuş olup şema sürecin başlangıcından sonuçlandırılmasına kadar olan tüm safhaları görsel olarak ifade etmektedir.



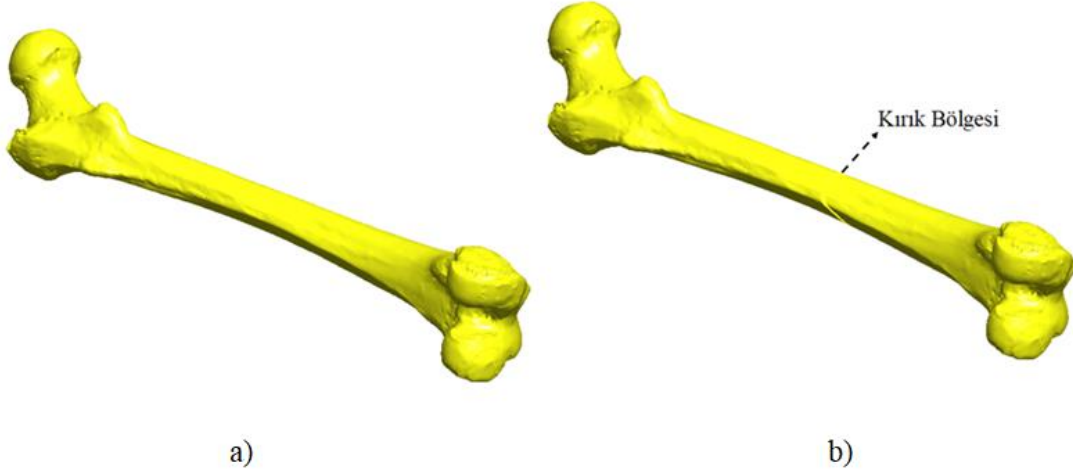
Şekil 4. 1: Çalışmanın akış şeması.

4.2.Femur Kemiği ve Kırık Modelinin Oluşturulması

Femur kemiği BDT ortamında elde edilirken standartlar dikkate alındı. Bu kapsamda kemiğin korteks kalınlığı 4 mm olarak belirlenirken yumuşak dokuya sahip olan süngerimsi kemik ihmal edildi. Çizelge 4.1’de insan femur kemiğinin mekanik özellikleri verildi. Daha sonra elde edilen femur kemiği, kemikte meydana gelen kırığı temsilen diafiz bölgesinden yaklaşık 45° açıyla iki parçaya ayrıldı. Şekil 4.2’de femur kemiği ve temsili kırık femur kemiğinin izometrik görünümü verildi.

Çizelge 4.1: Femur kemiğinin mekanik özellikleri

Parametre	Femur Kemiği	Referans
Yoğunluk (kg/m ³)	2000	Maharaj ve diğ., 2013
Elastikiyet Modülü (Gpa)	3-20	Eldesouky ve diğ., 2014
Akma Dayanımı (Mpa)	137	Asgharpour, 2015
Çekme Dayanımı (Mpa)	130-180	Eldesouky ve diğ., 2014
Poision Oranı	0,35	Maharaj ve diğ., 2013

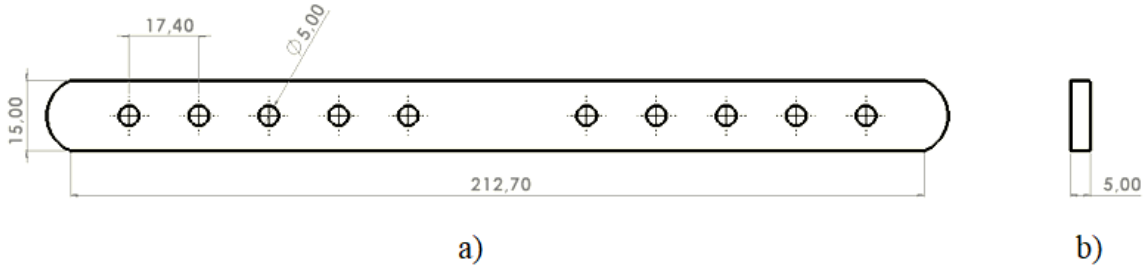


Şekil 4. 2: Femur kemiği ve kırık femur kemiğinin izometrik görünüşü a) femur kemiği ve b) kırık femur kemiği.

4.3.Femur Plak

Plak, insan femur kemiğinin standart boyutları göz önünde bulundurularak oluşturulmuştur. Literatürde standart femur kemiği ölçüleri, kemik uzunluğu için 450 mm, iç kemik çapı için 23,4 mm ve dış kemik çapı için ise 28,5 mm olarak belirtilmiştir (Chandra ve diğ., 2020). Bu değerler dikkate alınarak plağın boyu 212,7 mm, genişliği 15 mm ve yüksekliği 5 mm olarak

belirlendi. Plak üzerinde çapı 5 mm olan vida delikleri arasındaki mesafe ise 17,4 mm belirlendi. Şekil 4.3'te plağa ait ölçülendirilmenin üstten ve önden görünümü verildi. Ayrıca plak malzemesi olarak PLA seçildi. Çizelge 4.2'de plak malzemesi olarak belirlenen PLA malzemesinin mekanik özellikleri verildi.



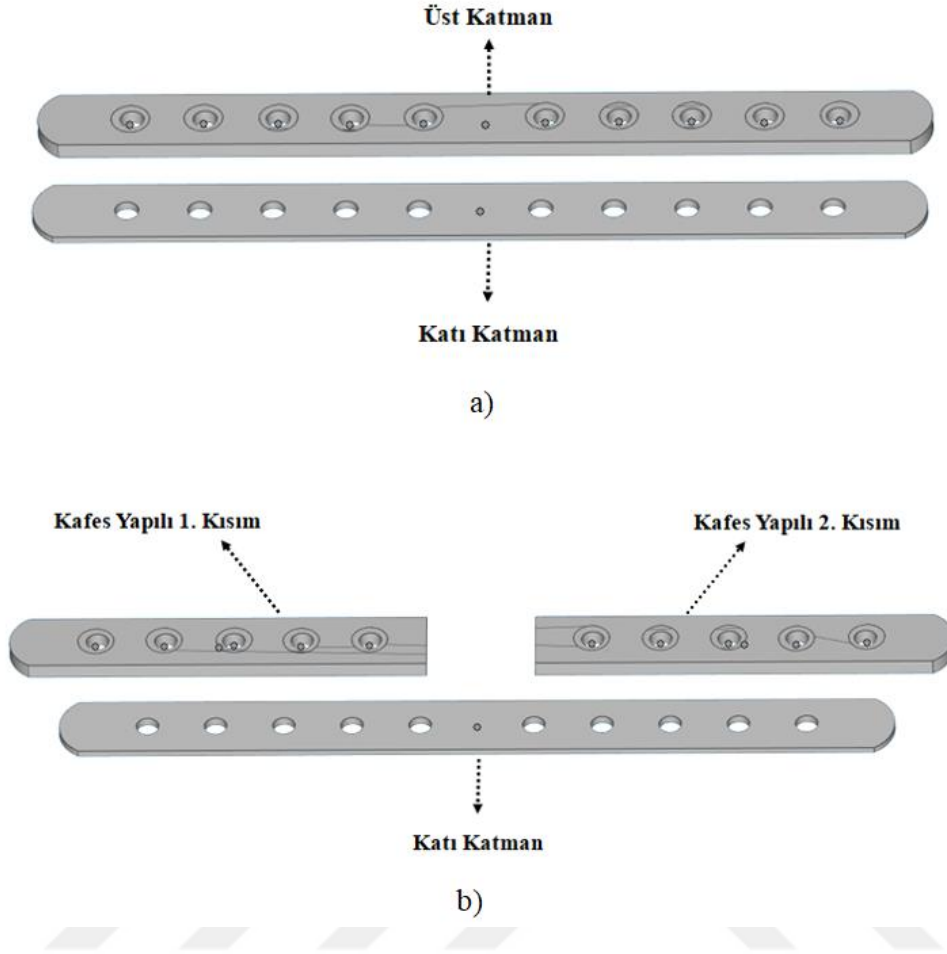
Şekil 4. 3: Femur plağının ölçülendirilmesinin farklı açılardan görünümü a) üst ve b) ön.

Çizelge 4.2: PLA alaşımının mekanik özellikleri

Parametre	PLA	Referans
Yoğunluk (kg/m ³)	1210-1400	
Elastikiyet Modülü (Gpa)	3,5	
Akma Dayanımı (Mpa)	70	Farah ve diğ., (2016)
Çekme Dayanımı (Mpa)	59	
Poision Oranı	0,36	

4.3.1. Kafes yapılı plakların tasarımı

BDT ortamında 3 boyutlu olarak elde edilen plak kafes yapılı olarak tasarlanması için STL formatında Materialise Magic 22.03 yazılımına aktarıldı. Daha sonra plak, Şekil 4.4'te belirtildiği üzere iki katmana ayrıldı. Alt katman kafes yapının kemik dokuya hasar vermesinin önüne geçmek ve tedavi sonrası plağın kolay bir şekilde sökülebilmesi için katı formda oluşturuldu. Üst katman ise öncelikle tek kafes yapısı ile oluşturulurken daha sonra iki eşit parçaya bölünerek iki farklı kafes yapısı ile tasarlandı. Kafes yapılı plaklar tasarlanırken birim kafes yapıların boyutları 0,9 mm × 0,9 mm × 0,9 mm, 1 mm × 1 mm × 1 mm ve 1,1 mm × 1,1 mm × 1,1 mm olmak üzere üç farklı kalınlıkta belirlendi.

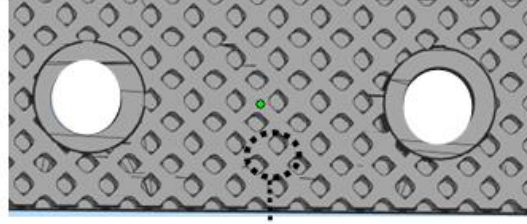
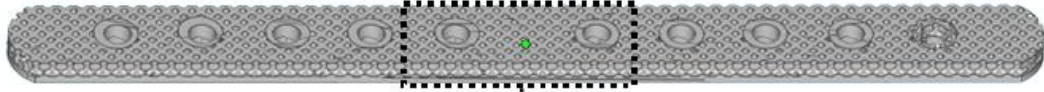


Şekil 4. 4: Femur plağının katmanlara ayrılmış tasarımı a) tek kafes yapılı ve b) iki farklı kafes yapılı plak tasarımı.

Bu tez kapsamında kemiğin yapısına en çok benzeyen ve stres azaltma konusunda etkin rolde olduğu literatürde vurgulanan BCC, Elmas ve OT kafes yapıları tercih edildi (Timpea ve diğ., 2023, Liu ve diğ., 2018, Feng ve diğ., 2021). Bu doğrultuda ilk aşamada plağın üst katmanı BCC, Elmas ve OT kafes yapıları ile elde edildi. Daha sonra iki farklı kafes yapı ile oluşturulan plaklardan birinci plak BCC ve Elmas kafes yapıları, ikinci plak BCC ve OT kafes yapıları ile oluşturulurken üçüncü plak Elmas ve OT kafes yapıları ile oluşturuldu. Tez çalışması boyunca anlaşılmayı kolaylaştırmak için yapılan kafes yapılı plakların adlandırılması ise Çizelge 4.3'te verildi. Ayrıca Şekil 4.5'te tek kafes yapılı plakların tasarımı verilirken Şekil 4.6'da iki farklı kafes yapısı ile oluşturulan plakların tasarımına ait görseller verildi

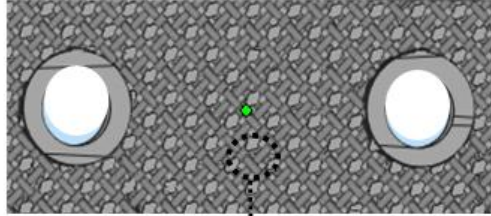
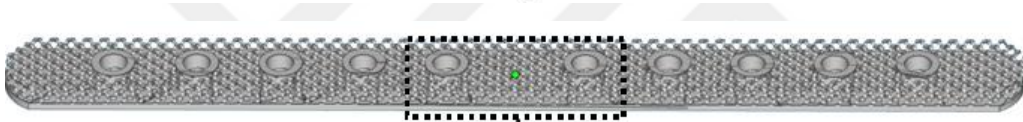
Çizelge 4.3: Kafes yapılı plakların adlandırılması.

<i>Plak</i>	<i>Birim Hücre Kalınlığı (mm)</i>	<i>Plak Adlandırması</i>
BCC Kafes Yapılı Plaklar	0,9×0,9×0,9	BCC I
	1×1×1	BCC II
	1,1×1,1×1,1	BCC III
Elmas Kafes Yapılı Plaklar	0,9×0,9×0,9	E I
	1×1×1	E II
	1,1×1,1×1,1	E III
OT Kafes Yapılı Plaklar	0,9×0,9×0,9	OT I
	1×1×1	OT II
	1,1×1,1×1,1	OT III
BCC-E Kafes Yapılı Plaklar	0,9×0,9×0,9	BCC-E I
	1×1×1	BCC-E II
	1,1×1,1×1,1	BCC-E III
BCC-OT Kafes Yapılı Plaklar	0,9×0,9×0,9	BCC-OT I
	1×1×1	BCC-OT II
	1,1×1,1×1,1	BCC-OT III
E-OT Kafes Yapılı Plaklar	0,9×0,9×0,9	E-OT I
	1×1×1	E-OT II
	1,1×1,1×1,1	E-OT III



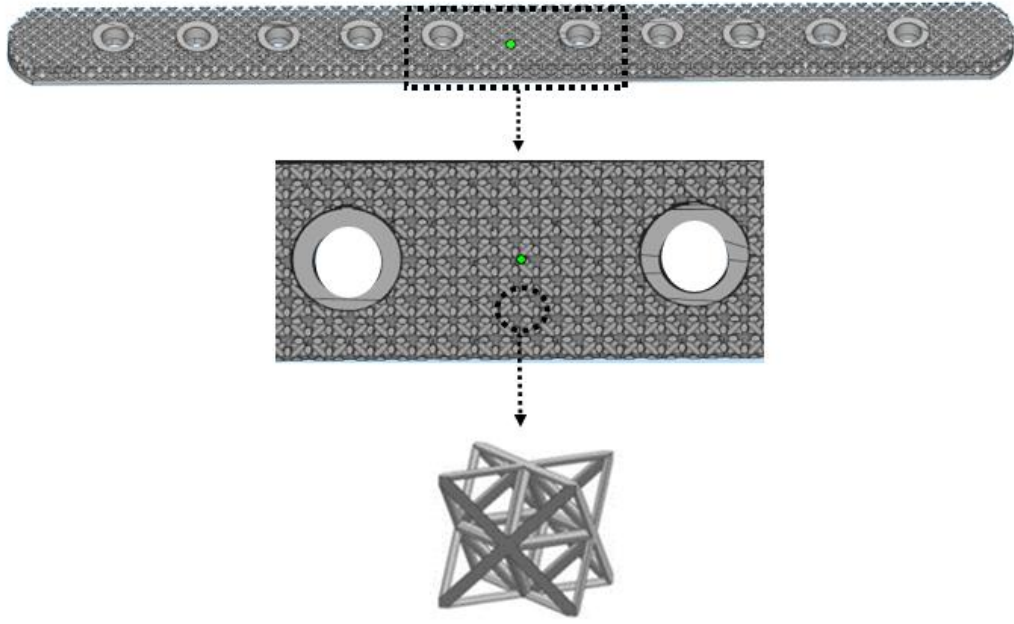
BCC Birim Kafes Yapı

a)



Elmas Birim Kafes Yapı

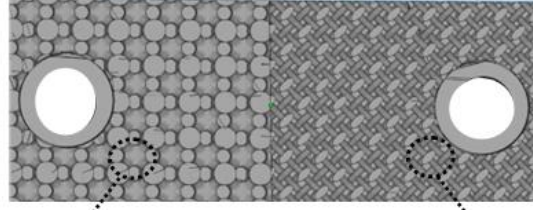
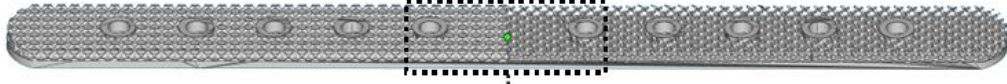
b)



OT Birim Kafes Yapı

c)

Şekil 4. 5: Tek kafes yapıları plakların tasarımı a) BCC, b) Elmas ve c) OT kafes yapıları plak.

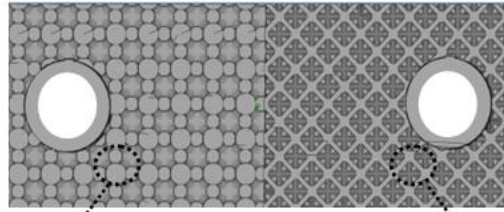
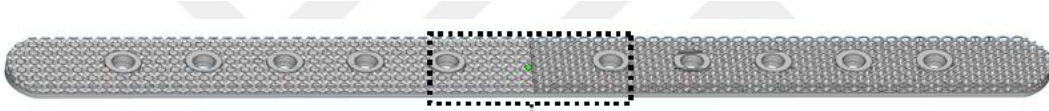


BCC Birim Kafes Yapı

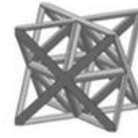


Elmas Birim Kafes Yapı

a)

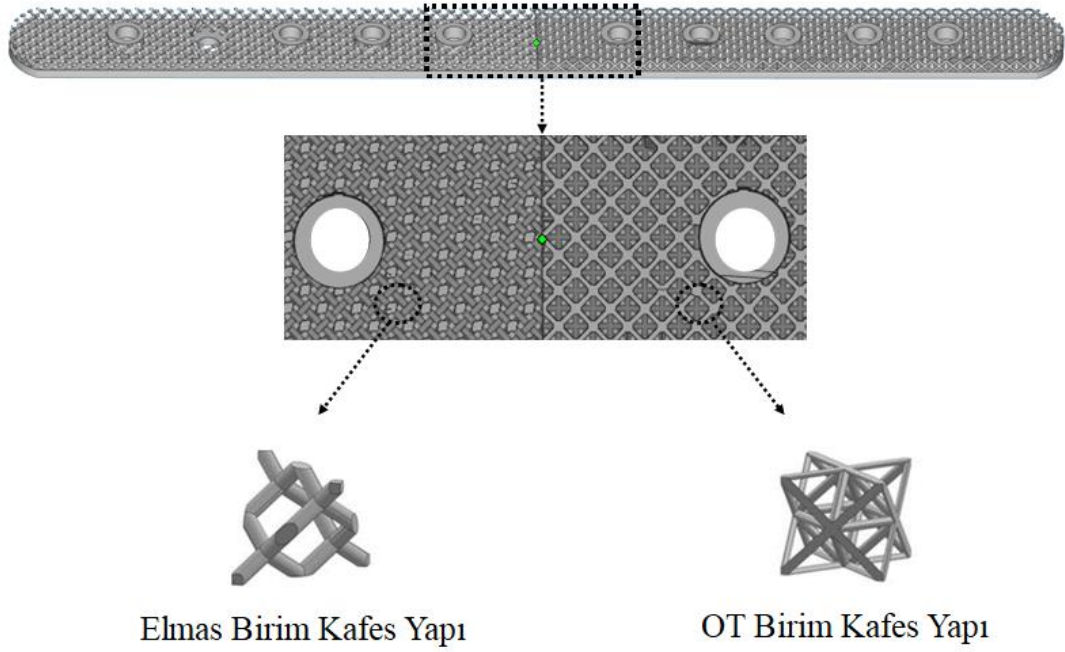


BCC Birim Kafes Yapı



OT Birim Kafes Yapı

b)

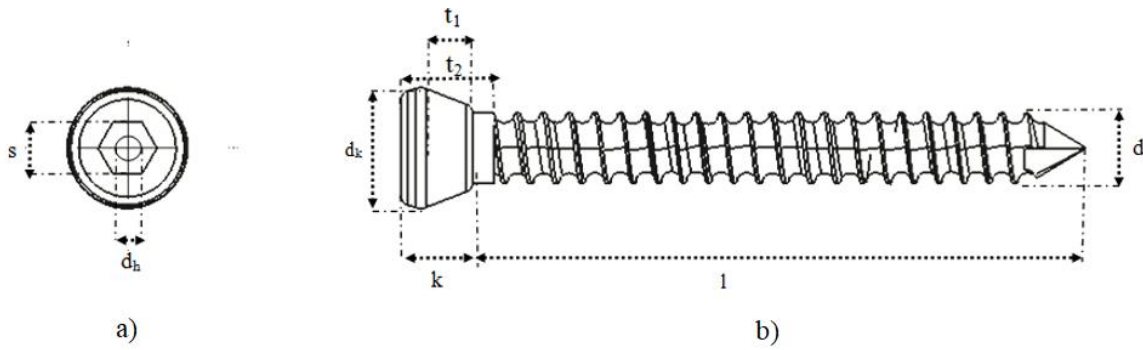


c)

Şekil 4. 6: İki farklı kafes yapısı ile oluşturulan plakların tasarımı a) BCC-Elmas, b) BCC-OT ve c) Elmas-OT kafes yapı plak.

4.4.Vida

Bu tez kapsamında kırık kemik ile plakların sabitlenmesi için 5 mm DCP vidaları tercih edildi. Vida ölçüleri iki ayrı firmanın kataloglarından yararlanılarak belirlendi. Şekil 4.7’de da vidanın teknik resmi verilirken Çizelge 4.4’te vidanın ölçü detayları belirtildi.



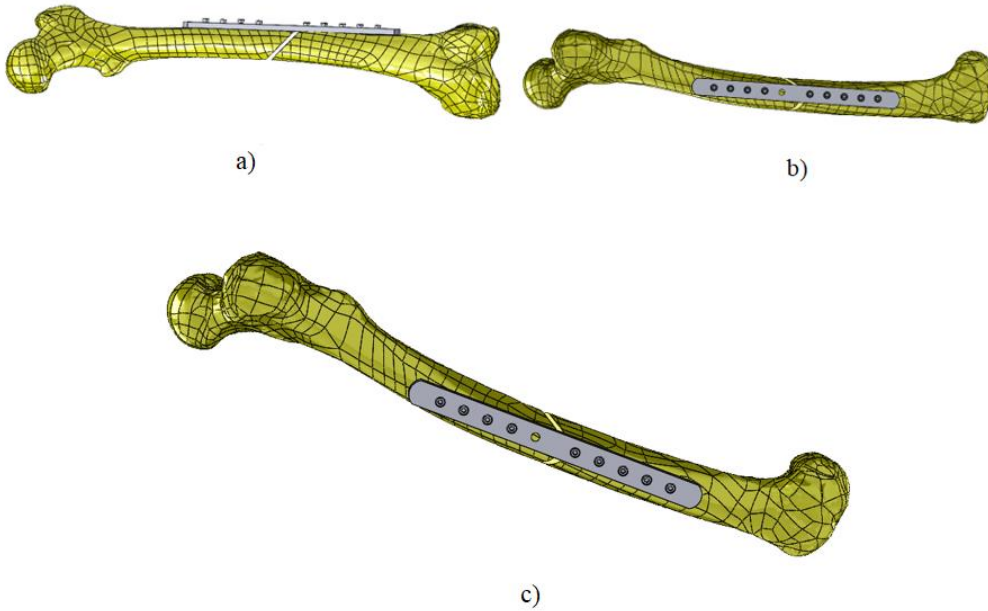
Şekil 4. 7:Vidanın teknik resminin görünümü a) üstten ve b) sağ yandan.

Çizelge 4.4: M5 DCP vidasının ölçü detayları.

	d (mm)	d _k (mm)	d _h (mm)	s (mm)	l (mm)	k (mm)	t ₁ (mm)	t ₂ (mm)
M5	5	8,5	2,5	4	26,5	3,5	2	4

4.5.Montaj Modeli

Kırık femur kemiği, Şekil 4.8’de farklı açılardan gösterildiği üzere KP ve kafes yapılı plaklarla ayrı ayrı montajı gerçekleştirilerek sabitlenmiştir. Kırık kemik ve plaklar arasındaki bağlantıyı sağlamak için Bölüm 4.3’te anlatılan vida modelinden dokuz adet kullanıldı. Montaj modeli incelendiğinde plak üzerinde kırık bölgesine denk gelen vida deliğine vidalama yapılmadığı görülmektedir. Bunun sebebi kırık bölgesinde kompresyon etkisinin artırılarak kemik kaynama hızının artırılmasıdır. Daha sonra montaj modelleri “*.step” formatında kaydedilerek SEA için hazır hale getirildi.

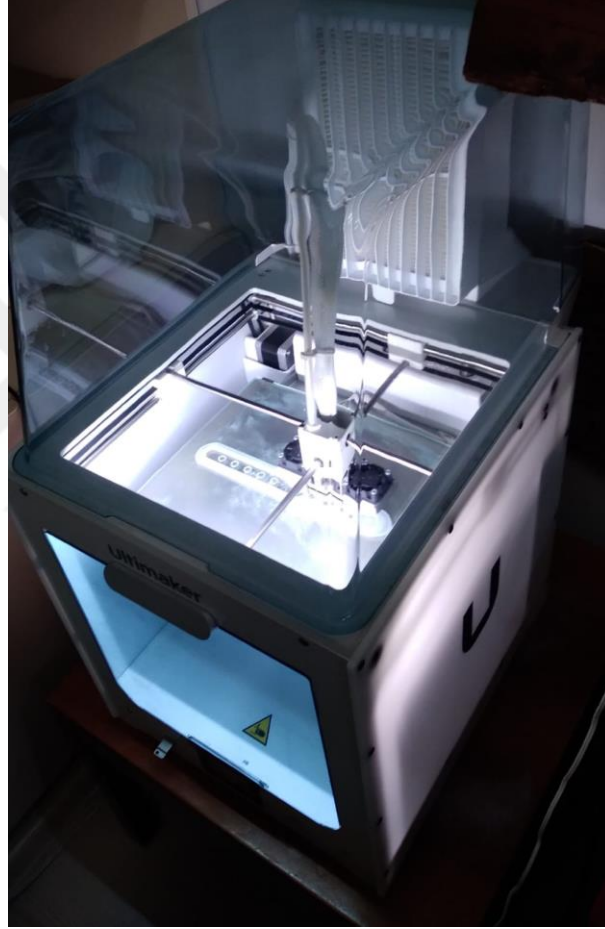


Şekil 4. 8: Montaj modelinin farklı açılardan görünümü a) ön, b) üst ve c) izometrik.

4.6.Basma Testi

4.6.1. Deney numunelerinin üretimi

Plaklar basma testlerinin uygulanabilmesi için 3D yazıcı kullanılarak elde edildi. Şekil 4.9'da 3D yazıcının üretim esnasında alınan görseli verilirken Çizelge 4.5'te yazıcıya ait özellikler belirtildi. Bunun yanı sıra Şekil 4.10'da KP, Şekil 4.11'de BCC kafes yapılı plaklar, Şekil 4.12'de Elmas kafes yapılı plaklar, Şekil 4.13'te OT kafes yapılı plaklar, Şekil 4.14'te BCC-Elmas kafes yapılı plaklar, Şekil 4.15'te BCC-OT kafes yapılı plaklar ve Şekil 4.16'da E-OT kafes yapılı plakların üretim sonrası görüntüleri verildi.



Şekil 4. 9:Plakların üretildiği 3D yazıcı.

Çizelge 4.5: 3D yazıcı özellikleri.

<i>Özellik</i>	<i>Değer</i>
Katman Çözünürlüğü	0.25 mm nozzle: 150 - 60 mikron 0.4 mm nozzle: 200 - 20 mikron 0.6 mm nozzle: 400 - 20 mikron 0.8 mm nozzle: 600 - 20 mikron
Baskı Teknolojisi	FDM (Fused Deposition Modeling)
Baskı Hacmi	223 x 223 x 205 mm
Nozul Çapı	0.4 mm
Nozul Sıcaklığı	180- 260 °C
Katman Kalınlığı	0.06 – 0.2 mm arası
Baskı Hızı	24 mm/s (maksimum)
Isıtmalı Baskı Yüzeyi	60°C'ye kadar ısıtılabilir
Çalışma Ortam Isısı	15-32 °C (59 - 90 °F)
Maksimum Güç Çıkışı	221 W
Bağlantı Seçenekleri	USB, Ethernet, Wi-Fi
Dosya Formatları	STL, OBJ, X3D
Kullanım Kolaylığı	Dokunmatik ekran ile kolay kontrol
Desteklenen Dosya Türleri	Ultimaker Cura: STL, OBJ, X3D, 3MF, BMP, GIF, JPG, PNG Basılabilir formatlar: UFP



Şekil 4. 10: 3D yazıcıda üretilen Katı Plak.



a)



b)



c)

Şekil 4. 11: 3D yazıcıda üretilen BCC kafes yapılı plaklar a) BCC I, b) BCC II ve c) BCC III plak.



a)



b)



c)

Şekil 4. 12: 3D yazıcıda üretilen Elmas kafes yapılı plaklar a) E I, b) E II ve c) E III plak.



a)



b)



c)

Şekil 4. 13: 3D yazıcıda üretilen OT kafes yapılı plaklar a) OT I, b) OT II ve c) OT III plak.



a)



b)



c)

Şekil 4. 14: 3D yazıcıda üretilen BCC ve Elmas kafes yapılı plaklar a) BCC-E I, b) BCC-E II ve c) BCC-E III plak.



a)



b)



c)

Şekil 4. 15: 3D yazıcıda üretilen BCC ve OT kafes yapılı plaklar a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve c) BCC-OT III plak.



a)



b)



c)

Şekil 4. 16: 3D yazıcıda üretilen Elmas ve OT kafes yapılı plaklar a) E-OT I, b) E-OT II ve c) E-OT III plak.

4.6.2. Basma testinin gerçekleştirilmesi

Bu bölümde KP ve kafes yapıları ile elde edilen plaklar üzerine uygulanan basma testleri hakkında bilgi verildi. Basma testleri, DVT UCK E S80 N basma testi cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Basma testi cihazına ait özellikler Çizelge 4.6’te verilirken Şekil 4.17 cihazın görüntüsünü içermektedir. Basma testleri sırasında ASTM F2077 standartları göz önünde bulunduruldu.

Çizelge 4.6: DVT UCK E S80 N basma testi cihazının özellikleri

<i>Özellik</i>	<i>Değer</i>
Çalışma Voltajı	220V, 50 Hz.
Elektrik Harcaması	1 KVA
Hız Ayarı	5.0 - 300.0 mm/dak
Kapasite Seçenekleri	2, 5, 10, 20 kN
Ekran	Dijital ekran
Sistem	Çift sütunlu sistem
Duyarlılık	$\pm \% 1$
Hareket Duyarlılığı	0,1 mm

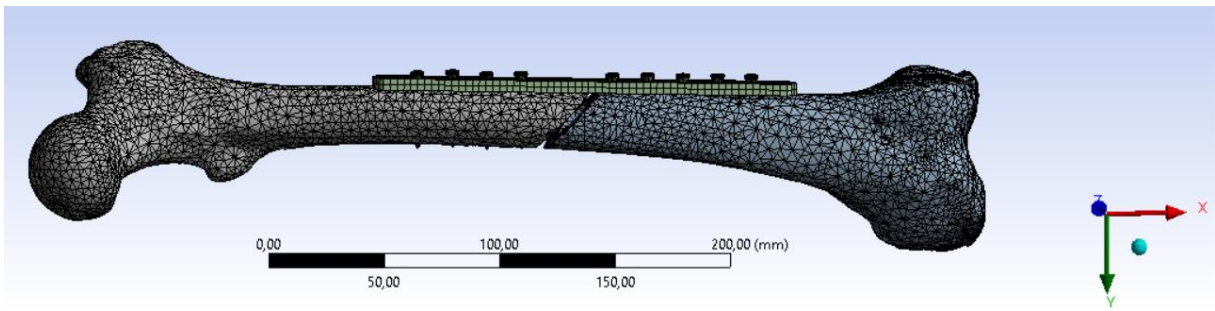


Şekil 4. 17. Basma testi cihazı.

4.7.SEA Mesh ve Sınır Durumları

4.7.1. Meshleme işlemi

KP ve kafes yapıları plaklar ile elde edilen montaj modellerinin statik yük altında gösterecekleri tepkiyi ve femur kemiği ile plaklar arasında meydana gelen ilişkiyi incelemek için SEA gerçekleştirildi. Bu kapsamda analizler öncesinde tüm modeller genel meshleme işlemine tabii tutuldu. Şekil 4.18’de modeller üzerine uygulanan meshleme işlemine ait görsel verildi. Tüm modeller geometrik olarak benzer olduğundan dolayı meshleme işlemi bir görsel ile belirtildi. Çizelge 4.7 ise KP ve kafes yapıları plaklar ile oluşturulan modellerin meshleme işlemine ait düğüm ve element sayılarını içermektedir.



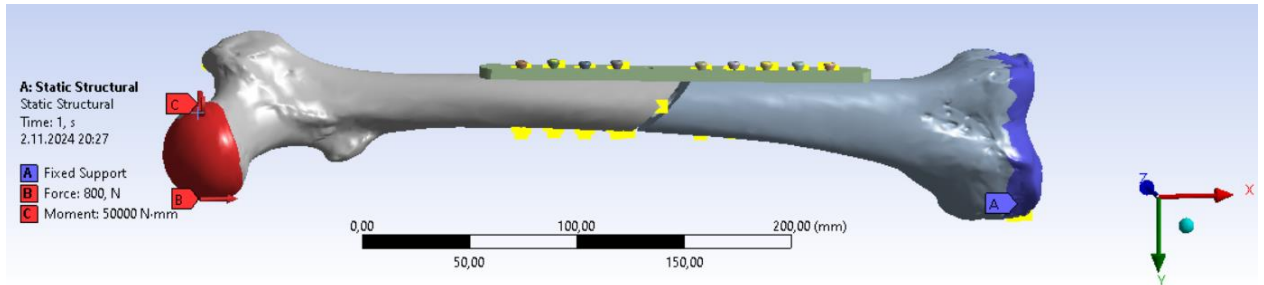
Şekil 4. 18: Modeller üzerine uygulanan meshleme işlemi.

Çizelge 4.7: KP ve kafes yapılı plaklar ile oluşturulan modellerin meshleme işlemine ait düğüm ve element sayıları.

Model	Birim Hücre Kalınlığı (mm)	Düğüm Sayısı	Element Sayısı
KP Modeli	-	177926	91599
BCC Kafes Yapılı Modeller	0,9	465478	256984
	1	445236	245890
	1,1	423698	222691
Elmas Kafes Yapılı Modeller	0,9	541230	305215
	1	503443	282064
	1,1	475632	261870
OT Kafes Yapılı Modeller	0,9	625632	401256
	1	610258	389687
	1,1	599685	365010
BCC-E Kafes Yapılı Modeller	0,9	505586	263871
	1	485638	249204
	1,1	456963	230005
BCC-OT Kafes Yapılı Modeller	0,9	596520	472910
	1	563254	444806
	1,1	541568	425970
E-OT Kafes Yapılı Modeller	0,9	589452	364027
	1	556902	350206
	1,1	536214	333840

4.7.2. Kuvvet ve moment

Modeller üzerinde uygulanacak olan kuvvet ve moment değerleri belirlenirken ortalama 80 kg ağırlığa sahip bir insanın varsayımı göz önünde bulunduruldu (Satapathy ve diğ., 2019). Bu doğrultuda distal ucundan sabitlenen femur kemiğinin proksimal bölgesinden +X yönünde 800 N büyüklüğünde kuvvet ve 50000 Nmm burulma momenti uygulandı. Şekil 4.19’da sabitleme ve yükleme bölgeleri gösterildi.



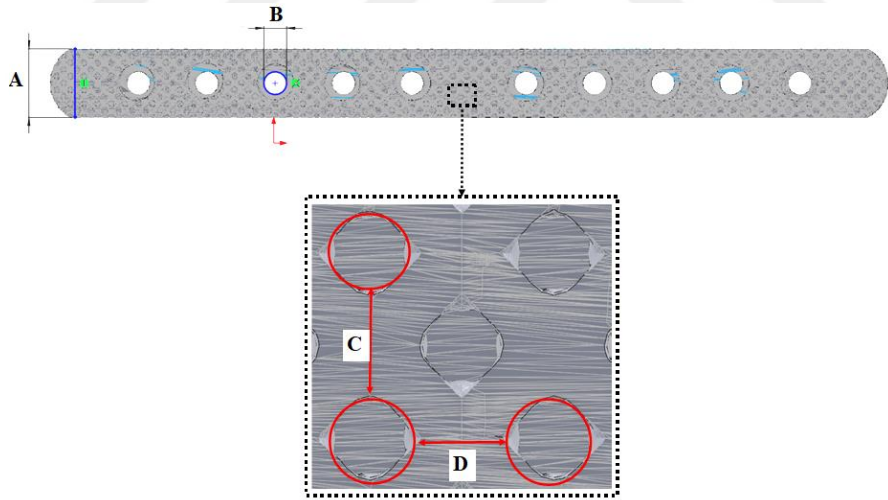
Şekil 4. 19: Modeller üzerine uygulanan sabitleme ve yükleme bölgeleri.

4.8.Plakların Boyut Hassasiyetinin Hesaplanması

Kafes yapılı plakların üretim esnasında göstermiş olduğu boyut hassasiyetini incelemek amacıyla plakların mikroskop görüntüleri alındı. Bu doğrultuda plaklar üzerindeki sapma miktarları hesaplanırken BDT ölçüleri ile mikroskop görüntülerinin ölçüleri arasında oransal karşılaştırma yapıldı. Şekil 4.20’de plakların görüntüsünü almak için kullanılan mikroskop cihazının görüntüsü verilirken Şekil 4.21’de BDT ve mikroskop ölçülerinin konum ve büyüklükleri harflendirmeler ile belirtildi. Bu kapsamda şekil üzerindeki A harfi plakların en uzunluğunu, B harfi plakların vida deliği çap uzunluğunu, C harfi kafes yapıları oluşturan iki dikme arasındaki dikey mesafeyi ve D harfi kafes yapıları oluşturan iki dikme arasındaki yatay mesafeyi temsil etmektedir.



Şekil 4. 20: Boyut hassasiyeti ölçümlerinin gerçekleştirildiği mikroskop cihazı.



Şekil 4. 21: BDT ve mikroskop ölçülerinin konum ve büyüklüklerinin harflendirmesi.

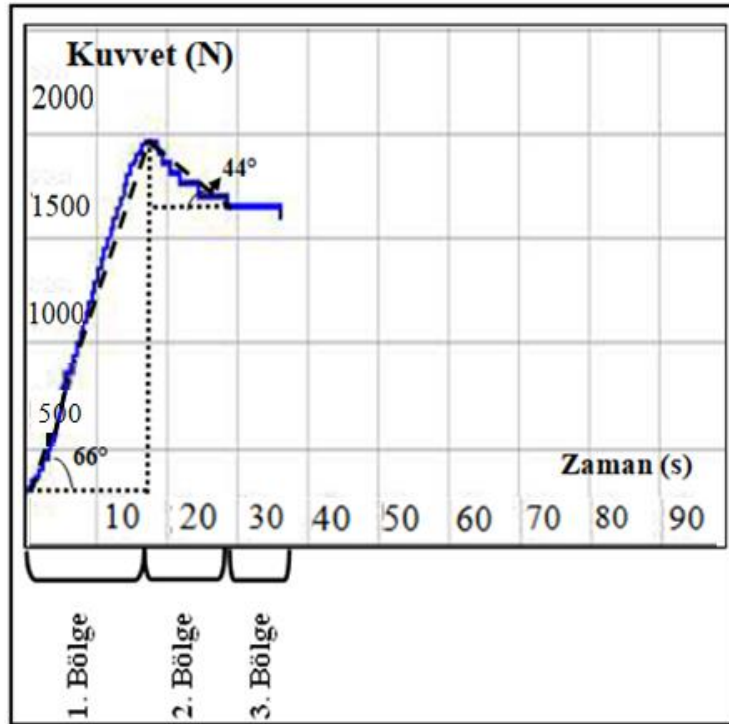
5. BULGULAR VE TARTIŞMA

5.1.Katı Plak Deney Sonuçları

5.1.1. Katı plağa uygulanan basma testi sonuçları

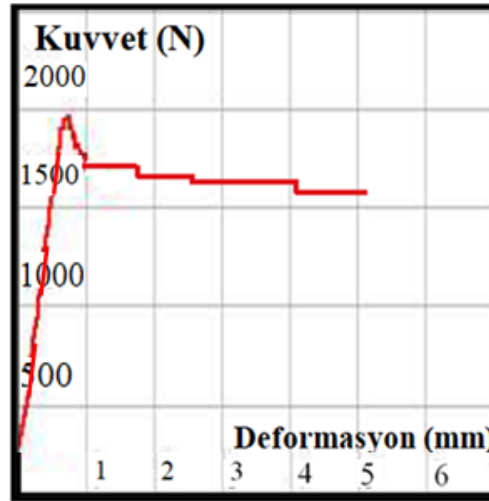
KP üzerine yapılan basma testi 36.2 saniye sürmüş olup test sonucunda kuvvet-zaman ve kuvvet-deformasyon grafikleri incelenmiştir.

Test sonucunda elde edilen kuvvet-zaman grafiği Şekil 5.1’de verildi. Şekil incelendiğinde grafik üç farklı bölgeye ayrılarak analiz edildi. Bu kapsamda grafiğin birinci bölgesinde kuvvet miktarı doğrusal bir artış göstererek 1950 N değerinde maksimum sınıra ulaşmıştır. Bu bölgede ölçülen açı değeri yaklaşık olarak 66° ’dir. Kuvvetin bu bölgede doğrusal bir artış sergilemesinin nedeni plağın elastik bölgede bulunmasıdır. Bu bölgede plak maksimum kuvvete ulaşınca kadar plağın deformasyonunun geri dönebilir olduğu anlaşılmaktadır. Grafik ikinci bölgeye geçtiğinde kuvvet miktarında ivmeli bir düşüş gözlenmiş olup bu düşüş yaklaşık 44° eğimle gerçekleşmiştir. Bu düşüşün gerçekleşme sebebi ise plağın elastik bölgeden çıkarak plastik bölgeye geçmesidir. Plastik bölgede plakta kalıcı şekil değişiklikleri gözlenerek iç yapısında bozulmalar meydana gelir. Bu durum sonucunda ise plağın daha fazla yük taşıma kapasitesinde azalmalar görülür. Üçüncü bölgede ise kuvvet miktarı daha stabil bir hal alarak test sonuna kadar değişiklik göstermemiştir. Test 1563 N değerinde sonlanmıştır.



Şekil 5. 1: KP üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafiği.

KP'ın kuvvet altında nasıl davranış sergilediğini anlamak amacıyla incelenen kuvvet-deformasyon grafiği Şekil 5.2'de belirtilmiştir. Şekilden de anlaşılacağı üzere kuvvet miktarı maksimum değere ulaşıncaya kadar deformasyonda doğrusal bir artış gözlenmiştir. Bu doğrusal artışın görülme sebebi plağın elastik davranış göstermesidir. Bu süreç boyunca plak, kuvvete karşı elastik tepki vererek geri dönüşümlü deformasyon sergiler. Kuvvetin maksimum değere ulaştığı 1950 N'da plağın deformasyonu 0.72 mm'dir. Bu değerden sonra deformasyon hızında artış kaydedilmiştir. Bunun sebebi plağın artık elastik davranış sergilememesi sonucu deformasyonun geri döndürülemez hal almasıdır. Test sonunda plakta 5.09 mm deformasyon olduğu saptanmıştır.

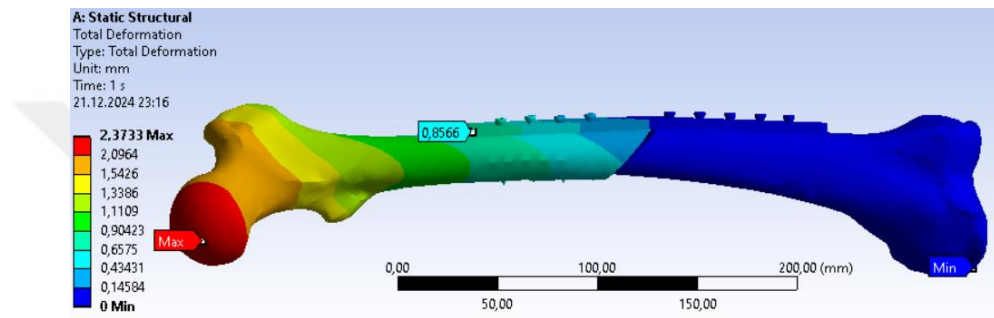


Şekil 5. 2: KP üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafiği.

5.1.2. Katı plağa ait SEA sonuçları

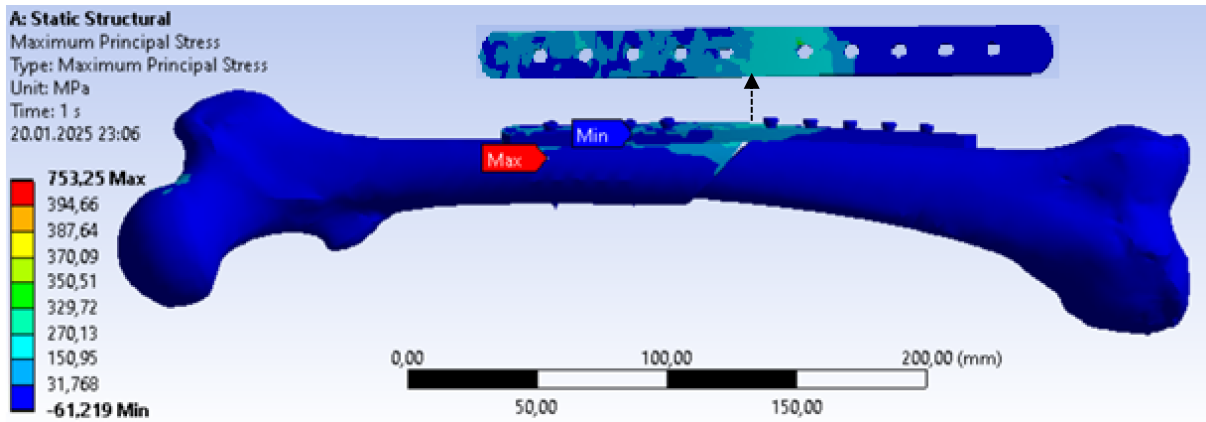
KP ile elde edilen modelin yük karşısında göstermiş olduğu şekil değişimini hesaplamak amacıyla toplam deformasyon analizi yapıldı. Şekil 5.3'te KP ile oluşturulan modelin toplam deformasyon miktarına ait görsel verildi. Bu doğrultuda montaj modelinde 2.3733 mm deformasyon meydana gelmiştir. Plak üzerindeki deformasyon miktarı ise 0.8566 mm olarak belirlenmiştir. Bu sonuçlara göre yükün model ve plak üzerinde dengeli bir dağılım göstermemesi sonucu yüksek deformasyon değerlerini ortaya çıkardığı görülmektedir. Bu sonuçlar Ishak ve diğ., (2020)'in sonuçlarına benzer nitelik taşımaktadır. Bunun yanı sıra KP modeli üzerine uygulanan basma testi ve SEA sonucunda ulaşılan deformasyon değerleri karşılaştırıldığında basma testi ve SEA arasında bir miktar farkın olduğu görülmektedir. Bu

farkın oluşmasına neden olan ana faktör basma testinde gerçek yapı geometrisi teste tabii tutulurken SEA’de elde edilen yapının ağırlara ayrılması sebebiyle modelleme hatalarının meydana gelmesidir. Öyle ki gerçek yapı geometrisine basma testi gerçekleştirildiği esnada keskin köşeler, küçük çatlaklar ve yüzey hataları dikkate alınırken SEA bu hataları ihmal eder (Sun ve diğ., 2024). Sonuçları doğrudan etkileyen bir diğer etmen ise basma testinde kuvvetin uygulama noktası değişiklik gösterebilirken SEA’nde kuvvetin uygulama noktasının ideal olmasıdır (Campbell ve diğ., 2022). Ayrıca basma testinin gerçekleştiği esnada mevcut ortamın sahip olduğu sıcaklık, nem, hava akımı, titreşim ve ışık gibi etmenlerde test sonuçlarını etkilemektedir.



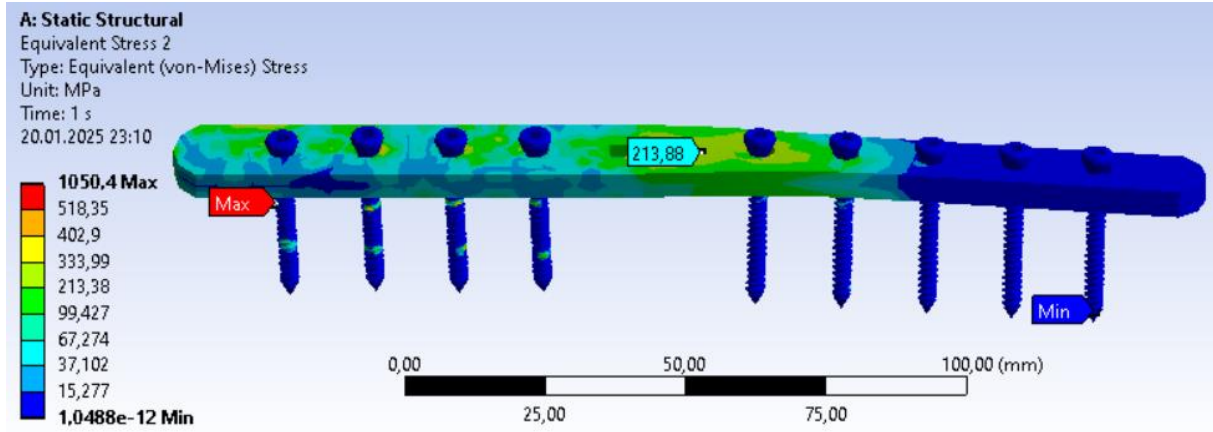
Şekil 5. 3: KP modelinin toplam deformasyon miktarı.

KP ile elde edilen modelde deformasyonun başladığı ana karşılık gelen maksimum asal gerilme değeri Şekil 5.4’te verildi. Şekil incelendiğinde modelin 753.25 MPa maksimum asal gerilme değerine sahip olduğu görülmektedir. Plak üzerindeki gerilme dağılımı göz önünde bulundurulduğunda ise maksimum gerilmenin kırık bölgesine denk gelen kısımda yoğunlaştığı görülmektedir. Bu yoğunlaşma kırık bölgesinde kemik dokusunun zayıflayarak daha hassas hale gelmesinden kaynaklanır.



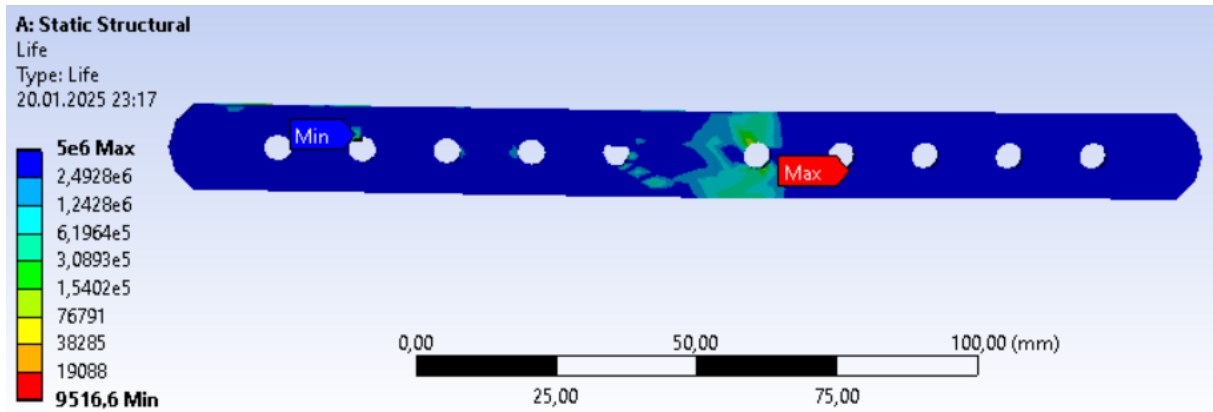
Şekil 5. 4: KP modelinin maksimum asal gerilme değeri.

Deformasyon davranışı sonrasında plakta kalıcı hasar kalıp kalmayacağını anlamak için maksimum von-Mises gerilme analizi gerçekleştirildi. Şekil 5.5'te KP'n maksimum von-Mises gerilme değerini belirten görsel verildi. Bu kapsamda KP'ta 1050.4 MPa maksimum von-Mises gerilme değeri hesaplanmıştır. Plak üzerindeki gerilme yoğunluğu incelendiğinde ise kırık bölgesinde daha yoğun bir gerilme meydana geldiği göze çarpmaktadır. Plak üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değeri incelendiğinde ise bu değer 213.88 MPa olduğu görülmektedir.

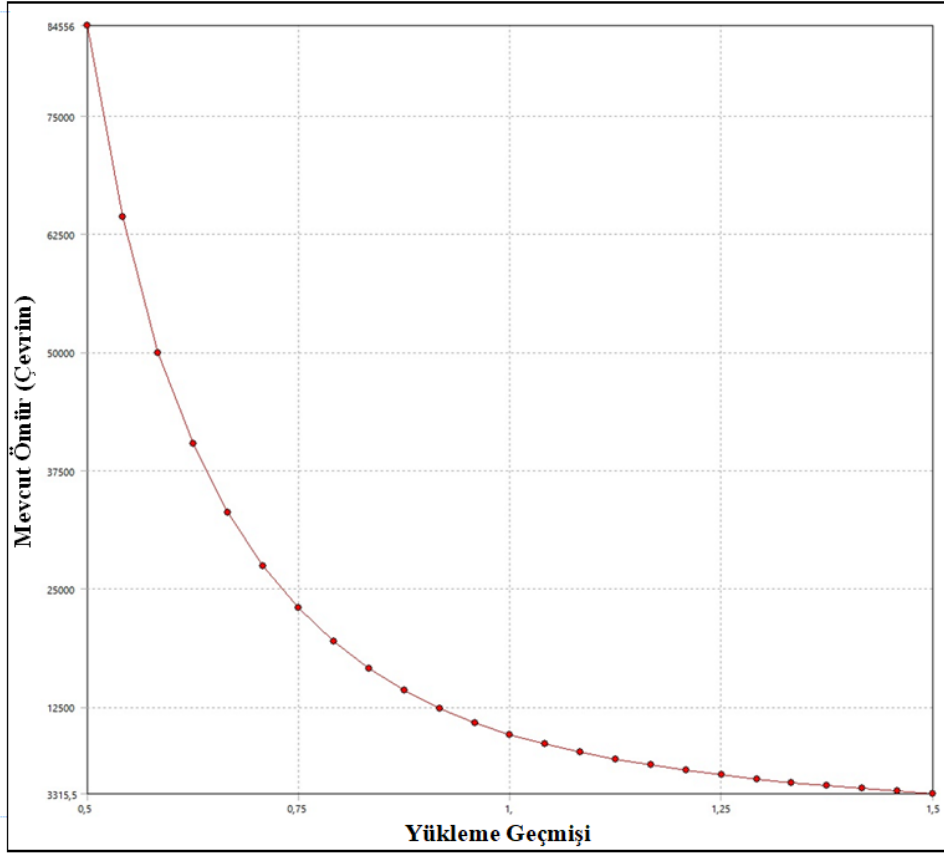


Şekil 5. 5: KP'n maksimum von-Mises gerilmesi.

KP'n tekrarlayan yük altında ömrünün ne kadar olacağını belirlemek amacıyla yorulma ömür analizi gerçekleştirildi. Şekil 5.6'da yorulma ömür analizi sonucu elde edilen ömür değeri verildi. 5×10^6 tasarım ömrüne dayalı olarak hesaplanan analizde yorulma ömürleri mavi renk konturu ile verildi. Kırmızı renk konturu ise plağın minimum yorulma ömrünü temsil etmekte olup bu değer KP için 9516.6 çevrimdir. Şekil 5.7'de ise KP'a ait yükleme geçmişi-ömür grafiği verildi.



Şekil 5. 6: KP'n yorulma ömrü.



Şekil 5. 7: KP'ın yükleme geçmişi-ömür grafiği.

5.2.Tek Kafes Yapılı Plaklar

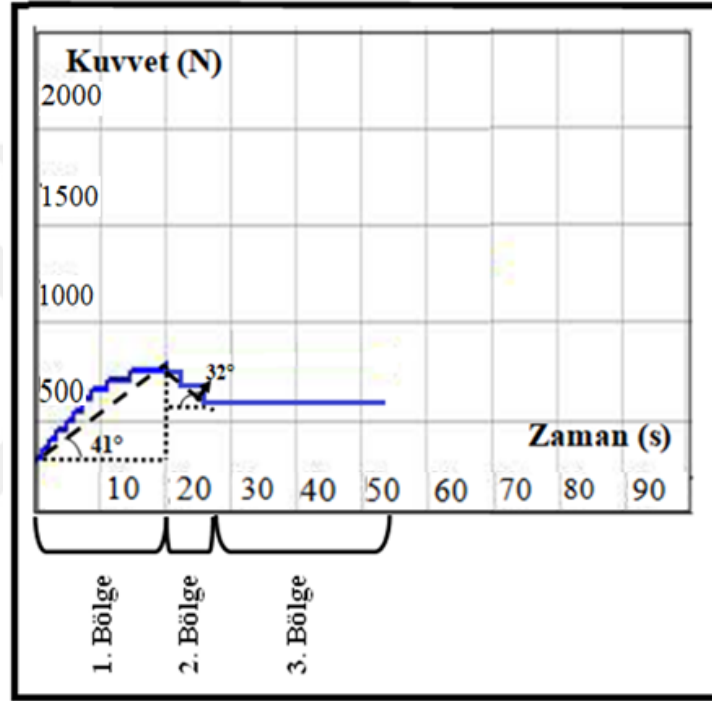
5.2.1. BCC kafes yapılı plaklar

5.2.1.1.BCC kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları

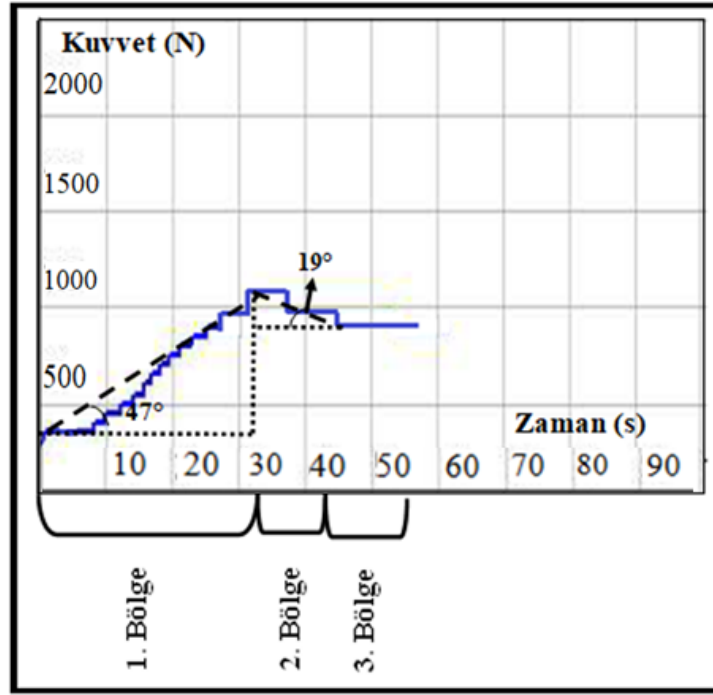
BCC kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testi BCC I, BCC II ve BCC III plaklar için sırasıyla 53,4, 58,3 ve 34,2 saniye sürmüştür. Testler sonucunda elde edilen kuvvet-zaman ve kuvvet-deformasyon grafikleri üç farklı bölge olarak değerlendirilmiştir.

BCC kafes yapılı plakların basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri Şekil 5.8'de verildi. Şekil incelendiğinde üç grafiğinde birinci bölgesinde kuvvetin doğrusal bir artış gösterdiği göze çarpmaktadır. Bu artışlar BCC I plak için yaklaşık 41° , BCC II plak için yaklaşık 47° ve BCC III plak için yaklaşık 49° olarak ölçülmüştür. Kuvvet değeri BCC I, BCC II ve BCC III plaklar için sırasıyla 800, 1050 ve 1100 N'da maksimum sınıra ulaşmıştır. Kuvvet-zaman grafiklerinin ikinci bölgesi incelendiğinde kuvvet miktarının bu bölgede ivmeli bir düşüşe sahip olduğu görülmektedir. Bu bölgedeki düşüş BCC I, BCC II ve BCC III plaklar için sırasıyla yaklaşık

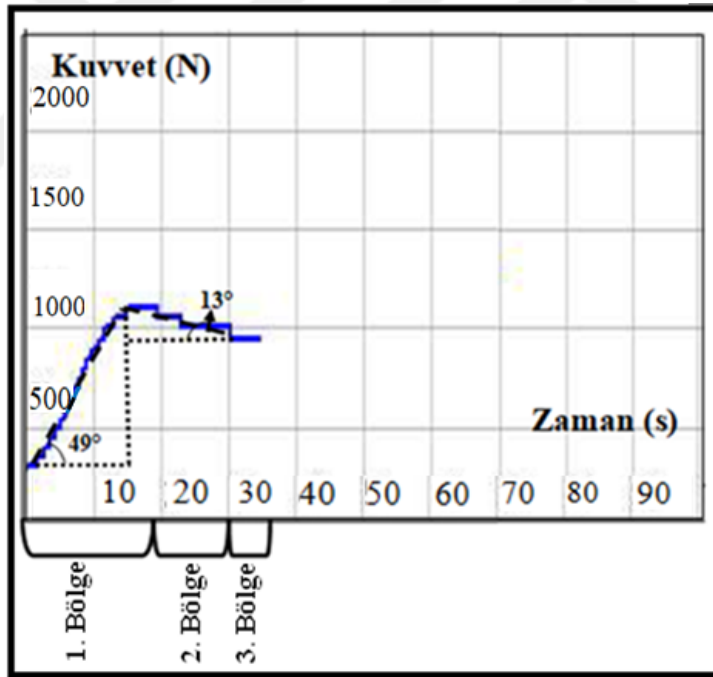
olarak 32° , 19° ve 13° eğimle gerçekleşmiştir. Üçüncü bölgede ise kuvvet miktarları stabil bir hal alarak test sonuna kadar değişiklik göstermemiştir. Testler BCC I plakta 570 N, BCC II plakta 910 N ve BCC III plakta 960 N değerinde son bulmuştur. Maksimum kuvvet değerleri göz önünde bulundurulduğunda BCC III plağının, BCC I ve BCC II plaklarına nispeten daha yüksek kuvvet değerine ulaştığı görülmektedir. Bunun nedeni kafes yapılarda dikme kalınlığı arttıkça yapının burkulmaya karşı göstereceği direncin artmasıdır (Feng ve diğ., 2017) . Bu sayede dikme yapılar daha büyük yük taşıma kapasitesine sahip olmaktadır. Bu durum ise plağın daha yüksek kuvvet sınırlarına ulaşmasını sağlamaktadır.



a)



b)



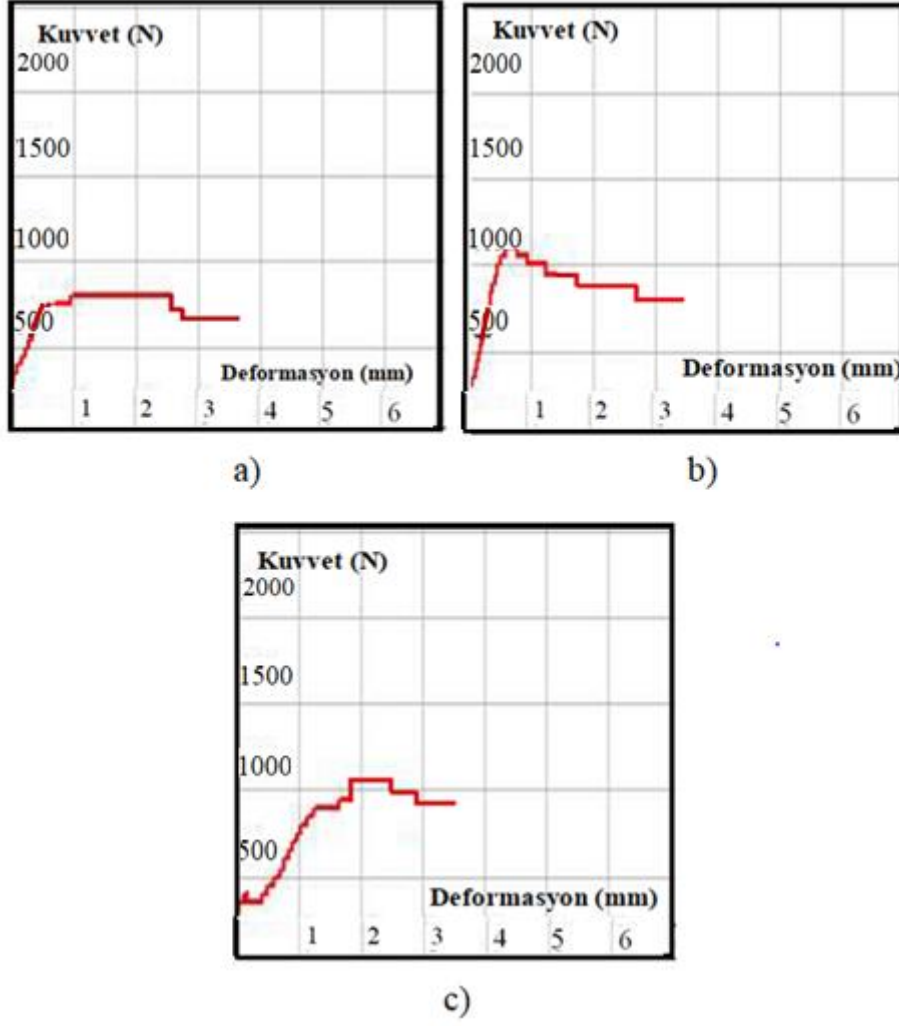
c)

Şekil 5. 8: BCC kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.

Şekil 5.9'da BCC kafes yapılı plakların basma testinden elde edilen kuvvet-deformasyon grafikleri verildi. Bu kapsamda BCC I, BCC II ve BCC III plakları sırasıyla 800 N, 1050 N ve

1100 N’da maksimum sınıra ulaşmıştır. Bu noktada BCC I plakta 0.95 mm, BCC II plakta 1.82 mm ve BCC III plakta 0,74 mm deformasyon ölçülmüştür. Daha sonra plaklara uygulanan kuvvet miktarında meydana gelen azalma ile deformasyon miktarında artış gözlenmiştir. Bu artış BCC III plakta daha kademeli bir şekilde meydana gelerek plağın kuvvete karşı daha dayanıklı olduğunu göstermiştir. Test sonunda ise deformasyon miktarları BCC I plağında 3.74 mm, BCC II plağında 3.62 mm ve BCC III plağında 3.55 mm olarak kaydedilmiştir. Deformasyon sonuçları göz önünde bulundurulduğunda BCC III plağı diğer iki plaktan daha az deforme olmuştur. Bu durum dikme yapıların kalınlığında gözlenen artışla birlikte yapının daha rijit bir hal almasından kaynaklanır.



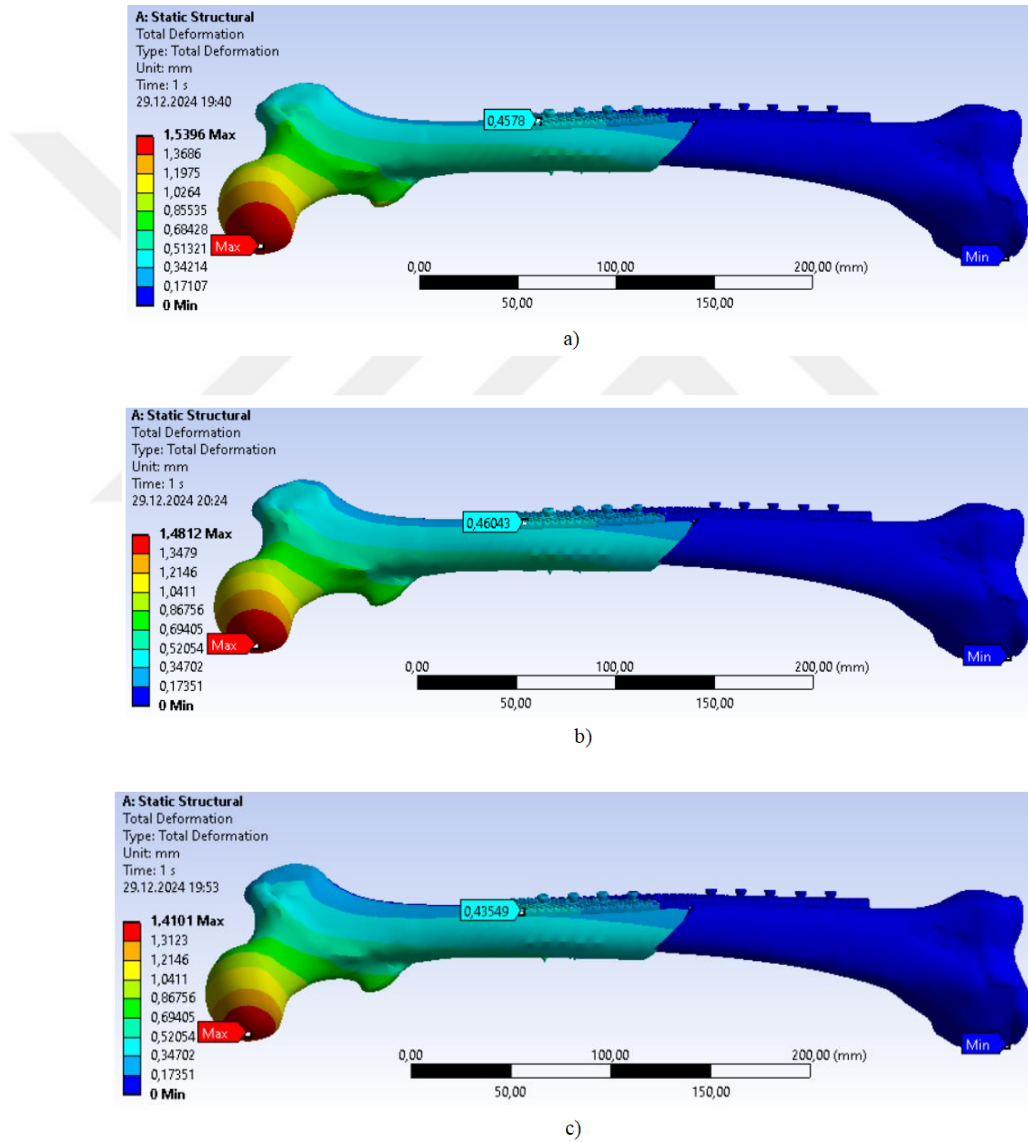


Şekil 5. 9: BCC kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.

5.2.1.2.BCC kafes yapılı plakların SEA sonuçları

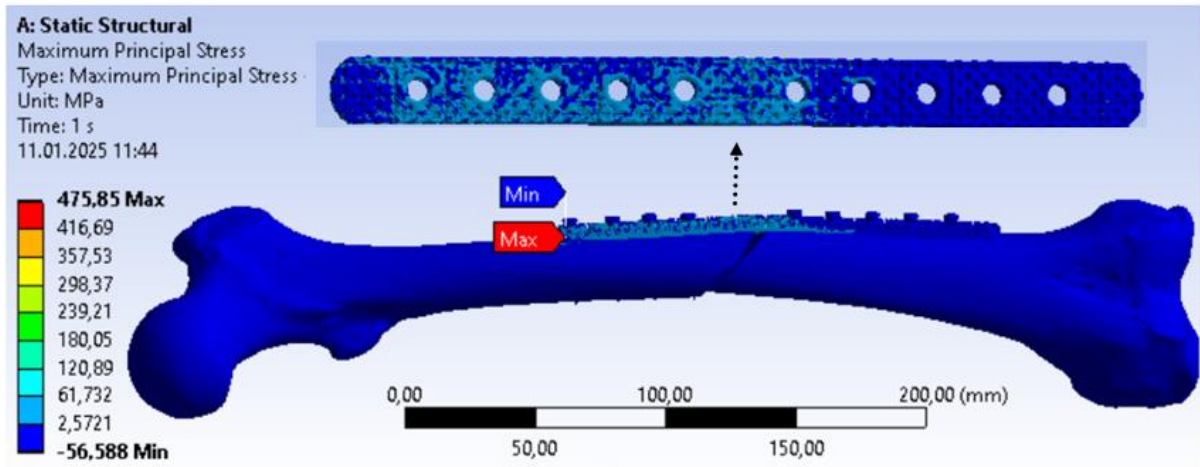
BCC kafes yapılı plakların kuvvet altında göstereceği toplam deformasyon miktarları Şekil 5.10’da verildi. Şekil incelendiğinde BCC I plak ile elde edilen montaj modelinde 1.5396 mm deformasyon meydana geldiği görülmektedir. Bu değeri 1.4812 mm deformasyon miktarı ile BCC II plak montaj modeli takip ederken BCC III plak montaj modelinde 1.4101 mm deformasyon miktarı saptanmıştır. Üç farklı birim kafes kalınlığına sahip BCC plak montaj modellerinin deformasyon değerleri karşılaştırıldığında BCC III plak ile oluşturulan montaj modelinin BCC I ve BCC II plak ile oluşturulan montaj modellerinden sırasıyla % 9,1837 ve % 5,0421 daha az deforme olduğu göze çarpmaktadır. BCC kafes yapılı plaklar üzerinde meydana gelen maksimum deformasyon değerleri dikkate alındığında ise BCC I plakta 0.4578 mm deformasyon değerine karşılık BCC II plakta 0.4603 mm ve BCC III plakta 0.4354 mm

deformasyon saptanmıştır. BCC kafes yapılı plakların basma testi sonucunda göstermiş oldukları deformasyon değerleri ile SEA sonucunda elde edilen deformasyon değerleri karşılaştırıldığında SEA’de ulaşılan deformasyon değerlerinin basma testi deformasyon değerlerine nispeten daha düşük olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu durum mekanik bir deney olan basma testi ile bir simülasyon yöntemi olan SEA arasında var olan yapının geometrisi, kuvvetin uygulama noktası ve çevresel faktörlerden kaynaklanmaktadır. Bu etmenler tezin 5.1.2 bölümünde detaylı bir şekilde tartışılmıştır.

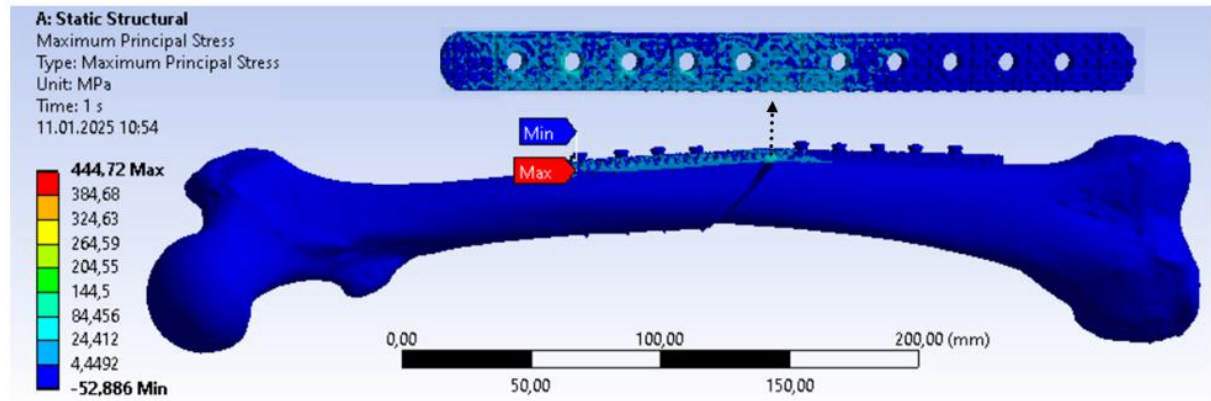


Şekil 5. 10: BCC kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.

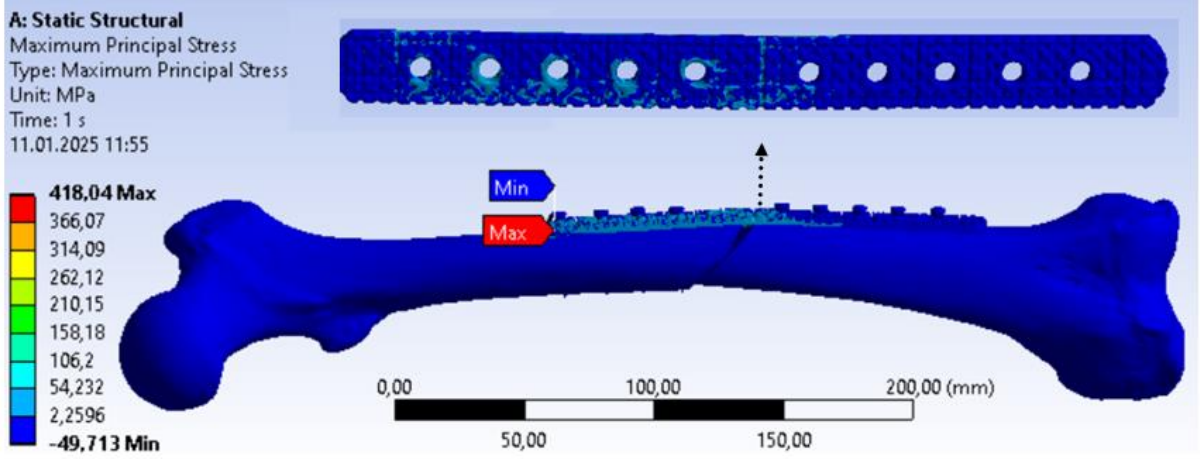
BCC kafes yapılı plaklar ile oluşturulan montaj modellerinde deformasyonun başladığı anadeng gelen gerilme değerlerini hesaplamak amacıyla modellere maksimum asal gerilme analiziyapıldı. Şekil 5.11’de modeller ve plaklar üzerinde hesaplanan maksimum asal gerilmedeğerlerine ait görseller verildi. Şekilden de anlaşılacağı üzere BCC I montaj modelinin 475.85MPa gerilme değerine karşılık BCC II montaj modelinde 444.72 MPa ve BCC III montajmodelinde 418.04 MPa gerilme değeri ölçülmüştür.



a)



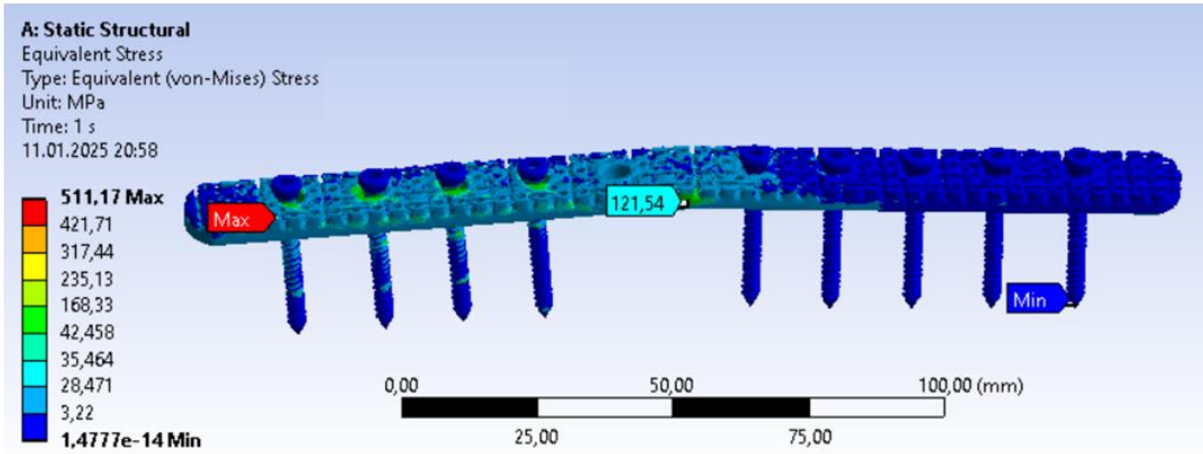
b)



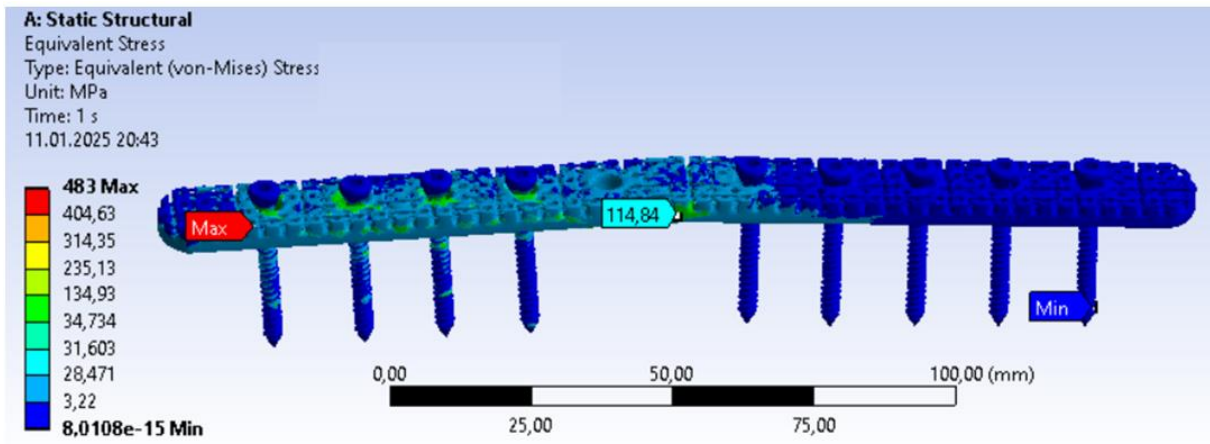
c)

Şekil 5. 11: BCC kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme miktarları a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.

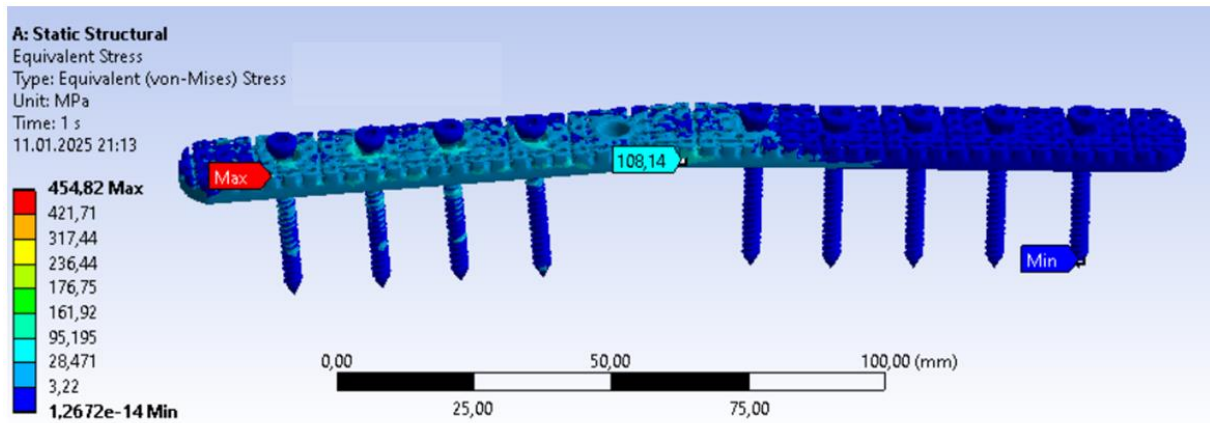
BCC kafes yapılı montaj modellerinden alınan plakların deformasyon davranışı sonrasında kalıcı olarak şekil değişimine başlayacağı sınırı belirlemek amacıyla analizlere maksimum von-Mises gerilmesi dahil edildi. Şekil 5.12’de BCC kafes yapıları ile elde edilen plakların maksimum von-Mises gerilme değerleri verildi. Şekil dikkate alındığında BCC III montaj modelinin 454.82 MPa gerilme değerine karşılık BCC II montaj modelinde 483 MPa gerilme değeri hesaplanırken BCC I montaj modelinde 511.17 MPa gerilme değeri hesaplanmıştır. Plaklar üzerindeki değerler göz önünde bulundurulduğunda ise BCC I plakta 121.54 MPa, BCC II plakta 114.84 MPa ve BCC III plakta 108.14 MPa gerilme değeri saptanmıştır. Sonuçlar BCC III plağının diğer plaklara göre daha düşük gerilme konsantrasyonlarına sahip olduğuna işaret etmektedir. Bu durumun esas sebebi kafes yapıları oluşturan dikmelerin kalınlıkları arttıkça yükün plak üzerinde daha homojen bir yayılım göstermesidir. Plak üzerindeki yük dağılımı homojenleştikçe plağın dayanım ve stabilitesi artarak daha düşük gerilme değerleri oluşur (Timercan ve diğ., 2023).



a)



b)

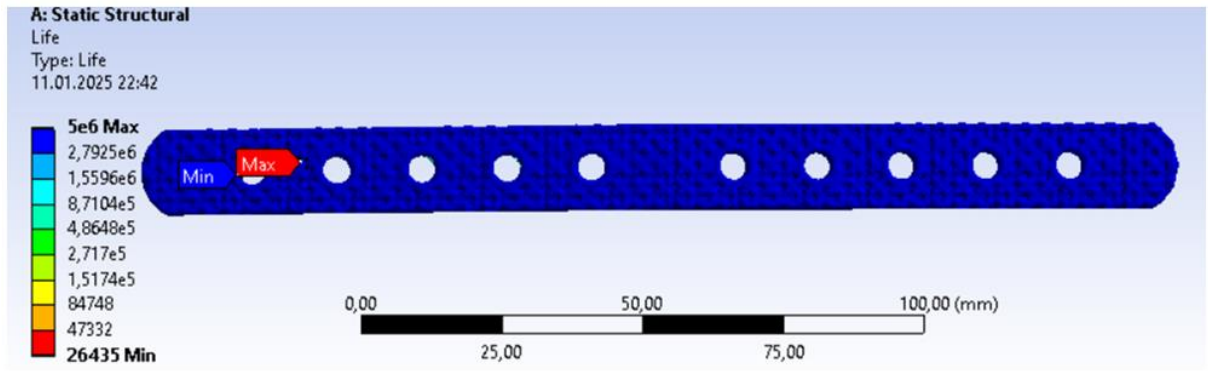


c)

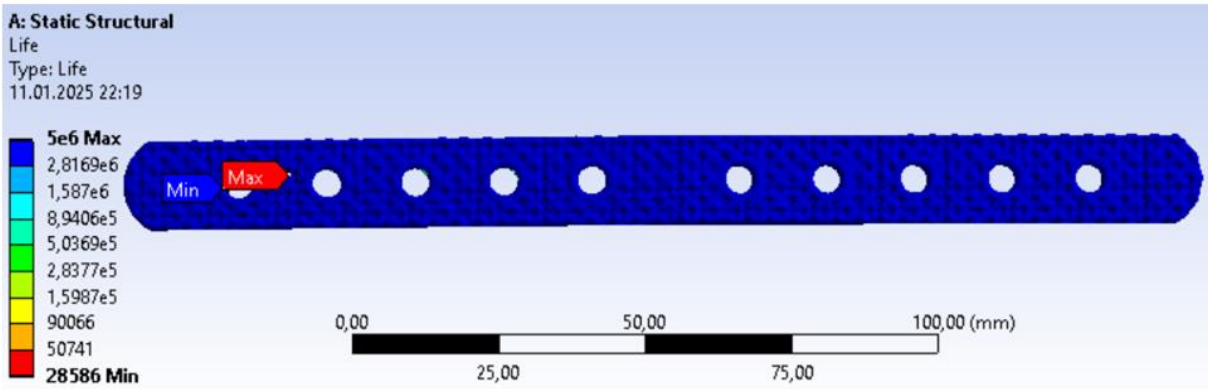
Şekil 5. 12: BCC kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme miktarları
 a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.

BCC plakların ömrünü belirlemek için plaklar yorulma ömür analizlerine tabii tutuldu. Şekil 5.13'te BCC plakların yorulma ömrüne ait görseller verildi. Görsellerden de anlaşılacağı üzere

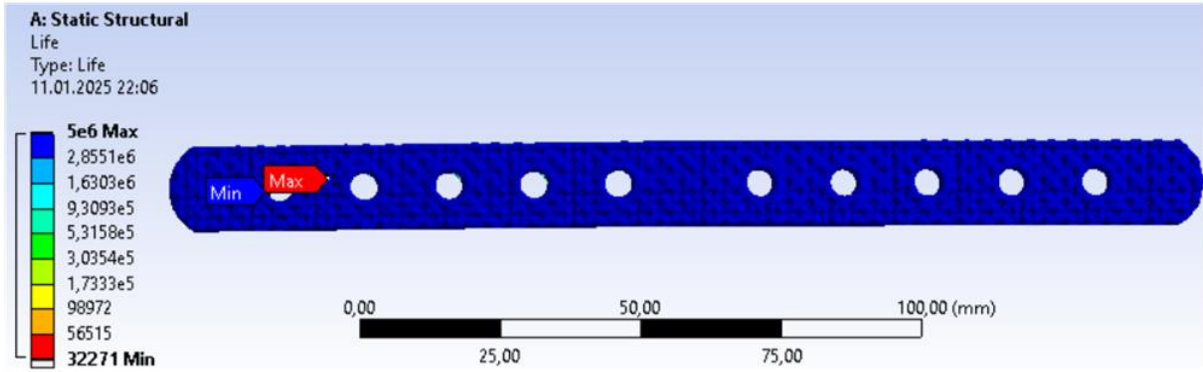
5×10^6 tasarım ömrüne dayalı olarak plaklar üzerinde mavi kontur sonsuz ömre sahip olan kısımları temsil ederken kırmızı kontur plağın minimum yorulma ömrünü belirtmektedir. Bu kurama göre 32271 çevrime sahip BCC III plağın diğer iki plağa nispeten daha uzun ömürlü olduğu göze çarpmaktadır. Öte yandan BCC II plağı 28586 çevrime sahipken BCC I plağın çevrim sayısı 26345'tir. Şekil 5.14'te ise BCC I, BCC II ve BCC III kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği verildi. BCC kafes yapısı ile oluşturulan plakların ömürleri dikme kalınlığı bakımından karşılaştırıldığında dikme kalınlığı arttıkça plağın yapısal bütünlük ve stabilitesinin artarak çatlak oluşumunun azalacağı saptanmıştır. Bu durum sonucunda plak üzerinde uzun ömre sahip olan alan miktarında artışlar görülmektedir.



a)

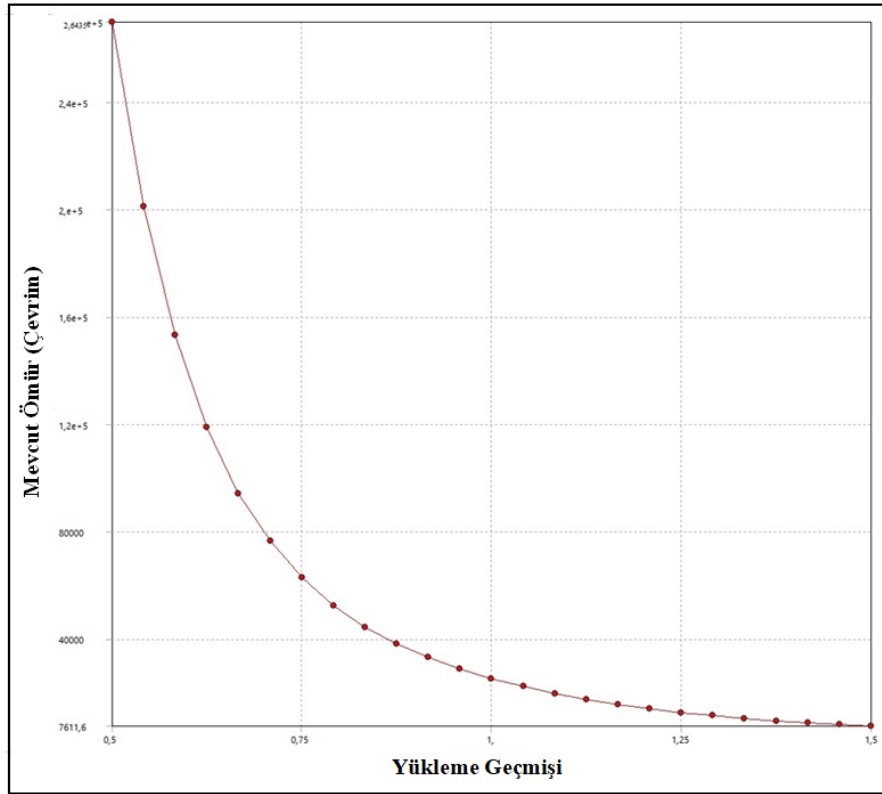


b)

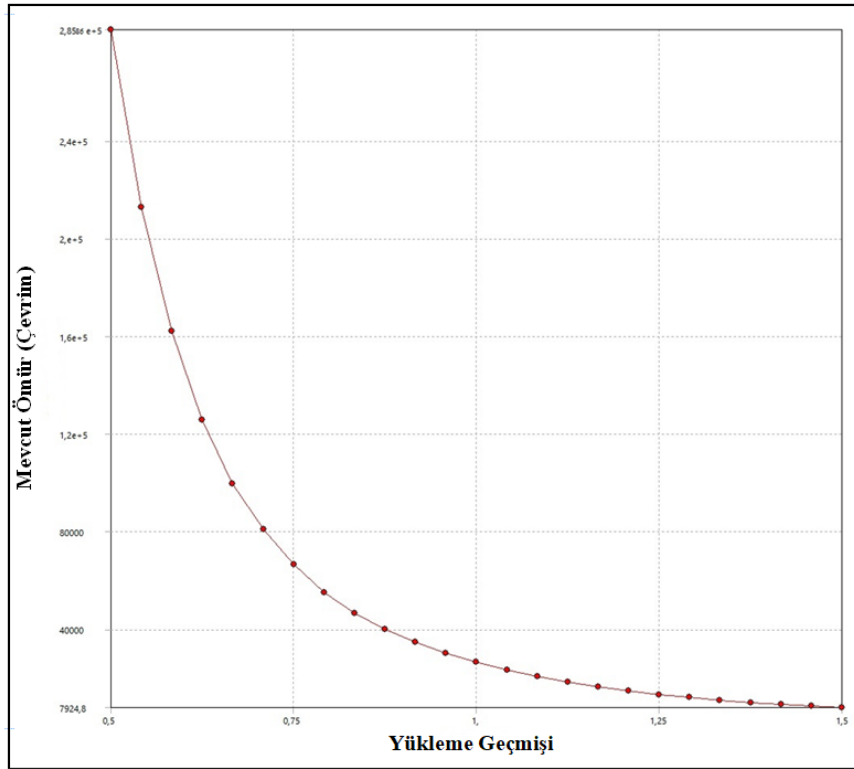


c)

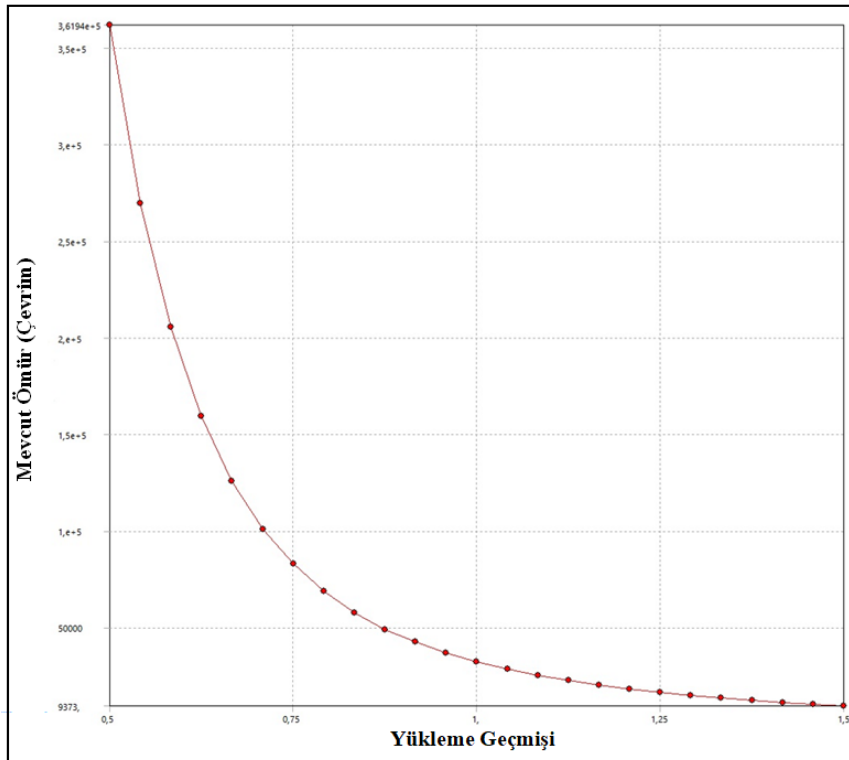
Şekil 5. 13: BCC kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapılı plaklar.



a)



b)



c)

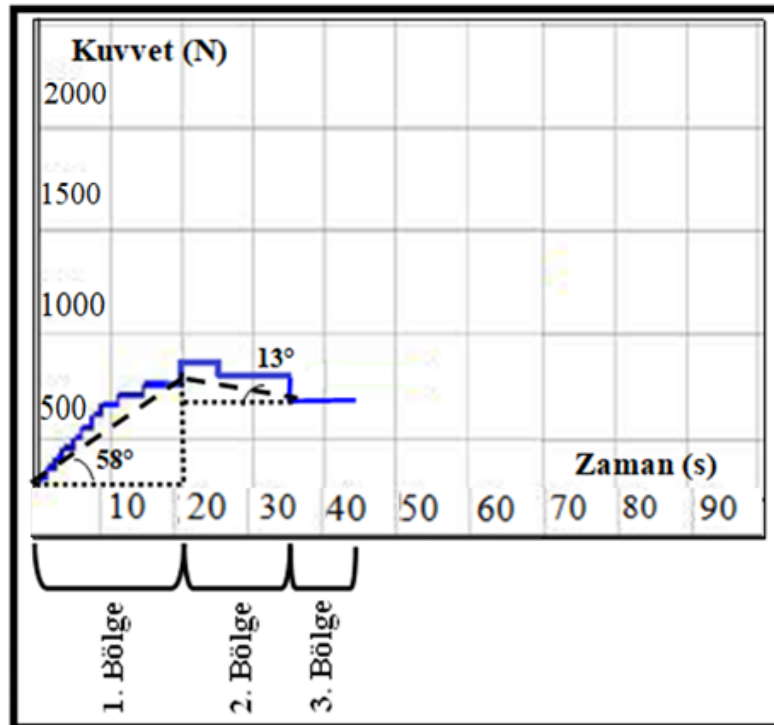
Şekil 5. 14: BCC kafes yapıli plakların yüklemge geçmişı-ömür grafiğı a) BCC I, b) BCC II ve BCC III kafes yapıli plaklar.

5.2.2. Elmas kafes yapılı plaklar

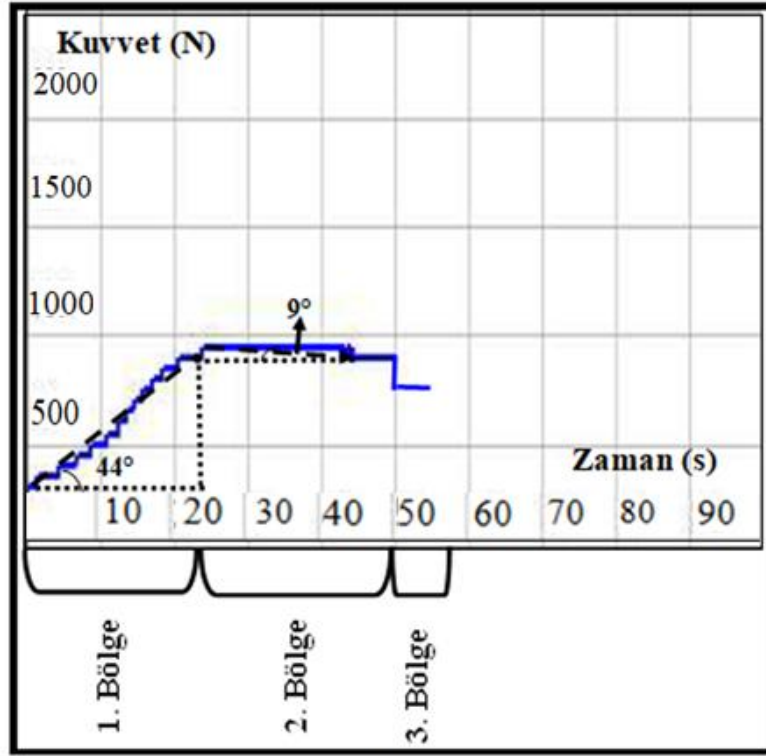
5.2.2.1. Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları

Elmas kafes yapıları ile elde edilen plaklar üzerine uygulanan basma testi E I, E II ve E III plaklar için sırasıyla 44.1, 54 ve 70.2 saniye sürmüştür. Test esnasında plakların kuvvet-zaman ve kuvvet- deformasyon grafikleri üç farklı bölge olarak değerlendirilmiştir.

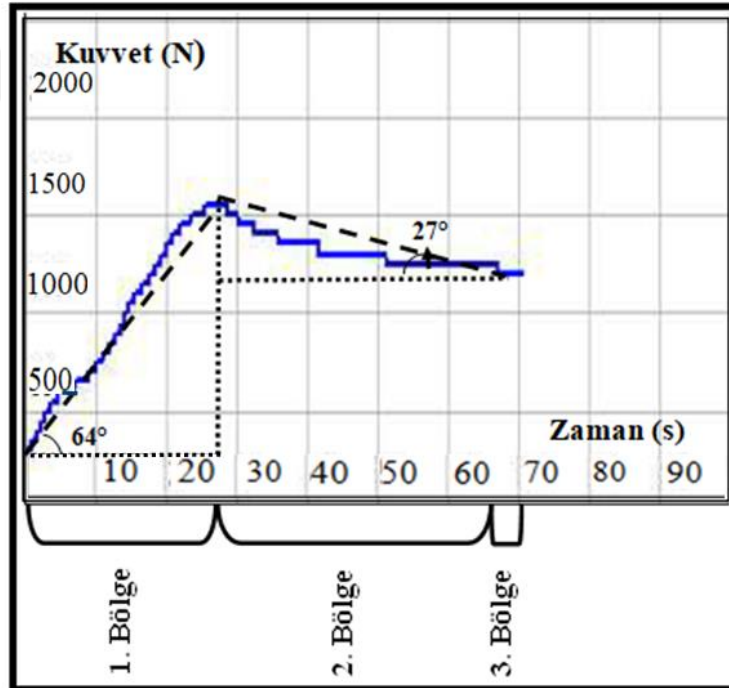
Elmas kafes yapıları ile oluşturulan plakların kuvvet-zaman grafikleri Şekil 5.15'te verildi. Grafiklerin birinci bölgelerinde kuvvet miktarının doğrusal bir artış gösterdiği görülmektedir. Bu bölgedeki artışın eğimi E I, E II ve E III plaklar için sırasıyla yaklaşık olarak 58° , 44° ve 64° olarak ölçülmüştür. Kuvvet miktarı E I, E II ve E III plaklarda sırasıyla 800 N, 950 N ve 1550 N değerinde maksimum sınıra ulaşmıştır. Bu noktadan sonra kuvvet-zaman grafikleri ikinci bölgeye geçerek kuvvet miktarında ivmeli bir azalma gözlenmiştir. Bu azalma açısal olarak ifade edildiğinde E I plak için yaklaşık 13° , E II plak için yaklaşık 9° ve E III için yaklaşık 27° olarak ölçülmüştür. Kuvvet miktarı üçüncü bölgede daha stabil bir hal alarak test E I, E II ve E III plaklar için sırasıyla 643 N, 765 N ve 1146 N değerinde son bulmuştur. Bu sonuçlar Bölüm 5.2.1.1'de elde edilen sonuçlara benzer olarak dikme yapılarda kalınlık değerinin artmasıyla plağın daha yüksek kuvvet sınırlarına ulaşacağını ifade etmektedir.



a)



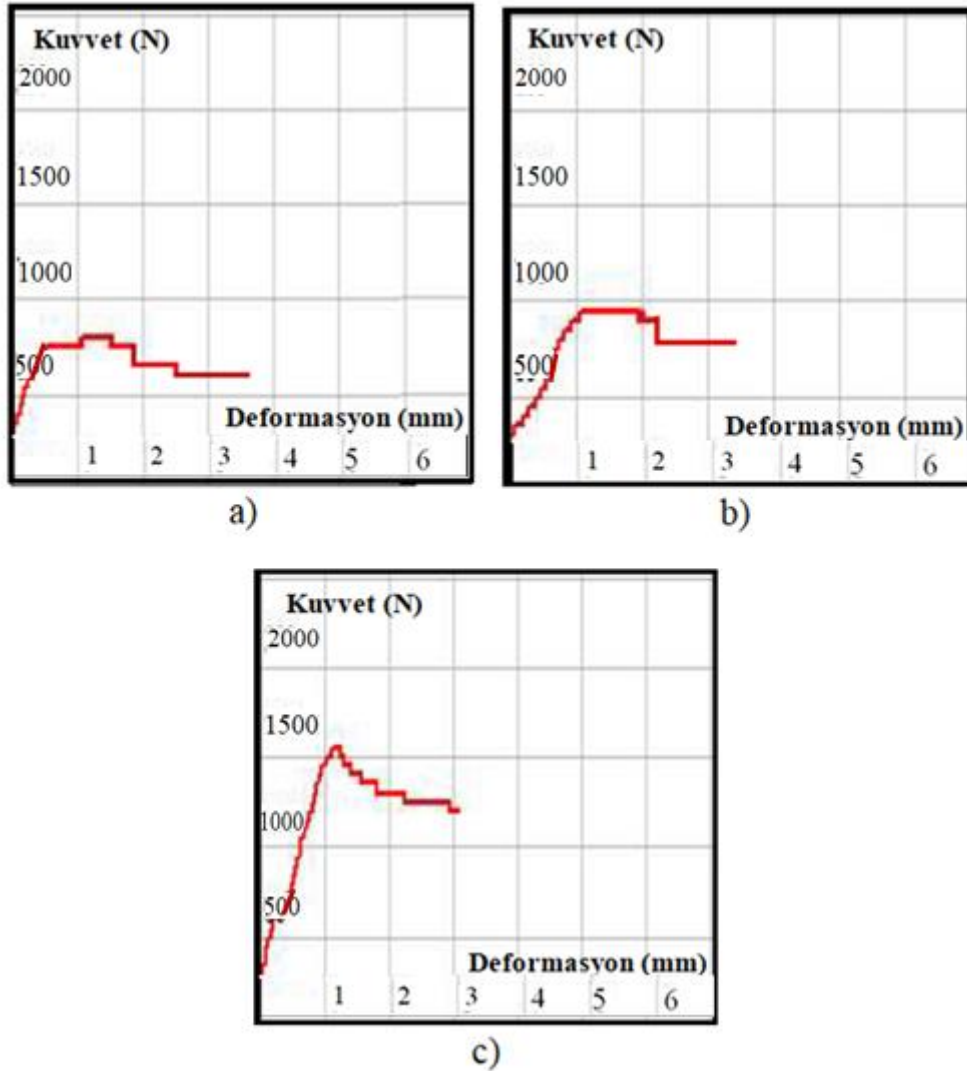
b)



c)

Şekil 5. 15: Elmas kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.

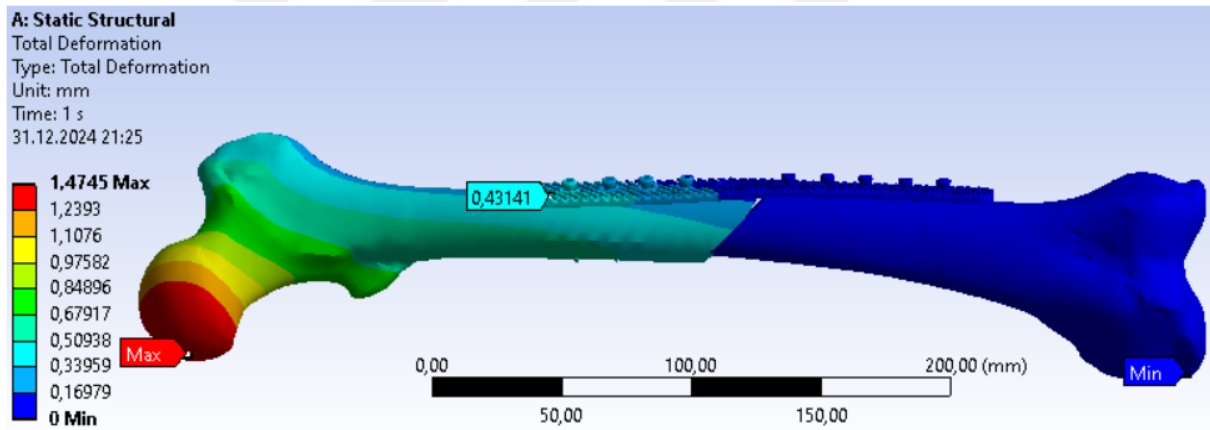
Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonrasında elde edilen kuvvet-deformasyon grafikleri Şekil 5.16’da verildi. Şekle göre üç plakta da kuvvet miktarı maksimum değere ulaşıncaya kadar plaklarda deformasyon miktarı doğrusal bir artış göstermiştir. Bu bağlamda E I, E II ve E III plaklar sırasıyla 800 N, 950 N ve 1550 N’da maksimum kuvvet sınırına ulaşmıştır. Bu kuvvet değerlerinde plaklarda ölçülen deformasyon değerleri E I plak için 1.06 mm, E II plak için 1.06 mm ve E III plak için 1.1 mm olarak kaydedilmiştir. Bu noktadan sonra deformasyon hızında artış gözlenmiştir. Diğer plaklara oranla daha kademeli bir grafik çizen E III plak test sonunda 3,08 mm deformasyon ile elmas kafes yapılı plaklar arasında en iyi sonucu vermiştir. Bu değeri E II plak 3,34 mm deformasyon ile takip ederken E I plakta 3,67 mm deformasyon kaydedilmiştir.



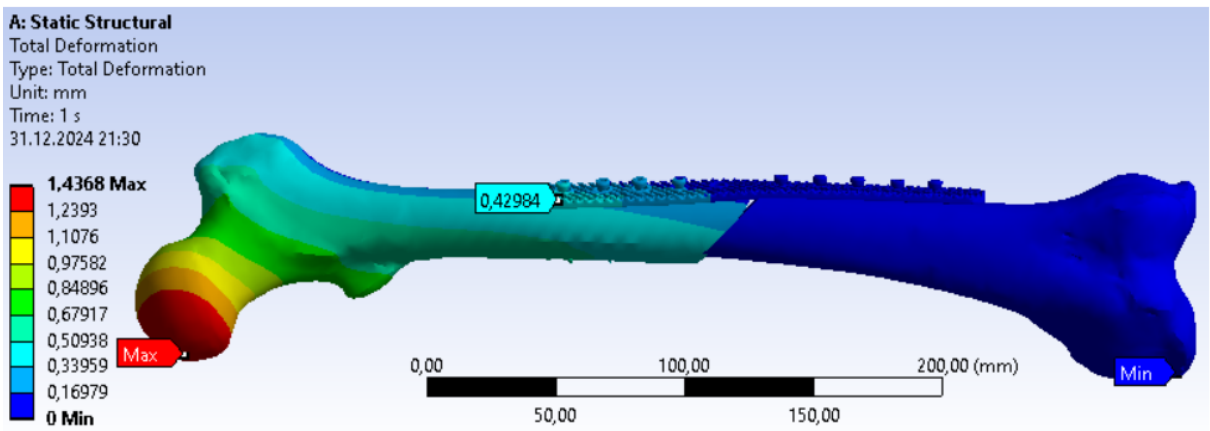
Şekil 5. 16: Elmas kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.

5.2.2.2.Elmas kafes yapılı plakların SEA sonuçları

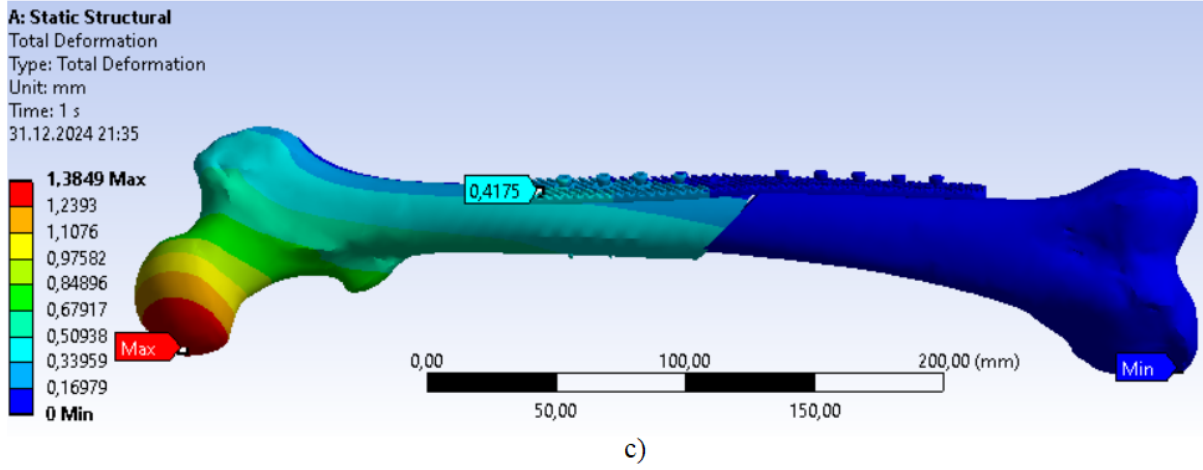
Elmas kafes yapılı plakların kuvvet karşısında göstereceği toplam deformasyon miktarları Şekil 5.17’de verildi. Şekilden de anlaşılacağı üzere E I plakla elde edilen montaj modelinin 1.4745 mm deformasyon değerine karşılık E II plakla oluşturulan montaj modelinde 1.4368 mm ve E III plakla oluşturulan montaj modelinde 1.3849 mm deformasyon meydana gelmiştir. Bu sonuçlar E III montaj modelinin E II ve E I montaj modellerinden sırasıyla % 2,6238 ve % 6,4697 daha az deforme olduğunu ortaya çıkarmıştır. Elmas kafes yapılı plaklarda meydana gelen deformasyon miktarlar incelendiğinde ise E I plakta 0.43141 mm, E II plakta 0.42984 mm ve E III plakta 0.4175 mm deformasyon oluşmuştur. Bu sonuçlar Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonucunda elde edilen deformasyon değerlerine göre bir miktar daha azdır. Bunun sebebi daha önce de belirtildiği üzere basma testi ve SEA için yapının geometrisi ve kuvvet uygulama noktasının farklı olmasıdır.



a)

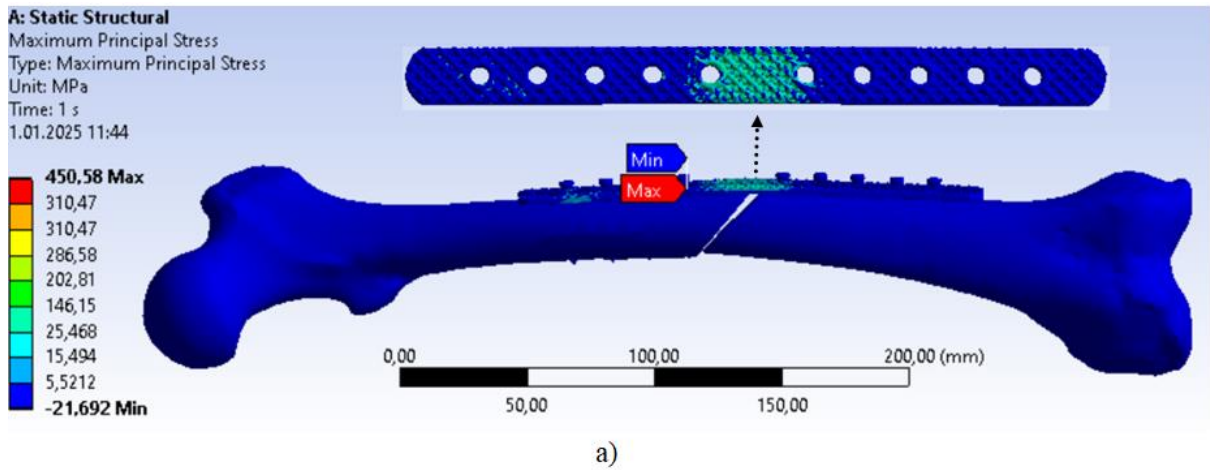


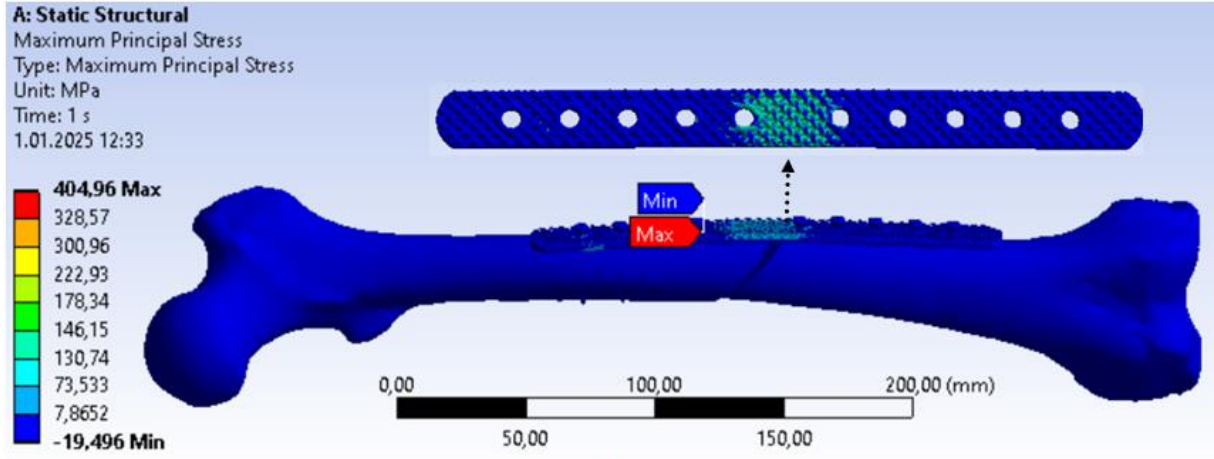
b)



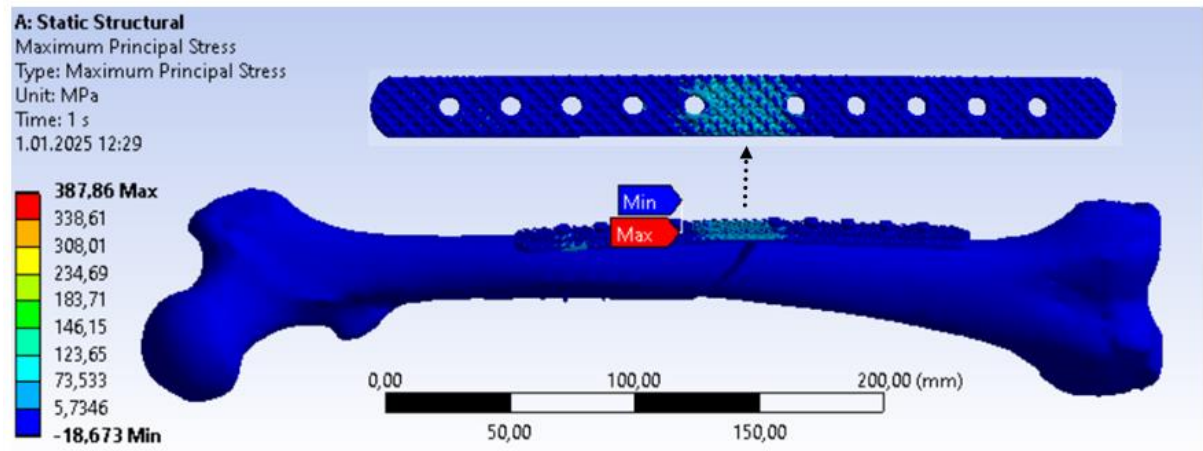
Şekil 5. 17: Elmas kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.

Elmas kafes yapılı plaklarda deformasyonun başladığı ana denk gelen maksimum asal gerilme değerleri Şekil 5.18’de verildi. Şekil incelendiğinde birim kafes yapını kalınlığının artması ile gerilme değerinin iyileştiği görülmektedir. Bu doğrultuda E I, E II ve E III montaj modellerinde sırasıyla 450.58 MPa, 404.96 MPa ve 387.86 MPa asal gerilme saptanmıştır. Elmas kafes yapılı plaklar üzerindeki gerilme değerleri göz önünde bulundurulduğunda E III plağın daha düşük gerilme değerine sahip olduğu anlaşılmaktadır.





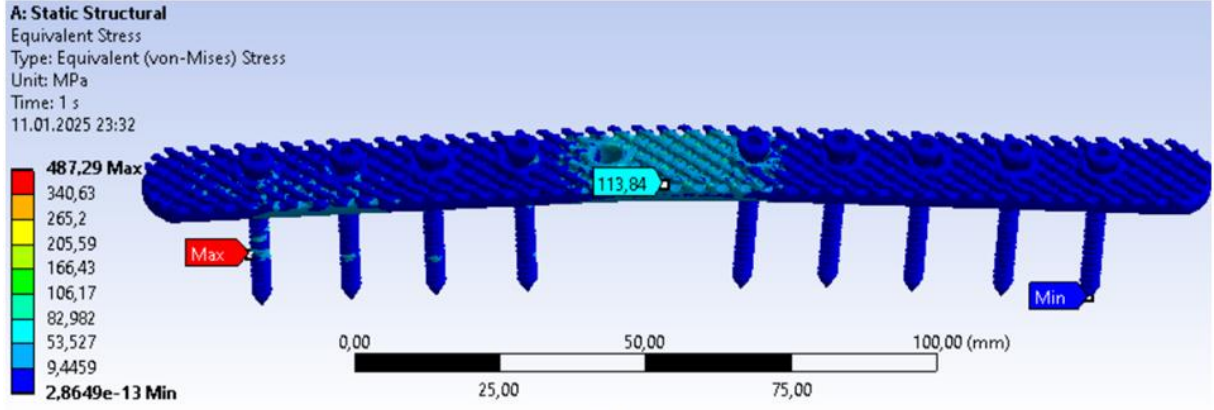
b)



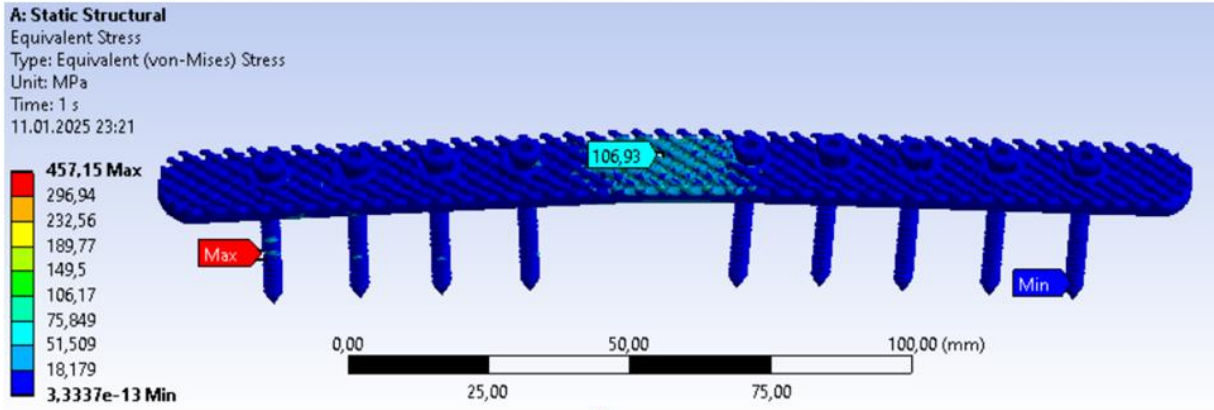
c)

Şekil 5. 18: Elmas kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme miktarları a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.

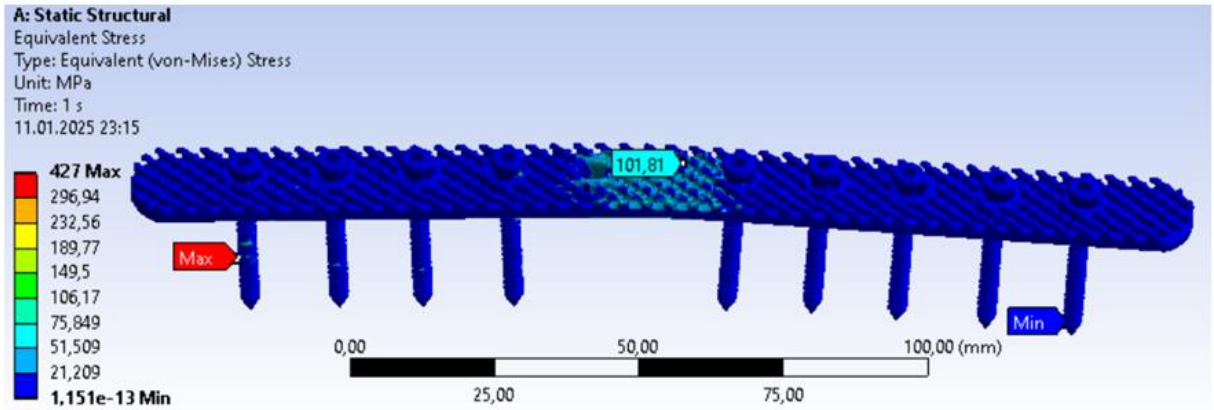
Elmas kafes yapılı plakların deformasyon davranışı sonrasında kalıcı hasara uğrayacağı gerilme sınırını ifade eden maksimum von-Mises gerilmesine ait görseller Şekil 5.19’da verildi. Şekilde E III montaj modeli 427 MPa ile en düşük gerilme değerine sahip olduğu görülmektedir. Bu değeri takiben E II montaj modelinde 457.15 MPa ve E I montaj modelinde 487.29 MPa gerilme gözlenmiştir. Plaklar üzerindeki maksimum von-Mises gerilmelerinde ise E I, E II ve E III plaklarda sırasıyla 113.84 MPa, 106.93 MPa ve 101,81 MPa gerilme değeri ölçülmüştür. Bu sonuçlar Bölüm 5.2.1.2.’de anlatılan BCC kafes yapılı plakların maksimum von-Mises gerilme sonuçları ile benzer niteliktedir. Bu kapsamda Elmas kafes yapılarda birim kalınlık arttıkça yükün dağılımı homojenleşerek daha düşük gerilme konsantrasyonlarının oluştuğu gözlenmiştir.



a)



b)

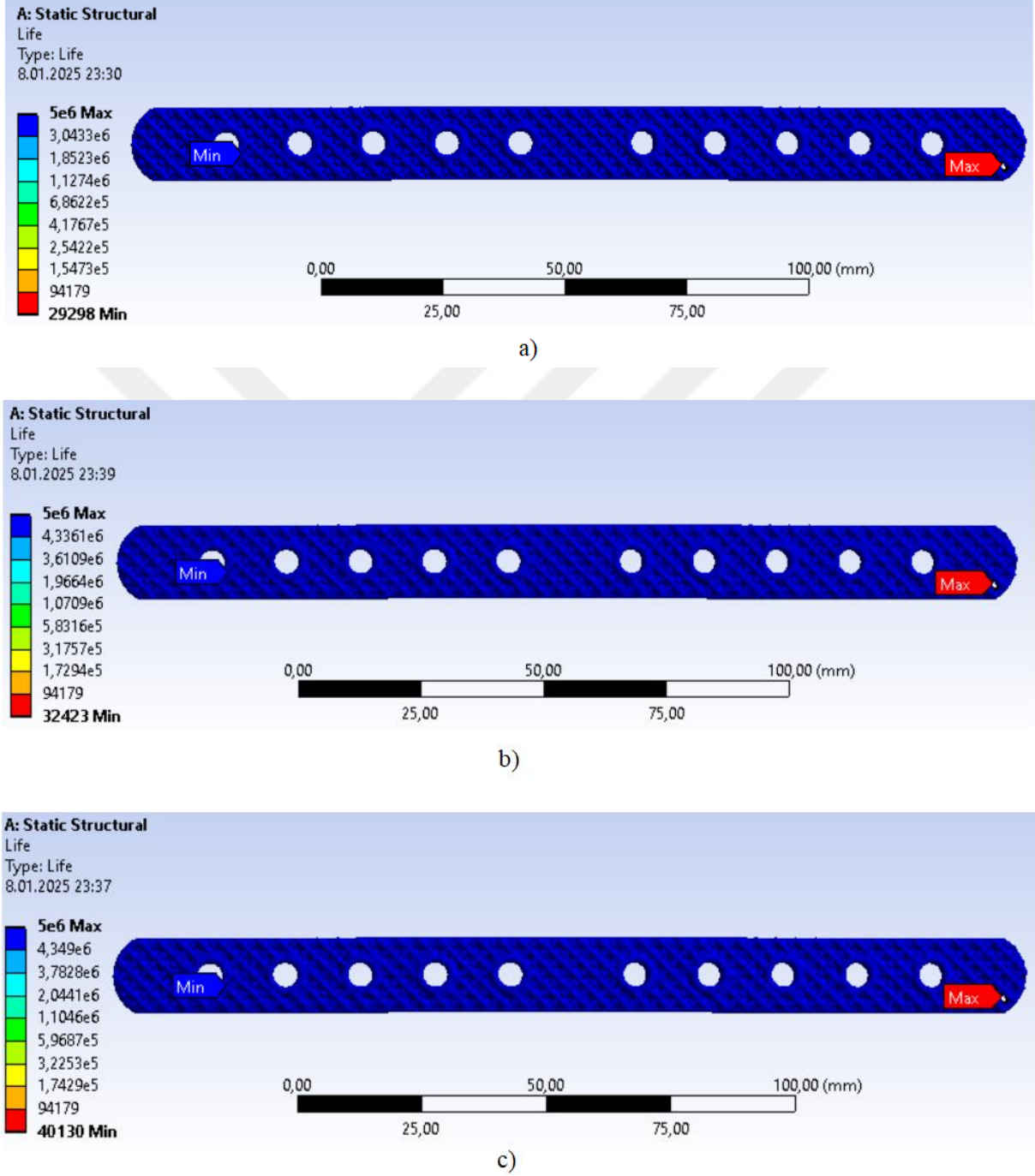


c)

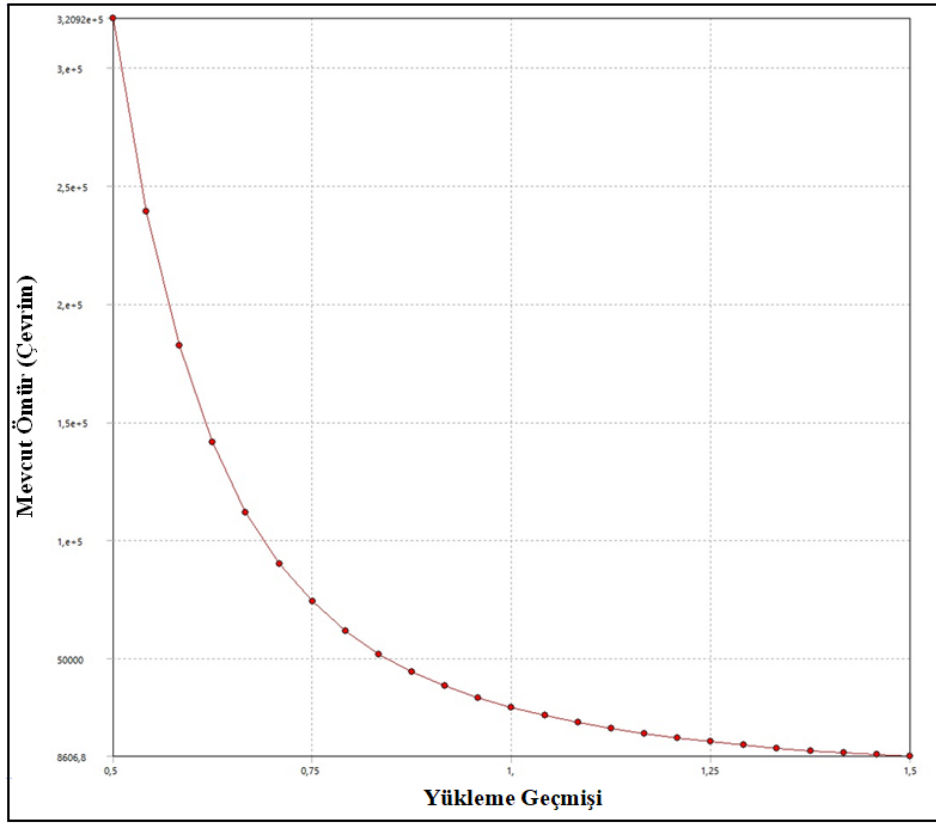
Şekil 5. 19: Elmas kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme miktarları
a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.

Elmas kafes yapılı plakların ömrünü belirlemek amacıyla yapılan yorulma ömür analizinin görselleri Şekil 5.20’de gösterildi. 5×10^6 tasarım ömrüne dayalı olarak plaklar üzerinde mavi kontura yaklaştıkça ömür süresi artarken kırmızı kontur plakların minimum yorulma ömrünü ifade etmektedir. Bu bilgi dahilinde E I plak 29298 çevrimde, E II plak 32423 çevrimde ve E

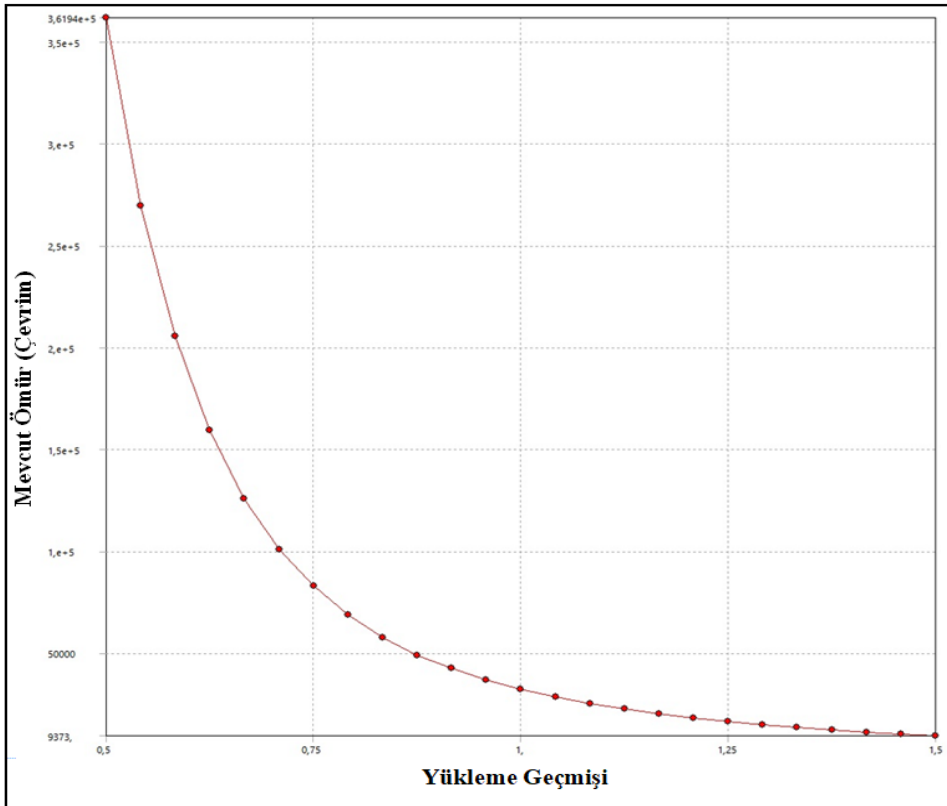
III plak 40130 çevrimde yorulma sınırına ulaşacağı şekilden anlaşılmaktadır. Şekil 5.21’de ise Elmas kafes yapılı plakların kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği verildi.



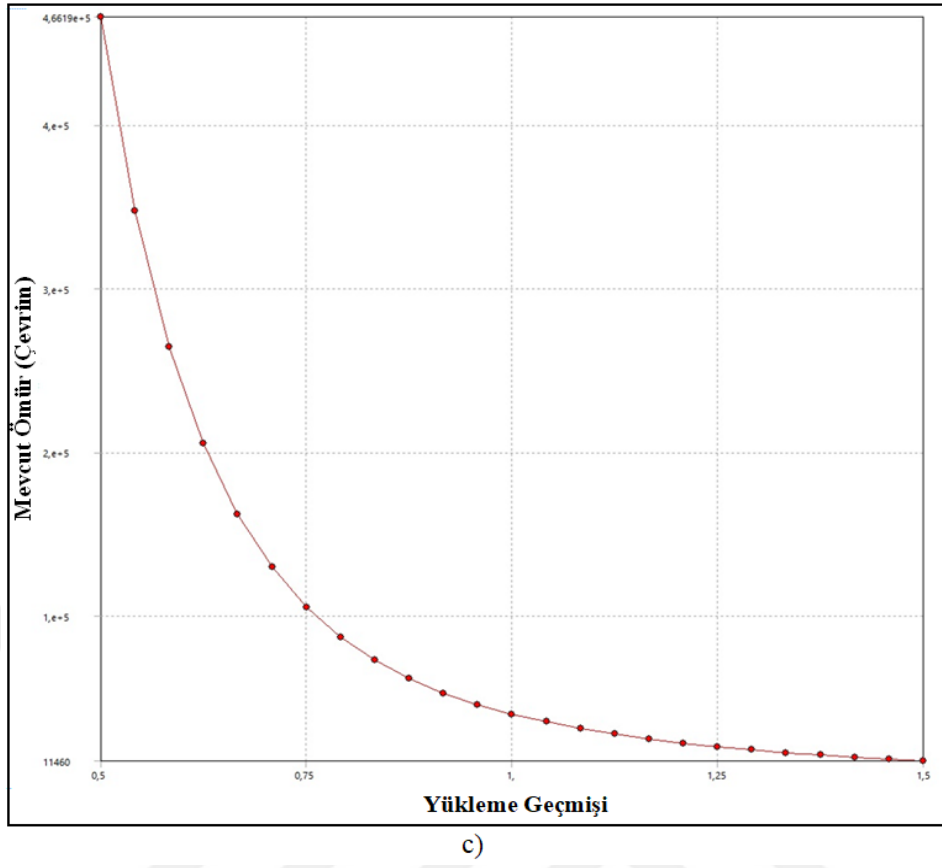
Şekil 5. 20: Elmas kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.



a)



b)



Şekil 5. 21: Elmas kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) E I, b) E II ve E III kafes yapılı plaklar.

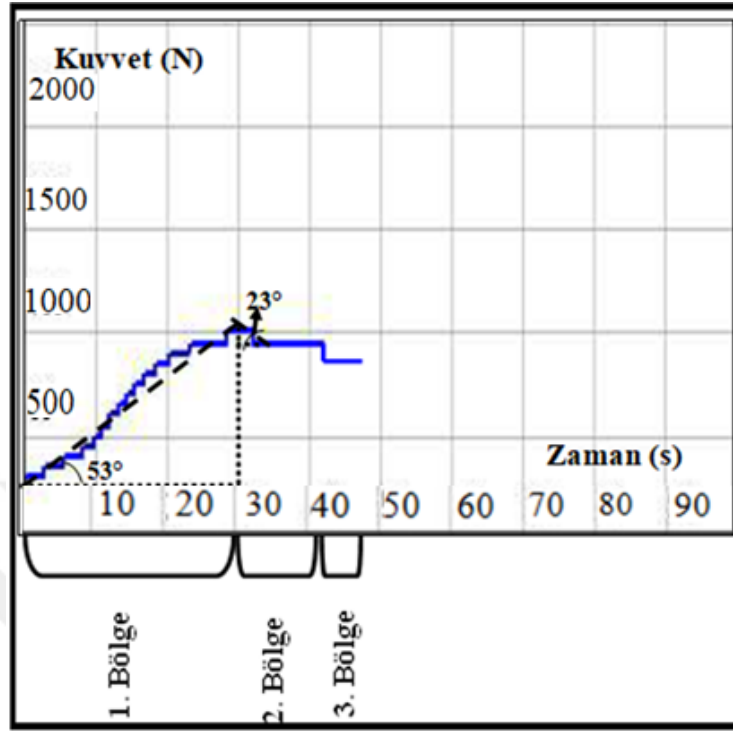
5.2.3. OT kafes yapılı plaklar

5.2.3.1. OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları

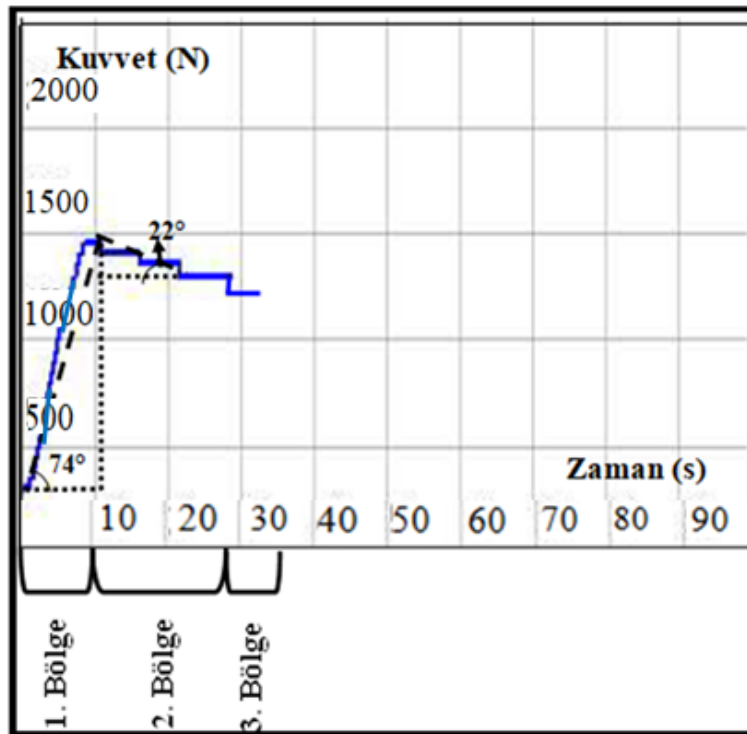
OT kafes yapıları ile elde edilen plaklar üzerine uygulanan basma testi OT I, OT II ve OT III plaklar için sırasıyla 48.3, 31.1 ve 66.8 saniye sürmüştür. Test esnasında plakların elde edilen kuvvet-zaman ve kuvvet- deformasyon grafikleri üç farklı bölge olarak değerlendirilmiştir.

OT kafes yapılı plakların basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri Şekil 5.22’de verildi. Şekil incelendiğinde grafiklerin birinci bölgesinde kuvvetin doğrusal bir artışa sahip olduğu görülmektedir. Kuvvet miktarında gözlenen doğrusal artışın eğim açısı OT I, OT II ve OT III plaklarda sırasıyla yaklaşık 53° , 74° ve 63° olarak ölçülmüştür. Kuvvet miktarı OT I plakta 1000 N, OT II plakta 1450 N ve OT III plakta 2050 N değerinde maksimum sınıra ulaşmıştır. Daha sonra grafiklerde ikinci bölge başlamış olup bu bölgede kuvvet miktarı ivmeli bir şekilde düşüşe başlamıştır. Kuvvet değerindeki bu düşüşün açısal ifadesi OT I plak için yaklaşık olarak 23° , OT II plak için yaklaşık olarak 22° ve OT III plak için yaklaşık olarak 33° belirlenmiştir. Üçüncü bölgede ise kuvvet miktarı her üç plak için de daha stabil bir hal almıştır. Test

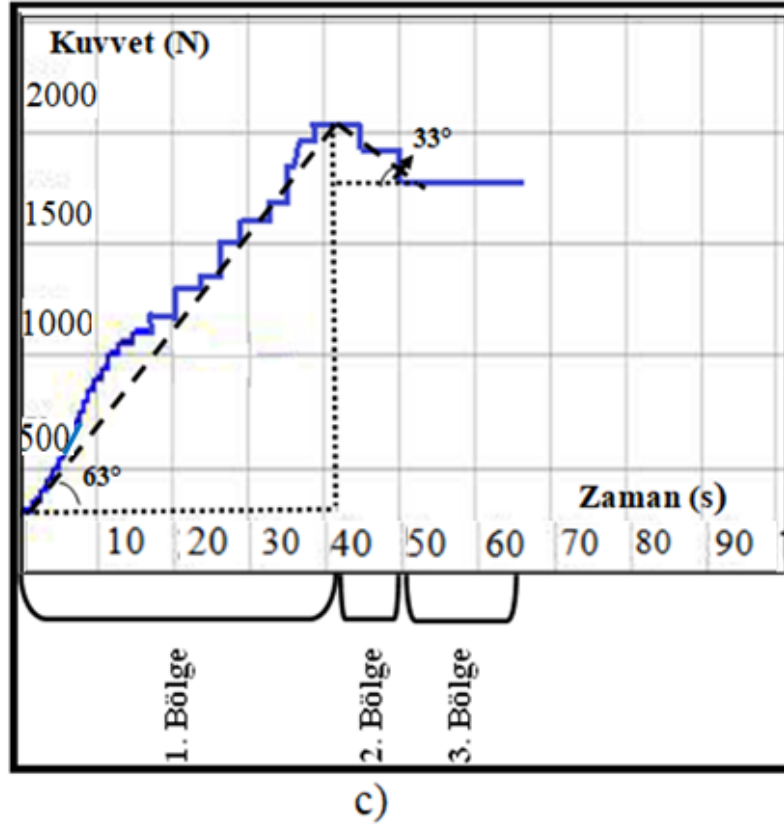
sonundaki kuvvet miktarı OT I plakta 845 N, OT II plakta 1223 N ve OT III plakta 1752 N olarak ölçülmüştür.



a)

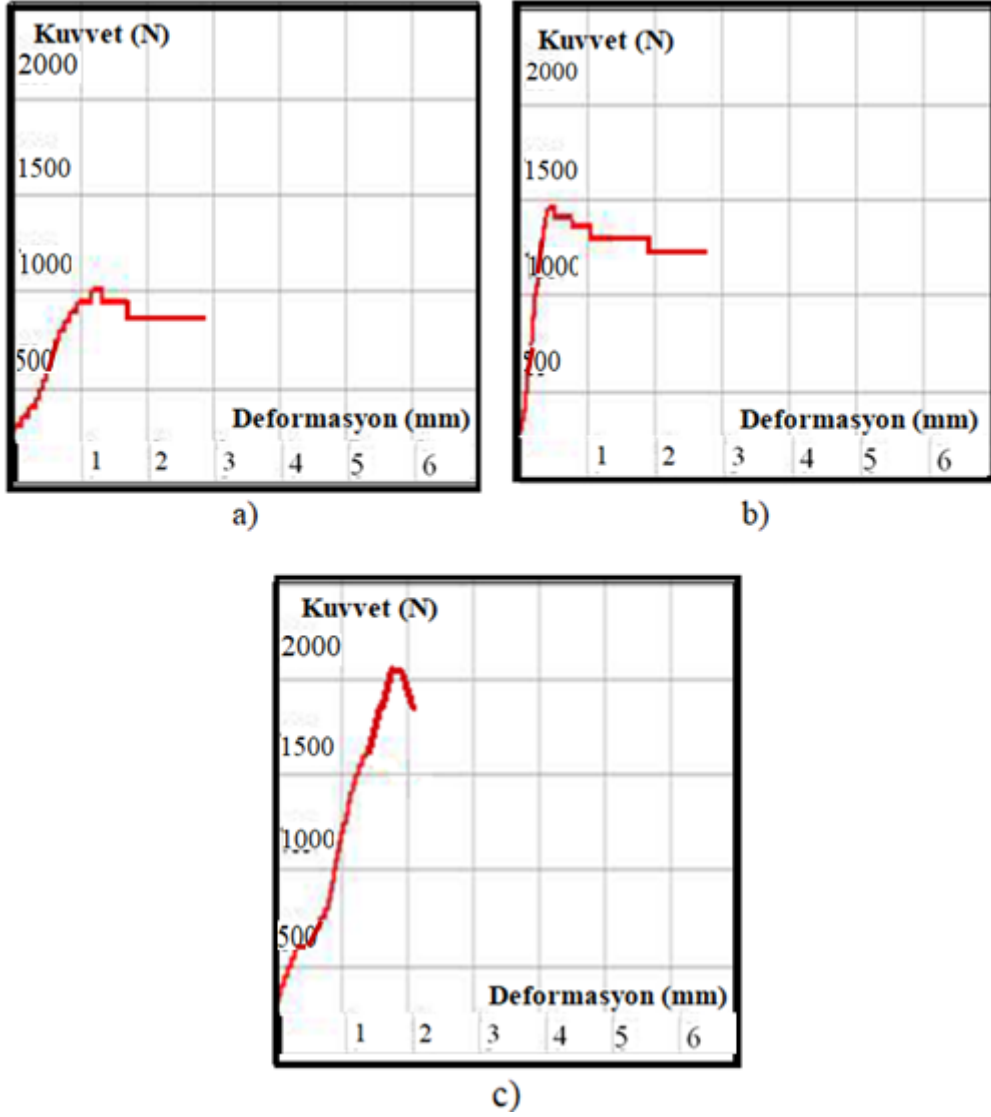


b)



Şekil 5. 22: OT kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.

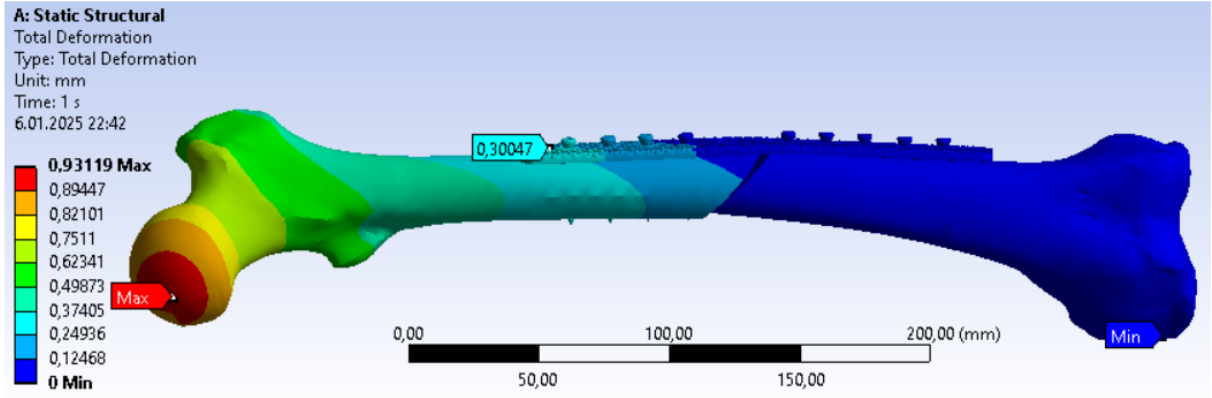
OT kafes yapıları ile elde edilen plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri Şekil 5.23'te verildi. Bu kapsamda plaklarda kuvvetin maksimum değere ulaşınca kadar deformasyon miktarının doğrusal bir artış sergilediği anlaşılmaktadır. Kuvvetin maksimum değere sahip olduğu anda plaklarda meydana gelen deformasyon değeri OT I, OT II ve OT III plaklarda sırasıyla 1.17 mm, 0.4 mm ve 1.81 mm'dir. Bu noktadan sonra plakların deformasyon hızında artış gözlenmiş olup test sonunda OT I plakta 2.94 mm, OT II plakta 2.75 mm ve OT III plakta 1.92 mm deformasyon gözlenmiştir.



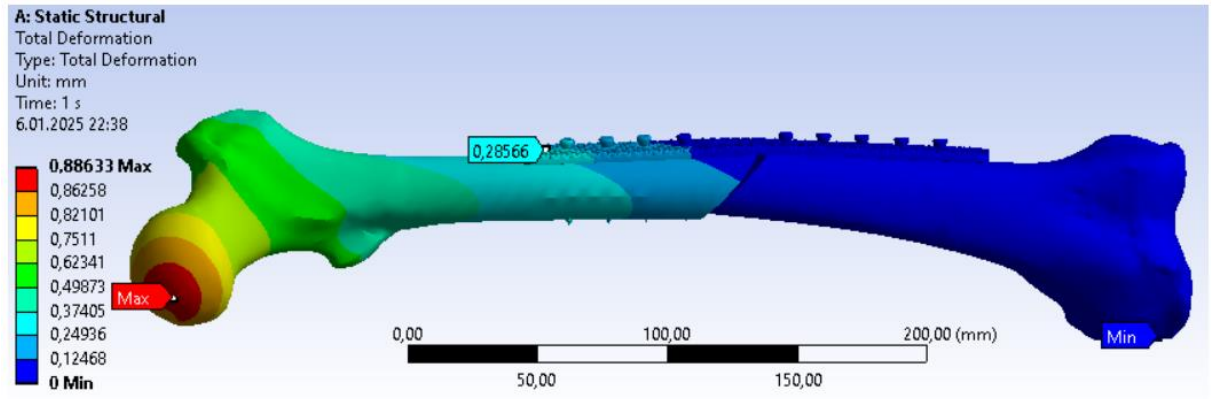
Şekil 5. 23: OT kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.

5.2.3.2.OT kafes yapılı plakların SEA sonuçları

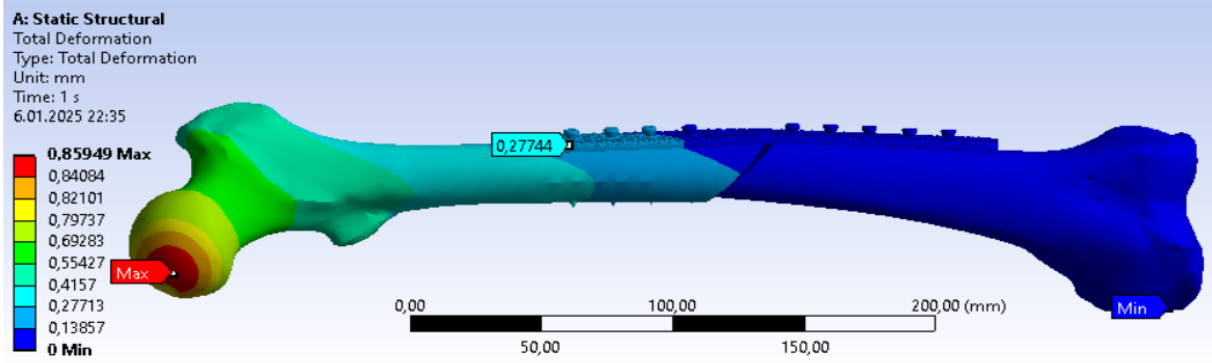
OT kafes yapılı plakların yük karşısında göstereceği toplam deformasyon miktarları Şekil 5.24'te belirtildi. Şekil incelendiğinde OT III montaj modelinde 0.85949 mm deformasyon gözlenirken plak 0.27744 mm deforme olmuştur. OT III plak bu sonuçla en iyi değere sahip olurken OT II montaj modelinde 0.88633 mm, OT II plak üzerinde 0.28566 mm deformasyon kaydedilmiştir. OT I montaj modeli ise 0.93119 mm deforme olurken bu modele ait plağın deformasyon değeri 0.30047 mm olarak belirlenmiştir. Bu değerler karşılaştırmaya tabii tutulduğunda OT III montaj modeli OT II ve OT I montaj modellerinden sırasıyla % 3,1227 ve % 8,3421 daha az deforme olmuştur.



a)



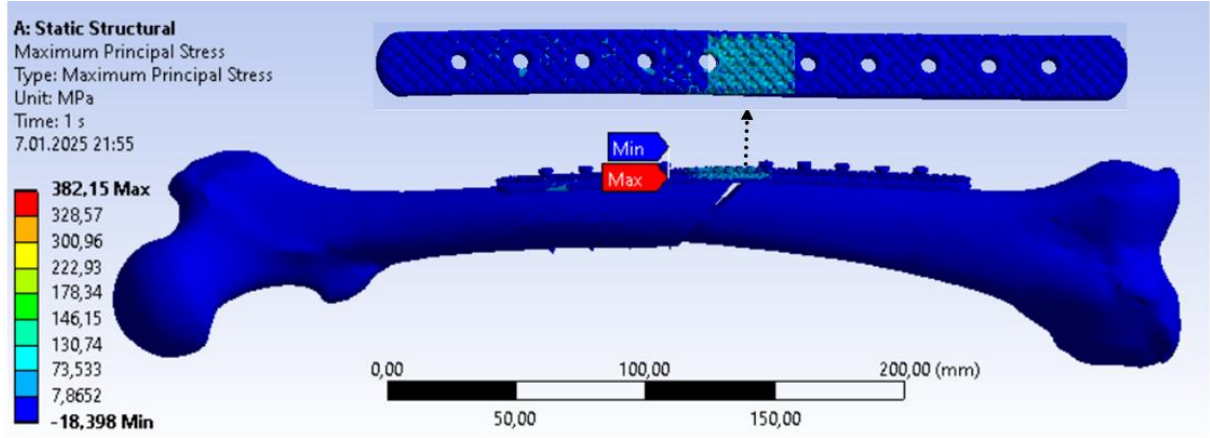
b)



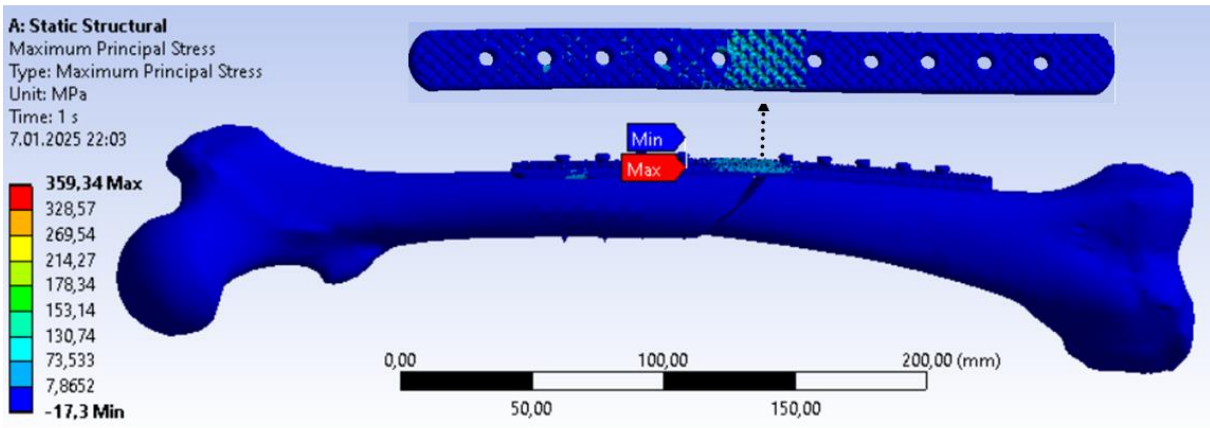
c)

Şekil 5. 24: OT kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.

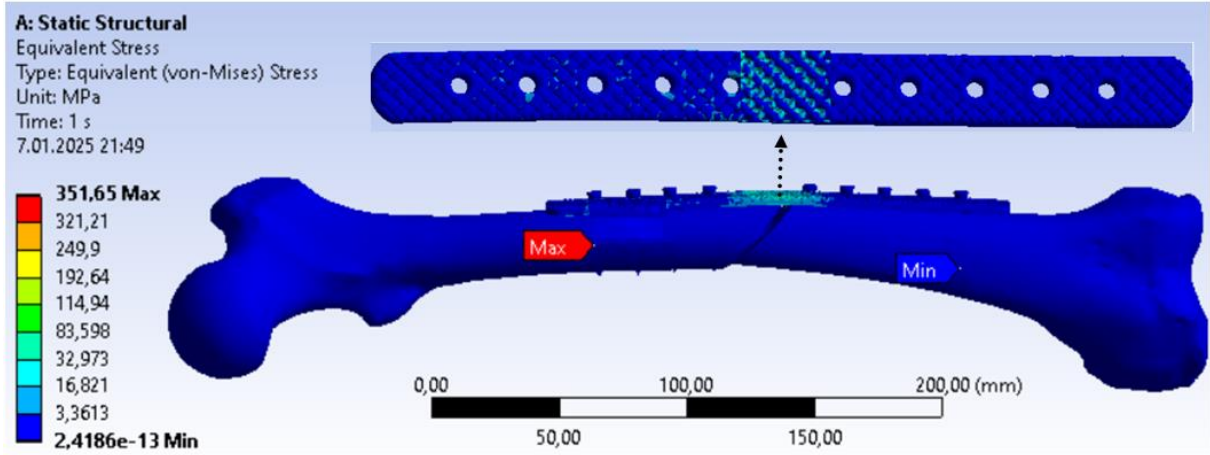
OT kafes yapıları ile elde edilen plak ve montaj modellerinin maksimum asal gerilme değerlerine ait görseller Şekil 5.25'te verildi. Bu kapsamda OT I montaj modelinde 382.15 MPa, OT II montaj modelinde 359.34 MPa ve OT III montaj modelinde 351.65 MPa gerilme hesaplanmıştır. Sonuçlar karşılaştırıldığında en iyi sonucun OT III montaj modelinde olduğu dikkat çekmektedir.



a)



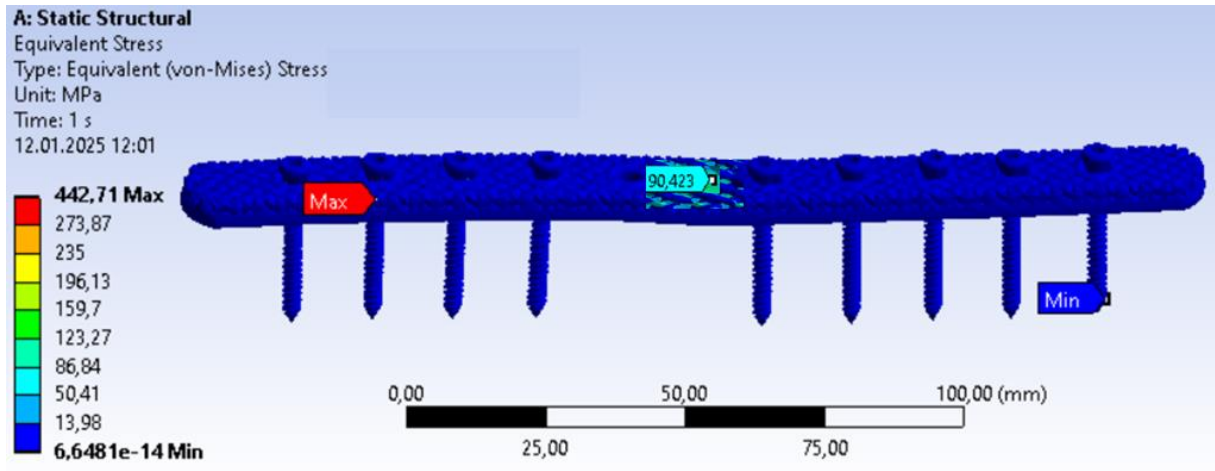
b)



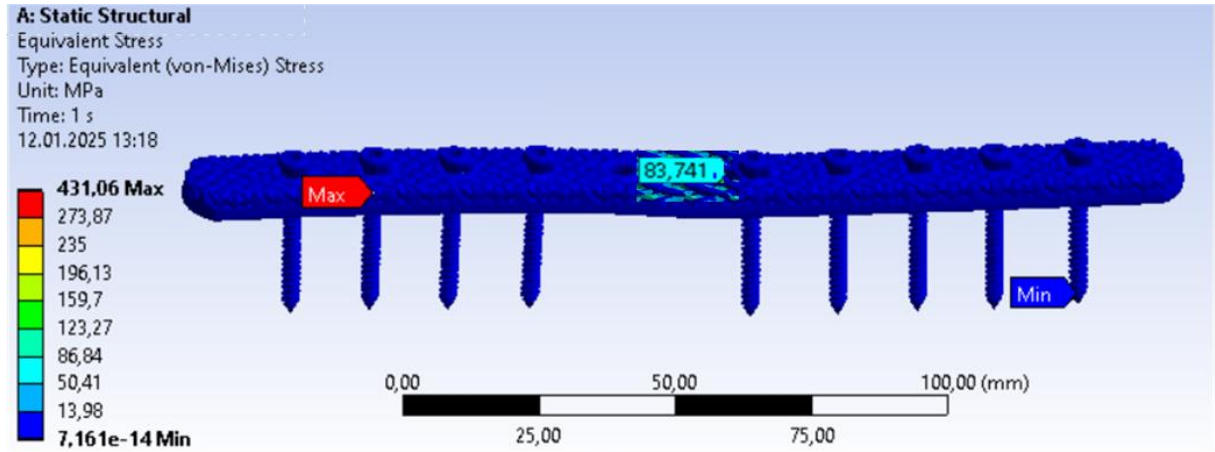
c)

Şekil 5. 25: OT kafes yapıları modellerinin maksimum asal gerilme miktarları a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapıları plakları.

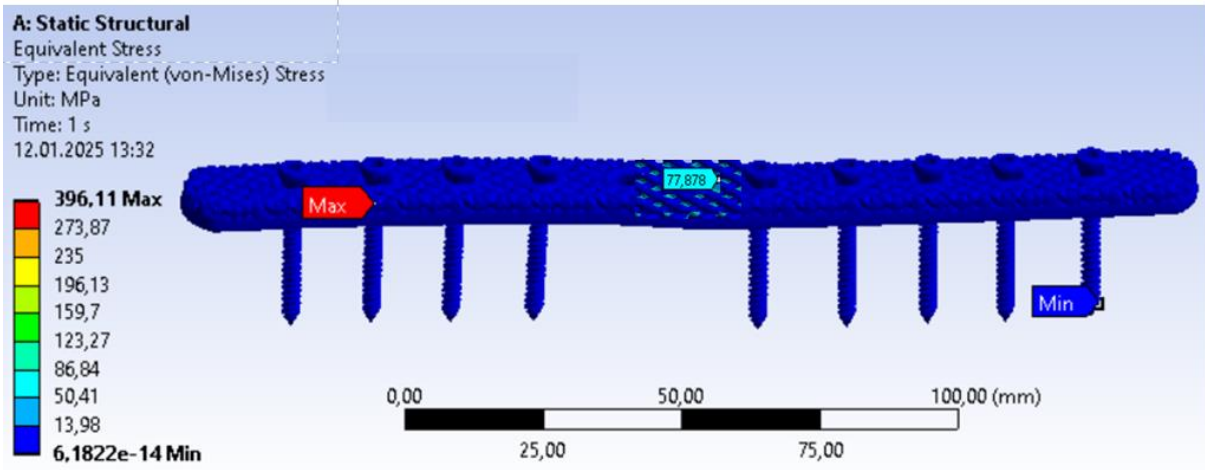
OT kafes yapılı plaklar ve modellerin maksimum von-Mises gerilmesine ait görseller Şekil 5.26'da verildi. Şekil dikkate alındığında plaklar üzerindeki maksimum gerilmenin kırık bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Buna binaen OT I, OT II ve OT III montaj modellerinde sırasıyla 442.71 MPa, 431.06 MPa ve 396.11 MPa gerilme ölçülmüştür. Plaklar üzerinde gerilmeler incelendiğinde ise en iyi sonuç 77.878 MPa ile OT III plakta gözlenmiştir. Bunun yanı sıra OT II plakta 83.741 MPa gerilme değeri belirlenirken OT I plakta 90.423 MPa gerilme değeri hesaplanmıştır.



a)



b)

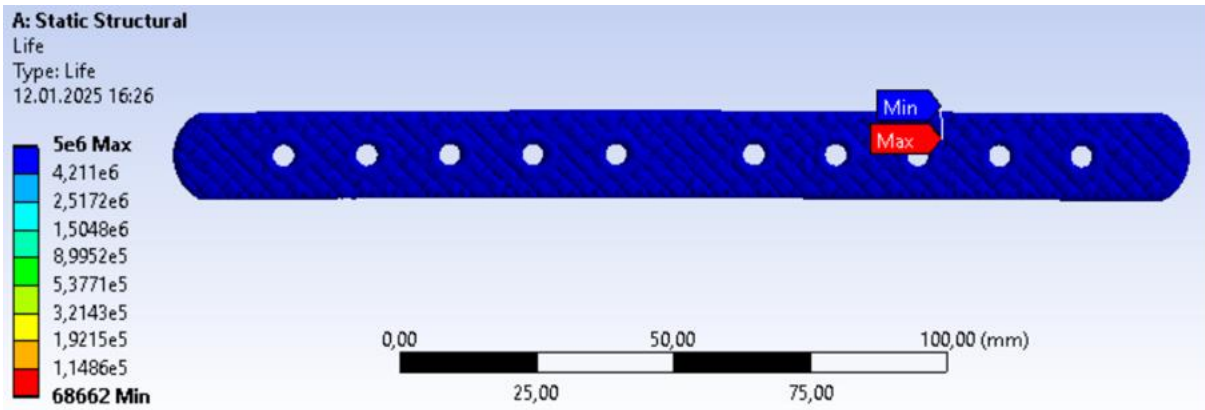


c)

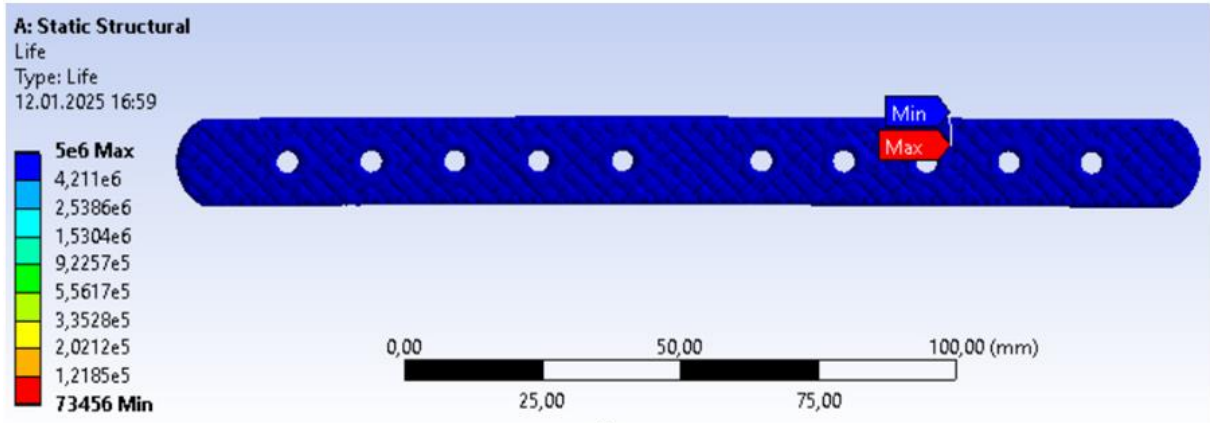
Şekil 5. 26: OT kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme miktarları

a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.

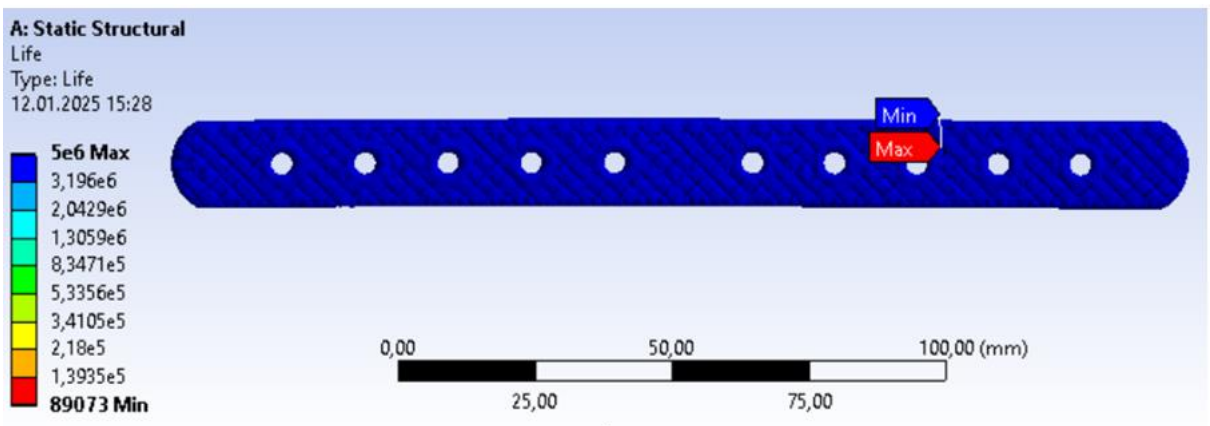
OT kafes yapılı plakların ömürlerini belirlemek amacıyla yapılan yorulma ömür analizine ait görseller Şekil 5.27’de verildi. 5×10^6 tasarım ömrüne dayalı olarak gerçekleştirilen analizlerde minimum çevrim sayısı 89073 olan OT III plak en iyi sonucu vermiştir. Bu değeri OT II plak 73456 çevrim sayısı ile takip ederken OT I plak 68662 çevrim sayısına sahip olmuştur. Ayrıca Şekil 5.28’de OT kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafikleri verildi.



a)

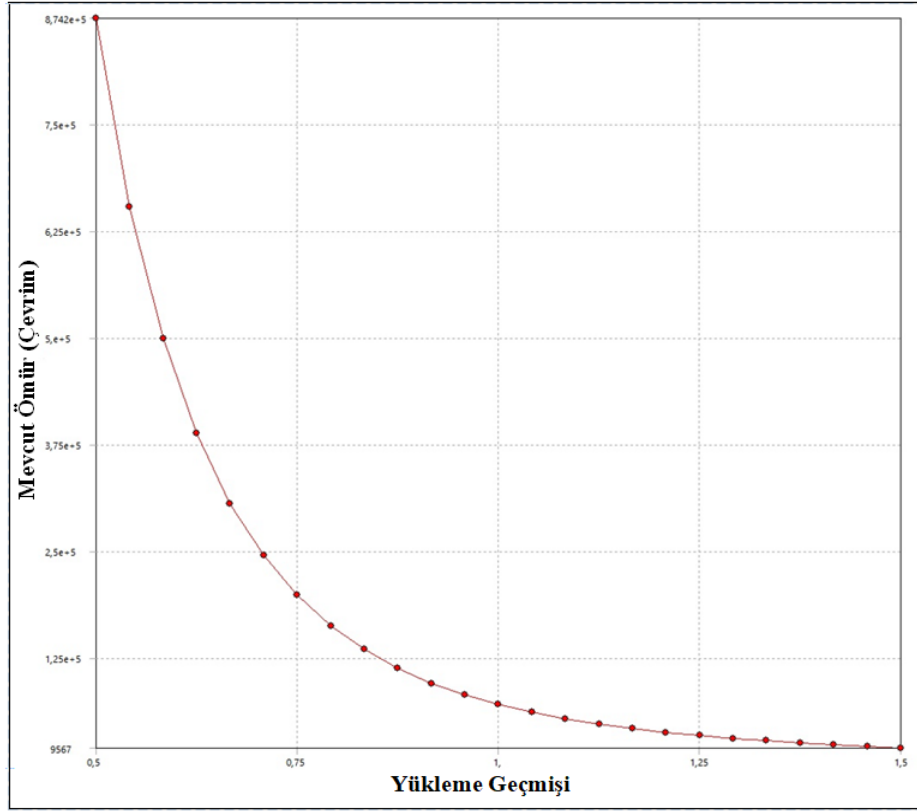


b)

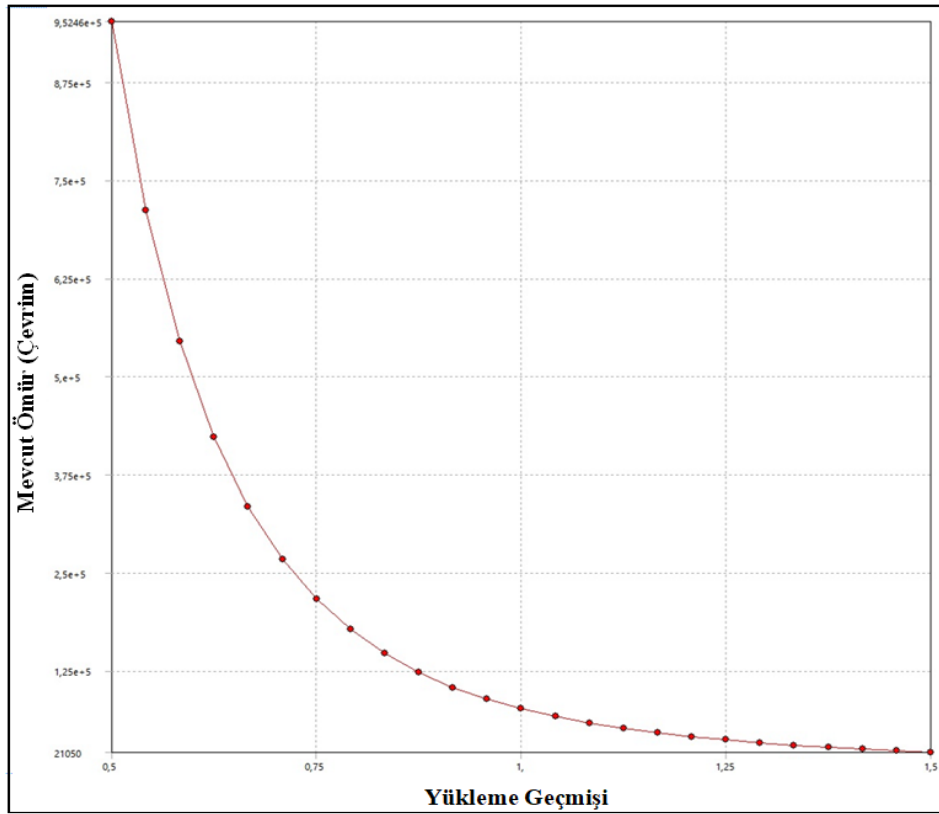


c)

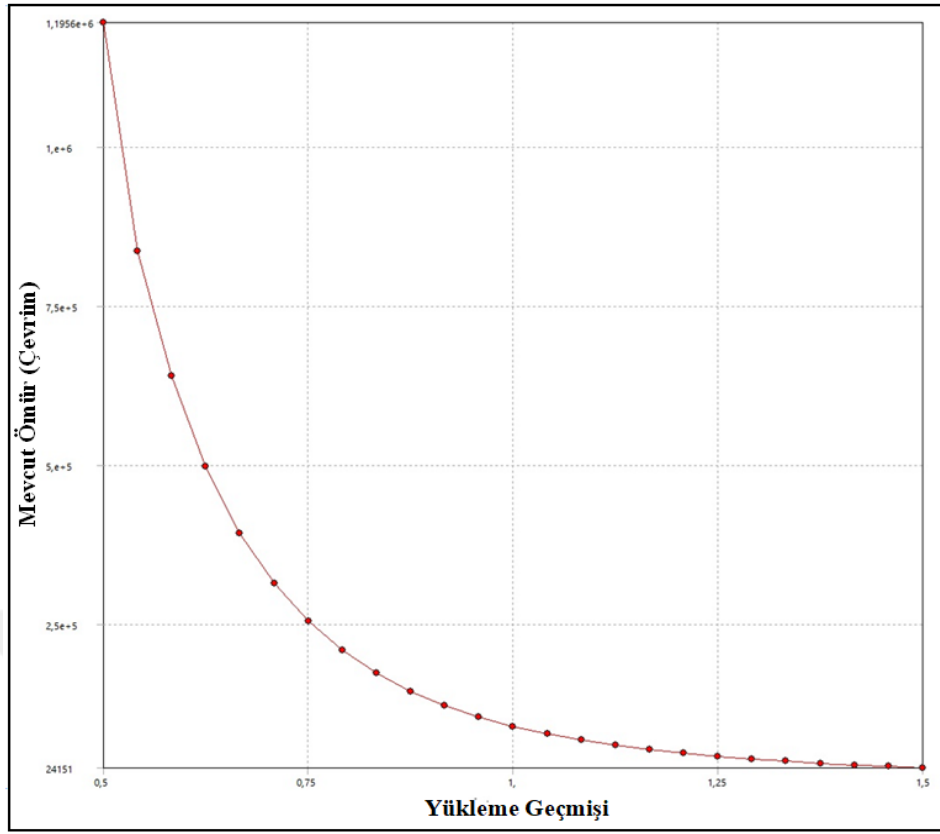
Şekil 5. 27: OT kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.



a)



b)



c)

Şekil 5. 28: OT kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) OT I, b) OT II ve OT III kafes yapılı plaklar.

5.3.İki Kafes Yapılı Plaklar

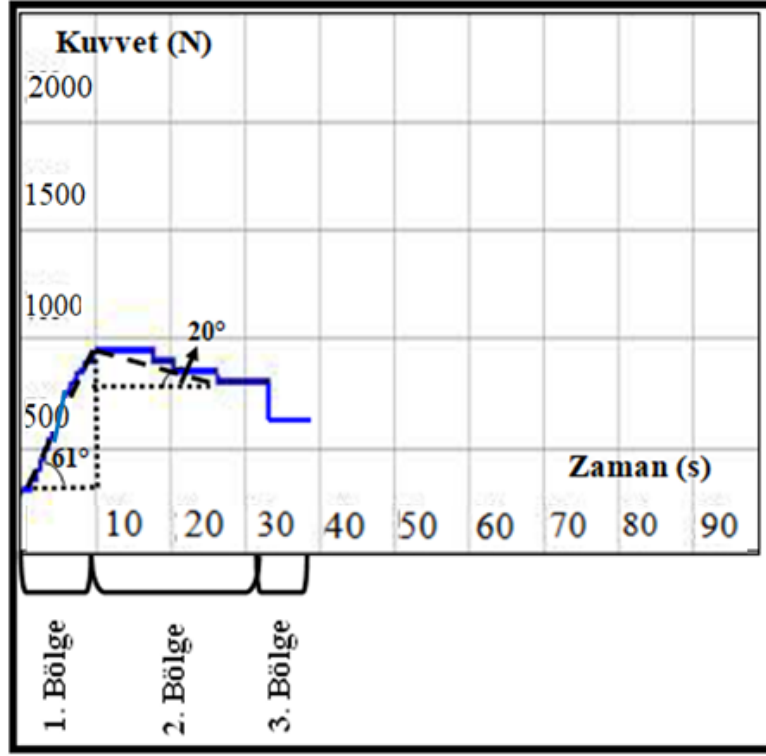
5.3.1. BCC-Elmas kafes yapılı plaklar

5.3.1.1.BCC-Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları

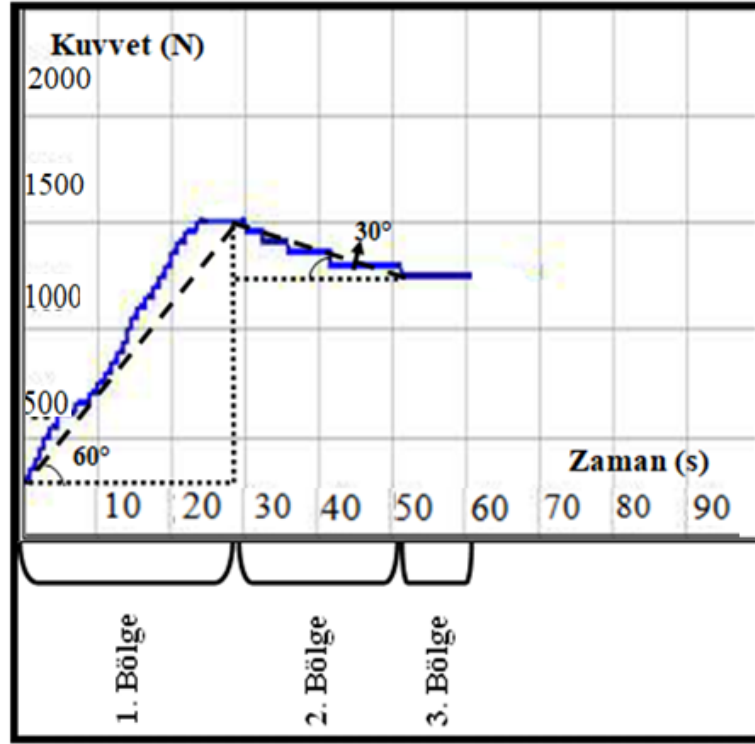
BCC ve Elmas kafes yapıları birlikte kullanılarak elde edilen plaklara uygulanan basma testi BCC-E I, BCC-E II ve BCC-E III plaklar için sırasıyla 39.1, 60.1 ve 51.2 saniye sürmüştür. Basma testi sonucunda plakların kuvvet-zaman ve kuvvet-deformasyon grafikleri incelenmiştir.

BCC ve Elmas kafes yapılarının birlikte kullanılması ile oluşturulan plakların basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri Şekil 5.29'da gösterilmiştir. Şekilden de anlaşılabacağı üzere grafikler üç farklı bölge olarak incelenmiştir. Bu kapsamda grafiklerin birinci bölgesinde doğrusal bir artış sergileyen kuvvet miktarı BCC-E I, BCC-E II ve BCC-E III plaklarda sırasıyla 950 N, 1500 N ve 1650 N değerinde maksimum sınıra ulaşmıştır. Bu bölgede grafiklerde meydana gelen artışın eğim olarak karşılığı BCC-E I plak için yaklaşık 61°, BCC-E II plak için yaklaşık 60° ve BCC-E III plak için yaklaşık 56° olarak ölçülmüştür. Daha sonra grafikler ikinci bölgeye

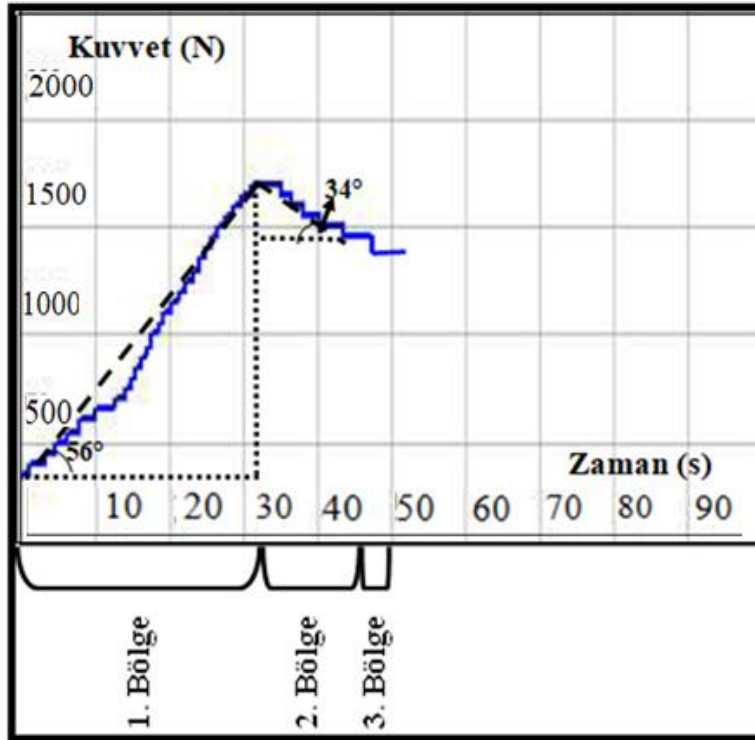
geçmiş olup bu bölgede kuvvet miktarında düşüş gözlenmiştir. Bu düşüş açısal anlamda BCC-E I, BCC-E II ve BCC-E III plaklar için sırasıyla 20° , 30° ve 34° ile gerçekleşmiştir. Grafiklerin üçüncü bölgesinde kuvvet miktarı daha stabil bir hal almış olup testler BCC-E I, BCC-E II ve BCC-E III plaklar için sırasıyla 581 N, 1230 N ve 1423 N değerinde sonlanmıştır.



a)



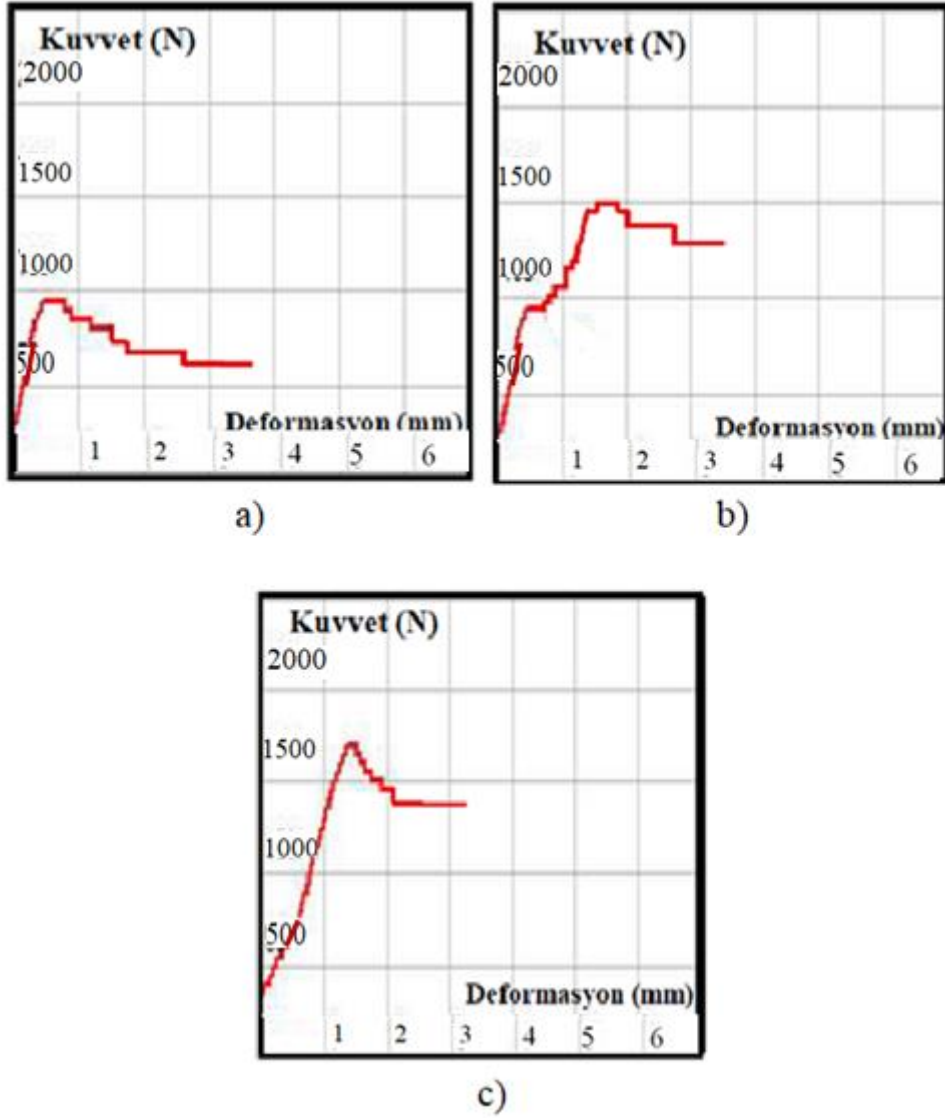
b)



c)

Şekil 5. 29: BCC-E kafes yapılı plaklar üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.

BCC ve Elmas kafes yapılarının birlikte kullanılması ile oluşturulan plaklara uygulanan basma testinden elde edilen kuvvet-deformasyon grafikleri Şekil 5.30’da verildi. Grafikler incelendiğinde kuvvet maksimum değere ulaşmaya kadar deformasyon miktarında doğrusal bir artış gözlenmiştir. Kuvvet değeri maksimum sınıra ulaştığı anda BCC-E I, BCC-E II ve BCC-E III plaklarda sırasıyla 0.43 mm, 1.25 mm ve 1.36 mm deformasyon oluşmuştur. Bu andan sonra deformasyon miktarında ivmeli bir artış gözlenmiştir. Test bitiminde BCC-E I plakta 3.7 mm, BCC-E II plakta 3.42 mm ve BCC-E III plakta 3.24 mm deformasyon kaydedilmiştir. Bu sonuçlar BCC ve Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları ile karşılaştırıldığında BCC-E kafes yapılı plaklar BCC kafes yapılı plaklara göre daha az deforme olurken Elmas kafes yapılı plaklardan daha fazla deformasyona uğramıştır. Bunun sebebi kafes yapıların birim hücrelerinde gözeneklilik miktarının azalması ve dikme sayısının artması sonucu yük dağılımının daha düzenli bir hal almasıdır.

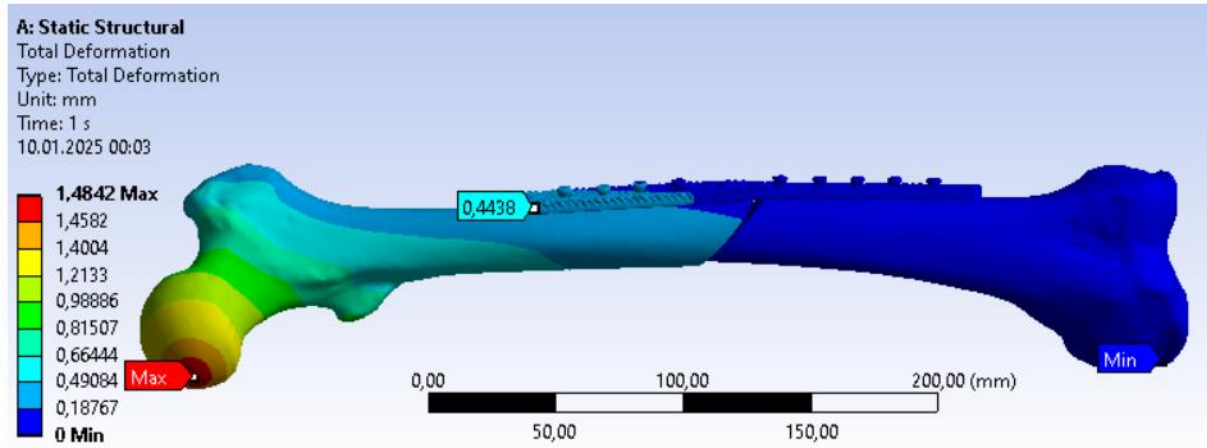


Şekil 5. 30: BCC-Elmas kafes yapılı plakların üzerine uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.

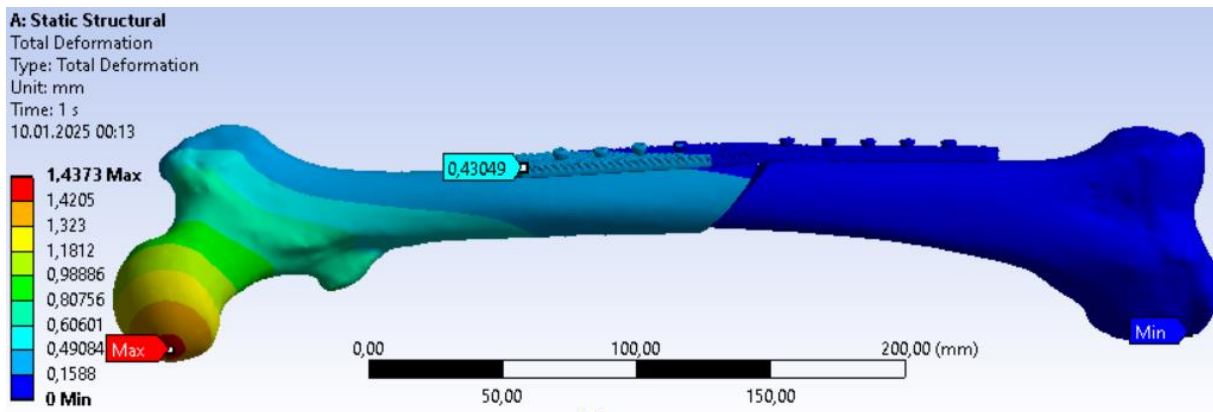
5.3.1.2.BCC-Elmas kafes yapılı plakların SEA sonuçları

BCC ve Elmas kafes yapılarının birlikte kullanılması ile elde edilen plak ve montaj modellerine ait toplam deformasyon değerleri Şekil 5.31’de verildi. Bu kapsamda BBC-E I montaj modelinde 1.4842 mm, BCC-E II montaj modelinde 1.4373 mm ve BCC-E III montaj modelinde 1.4061 mm deformasyon olduğu göze çarpmaktadır. Bu sonuçlar karşılaştırıldığında BCC-E III montaj modelinin BCC-E II ve BCC-E I montaj modellerinden sırasıyla %3,2630 ve % 5,5543 daha iyi sonuç verdiği görülmektedir. Plaklar üzerinde meydana gelen deformasyon miktarları dikkate alındığında ise BCC-E I, BCC-E II ve BCC-E III

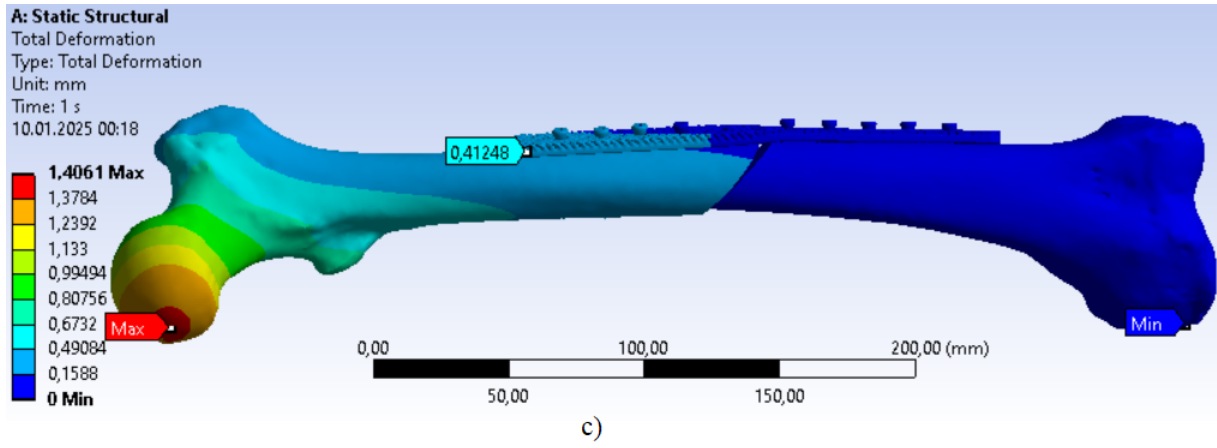
plaklarda sırasıyla 0.4438 mm, 0.43049 mm ve 0.41248 mm deformasyon meydana gelmiştir. Bu değerler BCC ve Elmas kafes yapıları ile oluşturulan plakların deformasyon değerleri ile karşılaştırıldığında plakların aynı kafes kalınlığına göre arada bir değere sahip olduğu görülmektedir. Öyle ki BCC-E kafes yapıları plaklar BCC kafes yapıları plaklardan daha az deforme olurken Elmas kafes yapıları plaklardan daha fazla deformasyon değerine sahip olmuştur. Bunun yanı sıra BCC-E kafes yapıları plakların SEA deformasyon değerlerinin basma testi sonucunda elde edilen deformasyon değerlerinden daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu durumun sebebi Bölüm 5.1.2’de anlatıldığı üzere basma testi esnasında yapının geometrisi, kuvvetin uygulama noktası ve çevresel faktörlerin plağın çekme miktarını doğrudan etkilemesidir.



a)

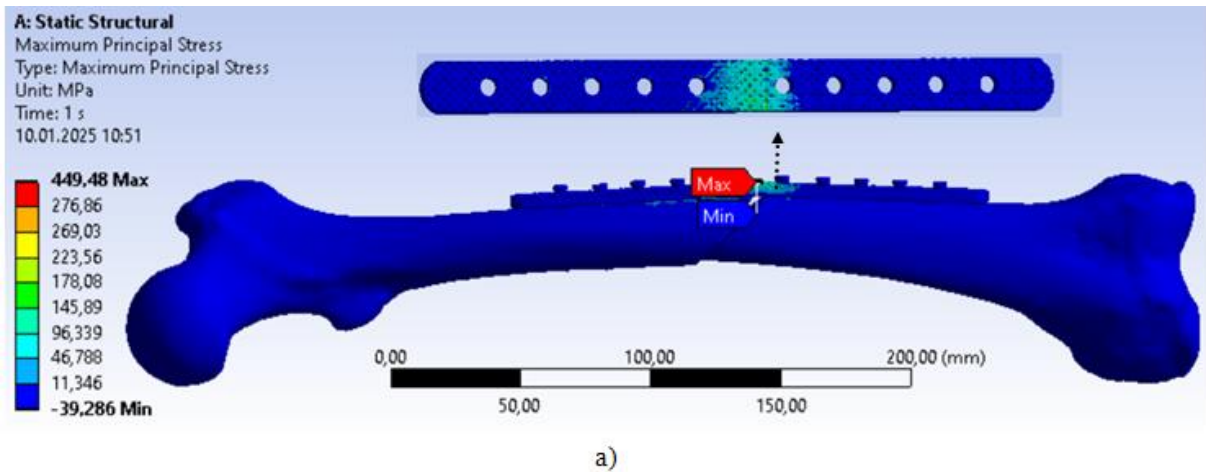


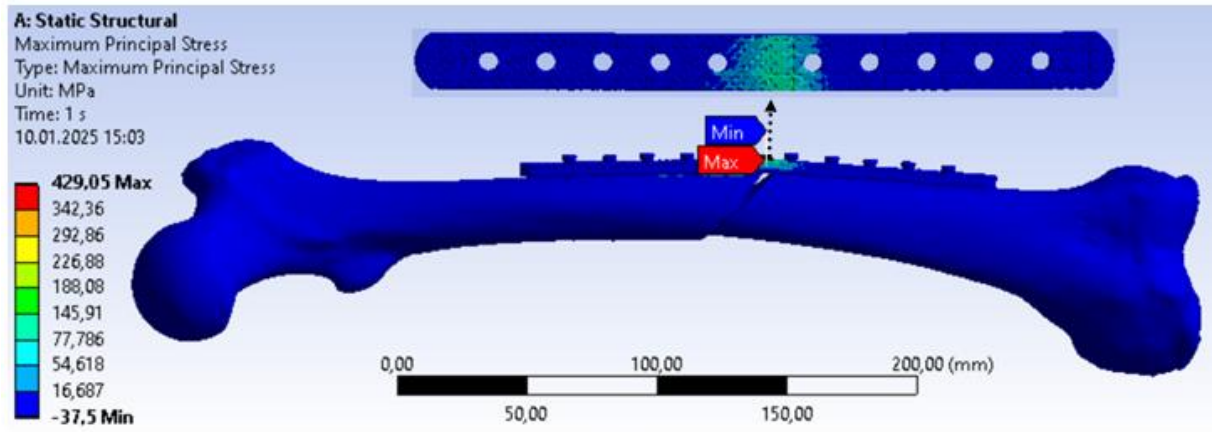
b)



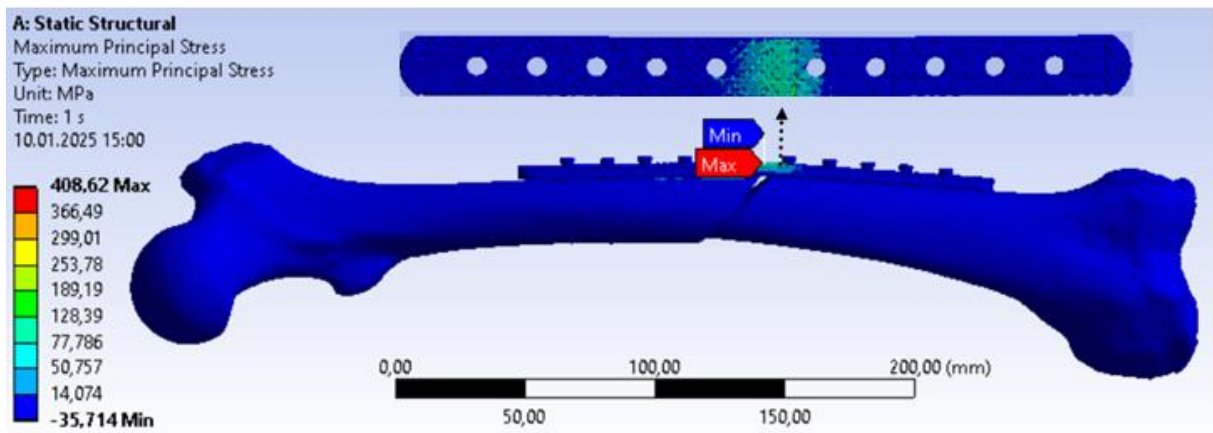
Şekil 5. 31: BCC-Elmas kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar

BCC ve Elmas kafes yapılarının birlikte kullanılması ile oluşturulan plaklar ve montaj modellerinin maksimum asal gerilmelerini ifade eden görseller Şekil 5.32’de verildi. Şekil incelendiğinde BCC-E III montaj modeli 408.62 MPa değeri ile en düşük gerilme davranışına sahip olmuştur. Bu değeri takiben BCC-E II montaj modelinde 429.05 Mpa gerilme hesaplanırken BCC-E I montaj modeli 449.48 Mpa gerilme değerine sahip olmuştur. BCC-E kafes yapılı montaj modellerinin maksimum asal gerilme değerleri kendi aralarında değerlendirildiğinde, plakları oluşturan BCC ve Elmas kafes yapılarının birim kafes kalınlığının artması ile gerilme değerlerinin iyileşeceği görülmüştür.





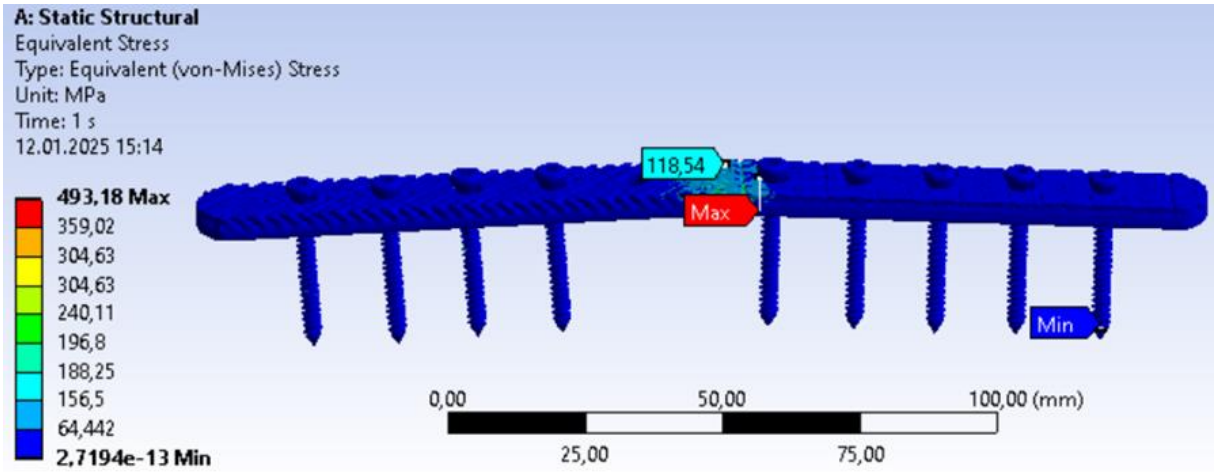
b)



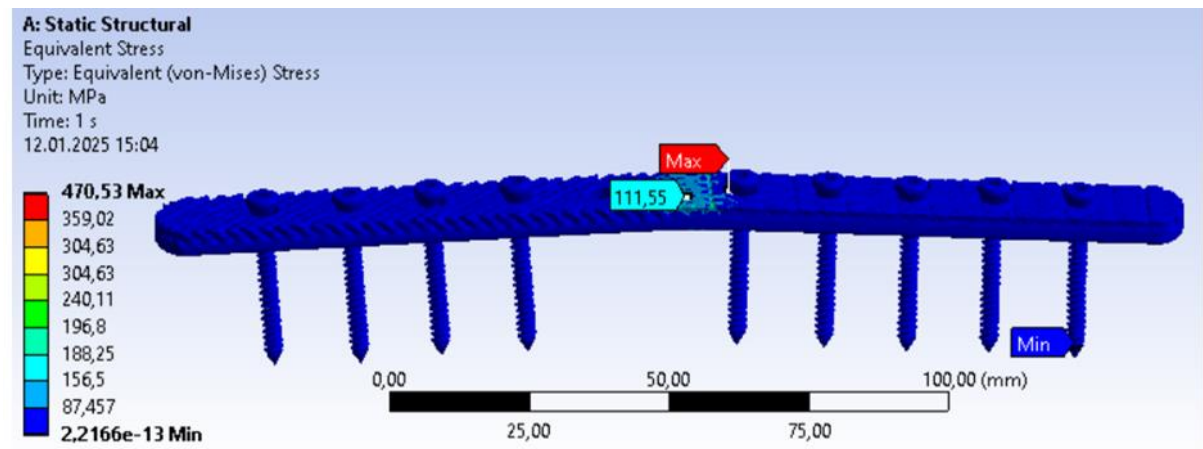
c)

Şekil 5. 32: BCC-Elmas kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme miktarları a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.

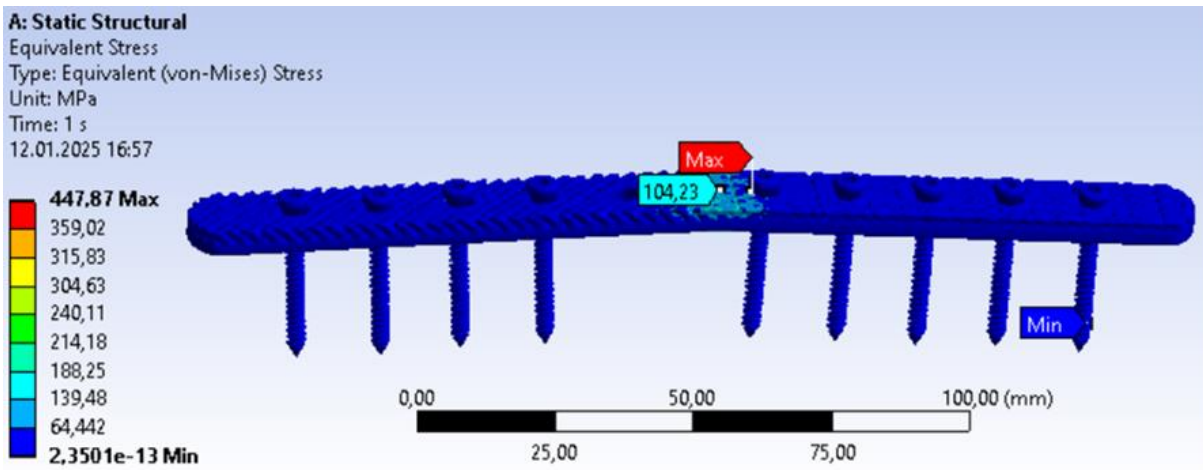
BCC ve Elmas kafes yapıların birlikte kullanılması ile elde edilen plakların ve montaj modellerinin maksimum von-Mises gerilme değerleri Şekil 5.33'te belirtildi. Şekil incelendiği takdirde BCC-E I montaj modelinde 493.18 MPa, BCC-E II montaj modelinde 470.53 MPa ve BCC-E III montaj modelinde 447.87 MPa gerilme olduğu görülmektedir. Plaklar üzerindeki maksimum von-Mises gerilme değerleri ise BCC-E I plakta 118.54 Mpa, BCC-E II plakta 111.55 Mpa ve BCC-E III plakta 447.87 MPa olarak kaydedilmiştir. Bu sonuçlar BCC ve Elmas kafes yapıları ile ayrı ayrı oluşturulan plaklar ile karşılaştırıldığında her bir birim kafes yapı kalınlığı için BCC-E plakların BCC plaklarından daha iyi sonuç verirken Elmas plaklara nispeten daha yüksek gerilme değerlerine sahip olduğunu göstermektedir.



a)



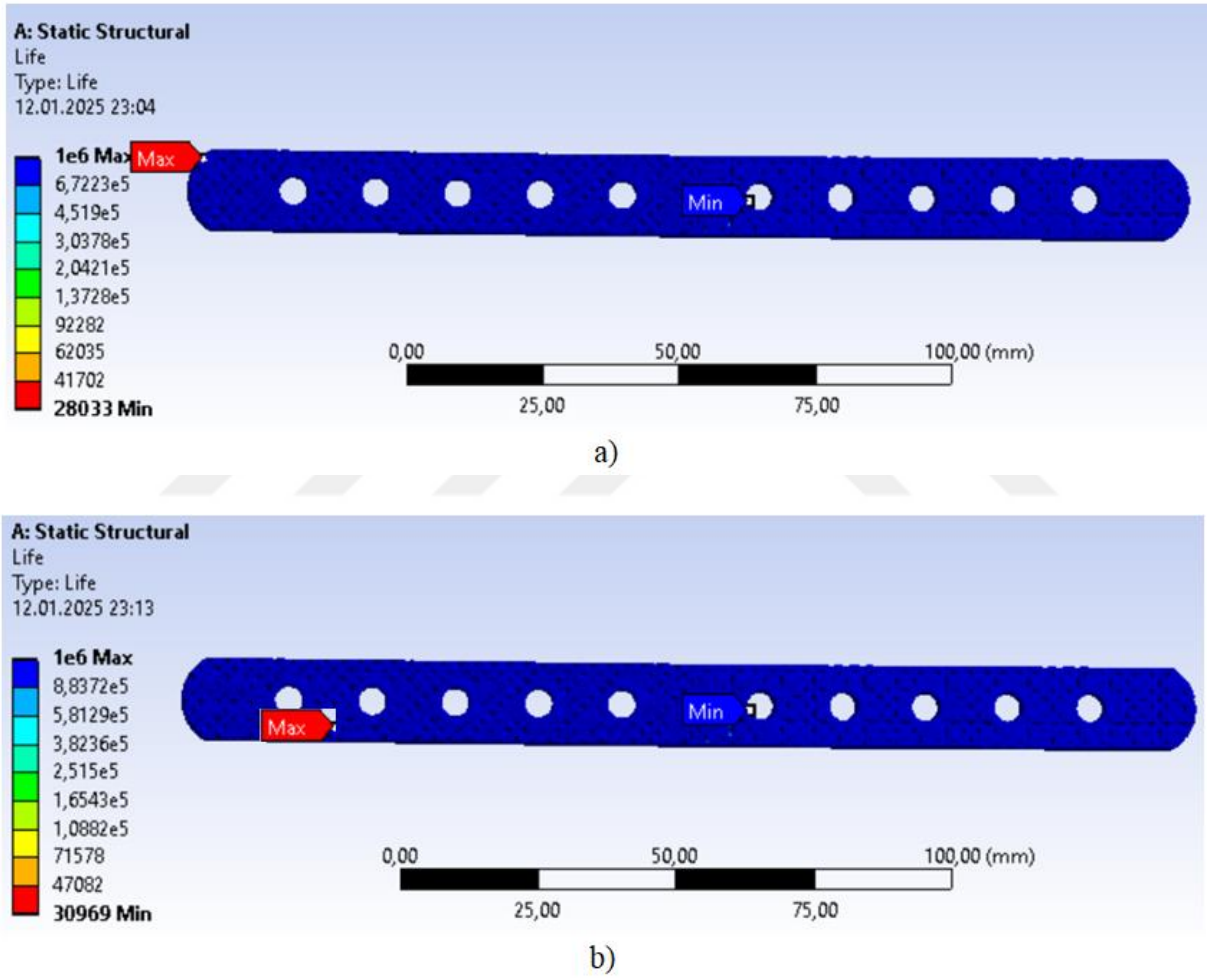
b)

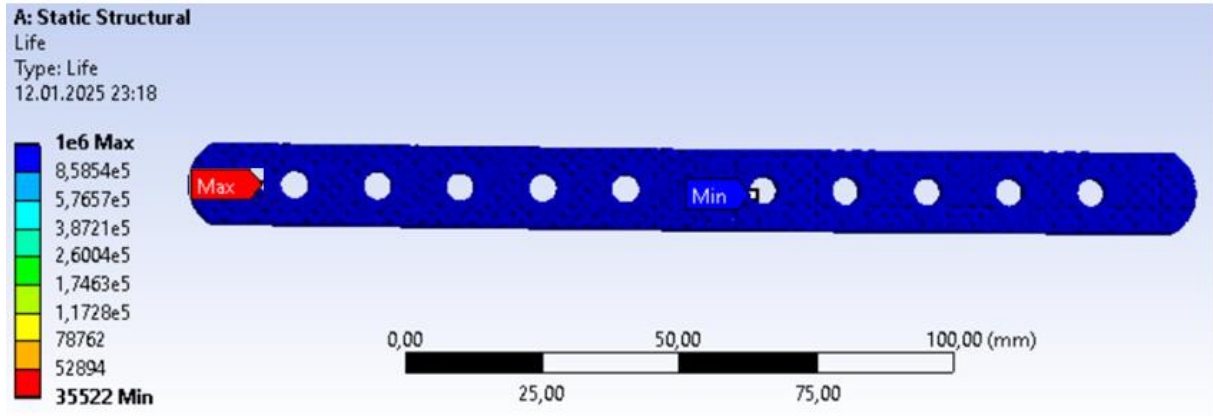


c)

Şekil 5. 33: BCC-Elmas kafes yapıları modeller ve plakların maksimum von-Mises gerilme değerleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapıları plaklar.

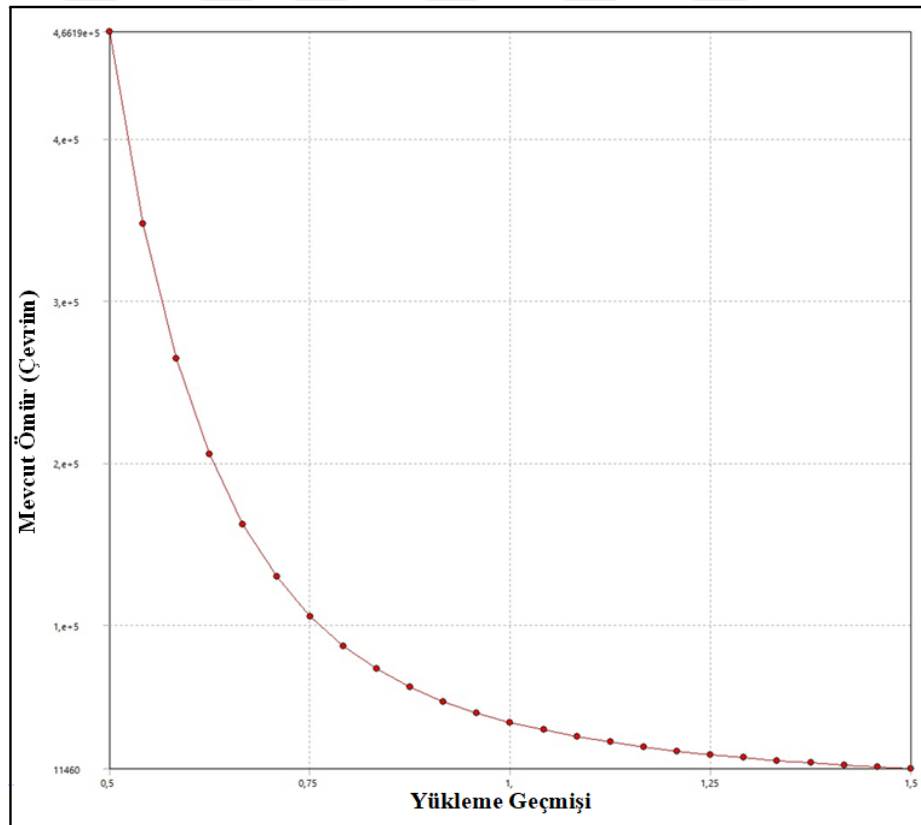
BCC ve Elmas kafes yapılarının birlikte kullanılması ile oluşturulan plakların yorulma ömür analizleri sonucu elde edilen ömür değerleri Şekil 5.34'te gösterildi. Bu bağlamda 5×10^6 tasarım ömrüne dayalı olarak BCC-E I plak 28033, BCC-E II plak 30969 ve BCC-E III plak 35522 minimum yorulma ömrüne sahip olmuştur. Bu değerler BCC ve Elmas kafes yapıları plakları ile karşılaştırıldığında BCC-E plakları BCC plaklara göre daha fazla çevrime sahipken Elmas plaklara nispeten daha erken yorulma seviyesine ulaşmıştır. Şekil 5.35'te ise BCC-E kafes yapıları plakların yükleme geçmişi-ömür grafikleri verildi.



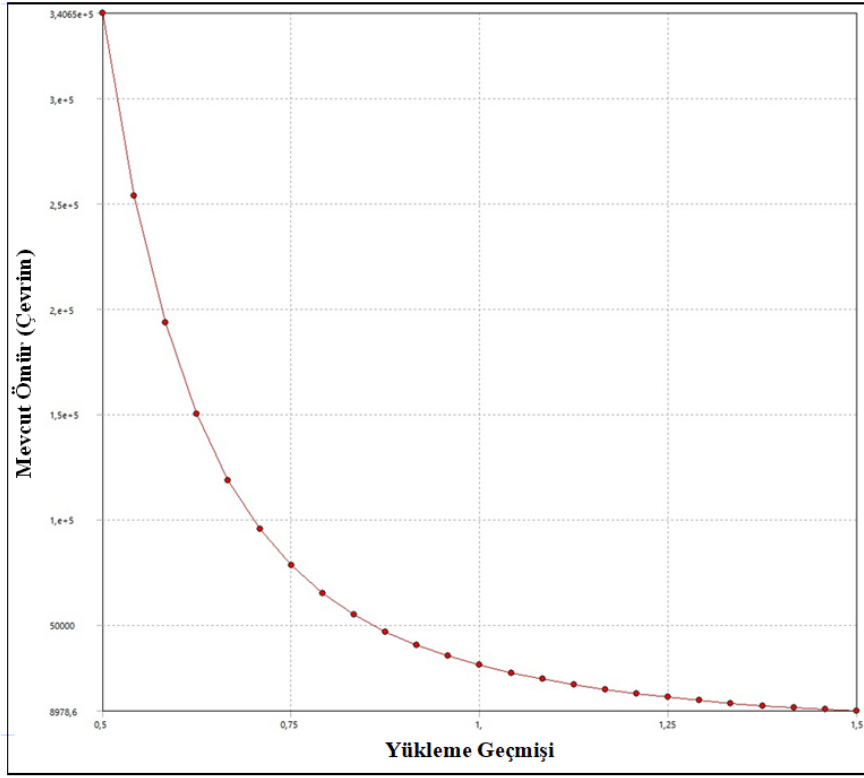


c)

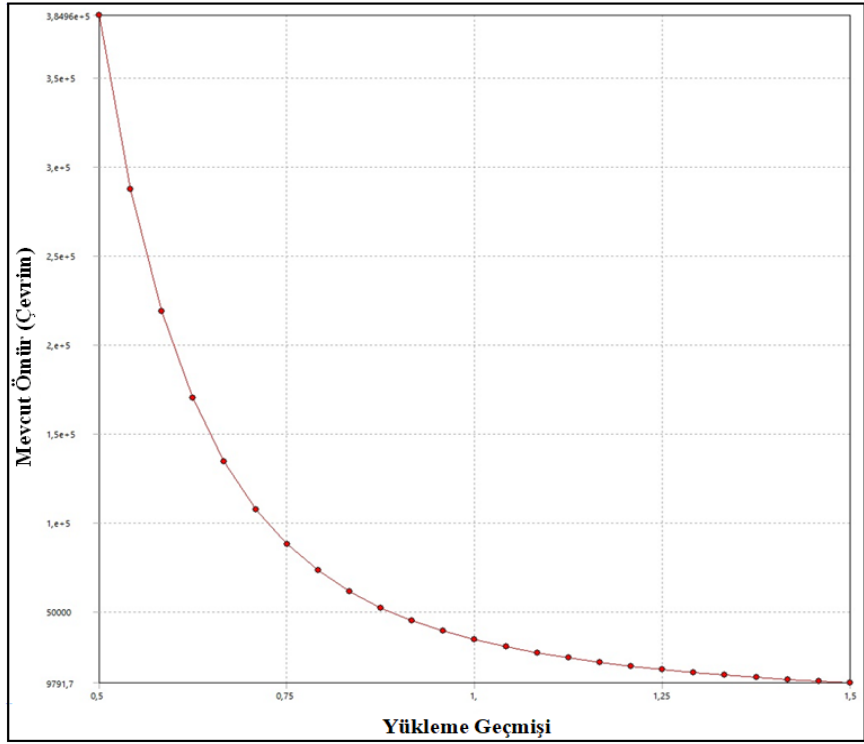
Şekil 5. 34: BCC-Elmas kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.



a)



b)



c)

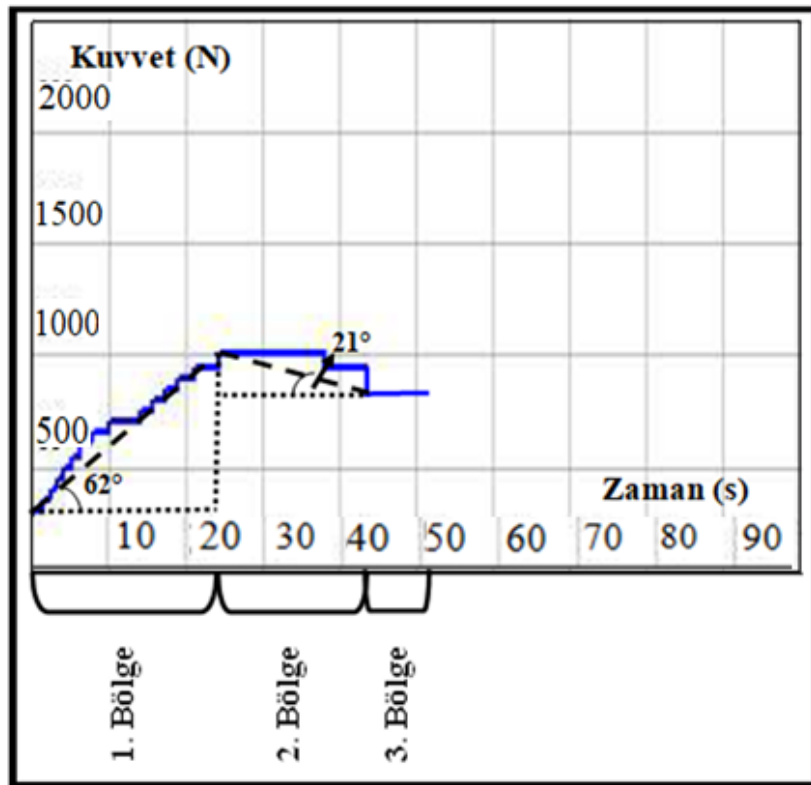
Şekil 5. 35: BCC-E kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafiği a) BCC-E I, b) BCC-E II ve BCC-E III kafes yapılı plaklar.

5.3.2. BCC-OT kafes yapılı plaklar

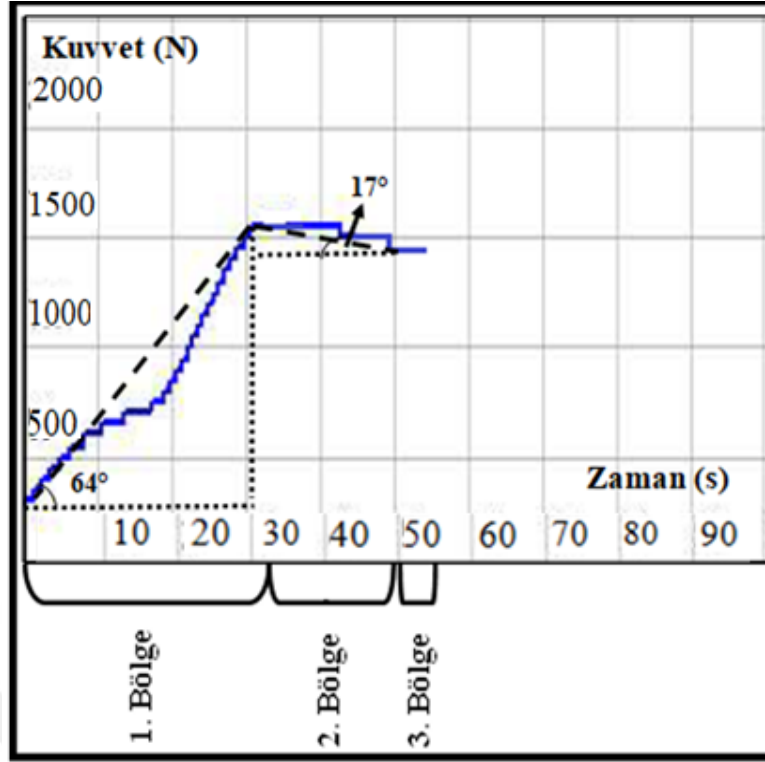
5.3.2.1.BCC-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları

BCC ve OT kafes yapılarının birlikte kullanılması sonucu elde edilen plaklara uygulanan basma testi BCC-OT I, BCC-OT II ve BCC-OT III plaklar için sırasıyla 51.6, 53.8 ve 41.2 saniye sürmüştür. Testler sonucunda kuvvet-zaman ve kuvvet-deformasyon grafikleri incelenmiştir.

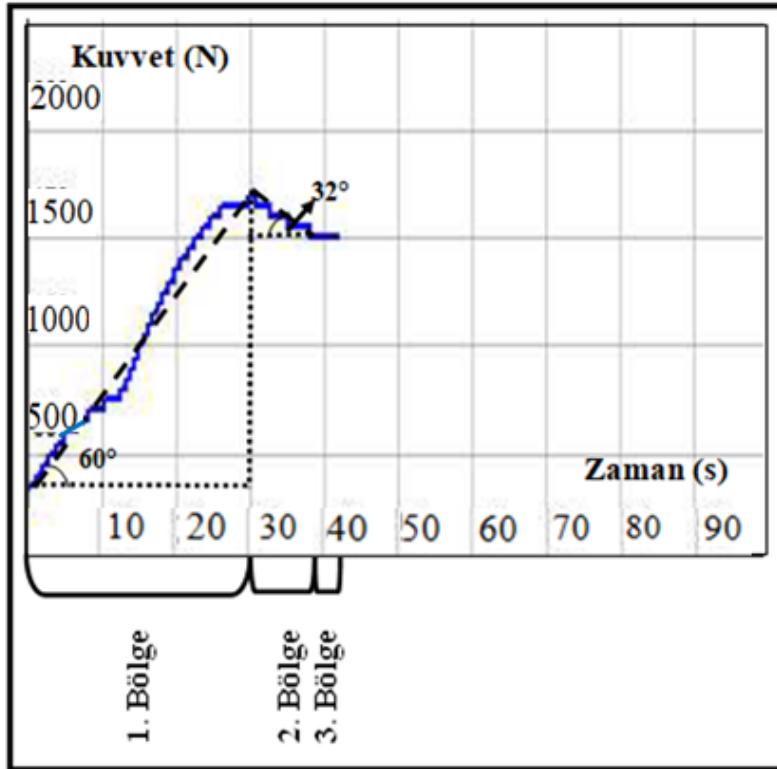
BCC ve OT kafes yapıları birlikte kullanılarak oluşturulan plaklarda basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri Şekil 5.36'da belirtildi. Şekil dikkate alındığında grafikler üç ayrı bölgeye ayrılarak analiz edilmiştir. Bu kapsamda grafiklerin birinci bölgesinde kuvvet miktarı doğrusal bir artış göstererek BCC-OT I plakta 1000 N, BCC-OT II plakta 1550 N ve BCC-OT III plakta 1750 N değerinde maksimum sınıra ulaşmıştır. Bu artışın eğimi BCC-OT I, BCC-OT II ve BCC-OT III plaklar için sırasıyla 62° , 64° ve 60° 'dir. Grafiklerin ikinci bölgesinde kuvvet miktarında ivmeli bir azalma gözlenmiştir. Bu azalmanın açısal karşılığı BCC-OT I plak için yaklaşık 21° , BCC-OT II plak için yaklaşık 17° ve BCC-OT III plak için yaklaşık 32° olarak ölçülmüştür. Daha sonra grafiklerde üçüncü bölge başlamış olup bu bölgede kuvvet miktarı daha stabil hale geçmiştir. Testler BCC-OT I, BCC-OT II ve BCC-OT III plaklar için sırasıyla 508 N, 532 N ve 411 N değerinde sonlanmıştır.



a)



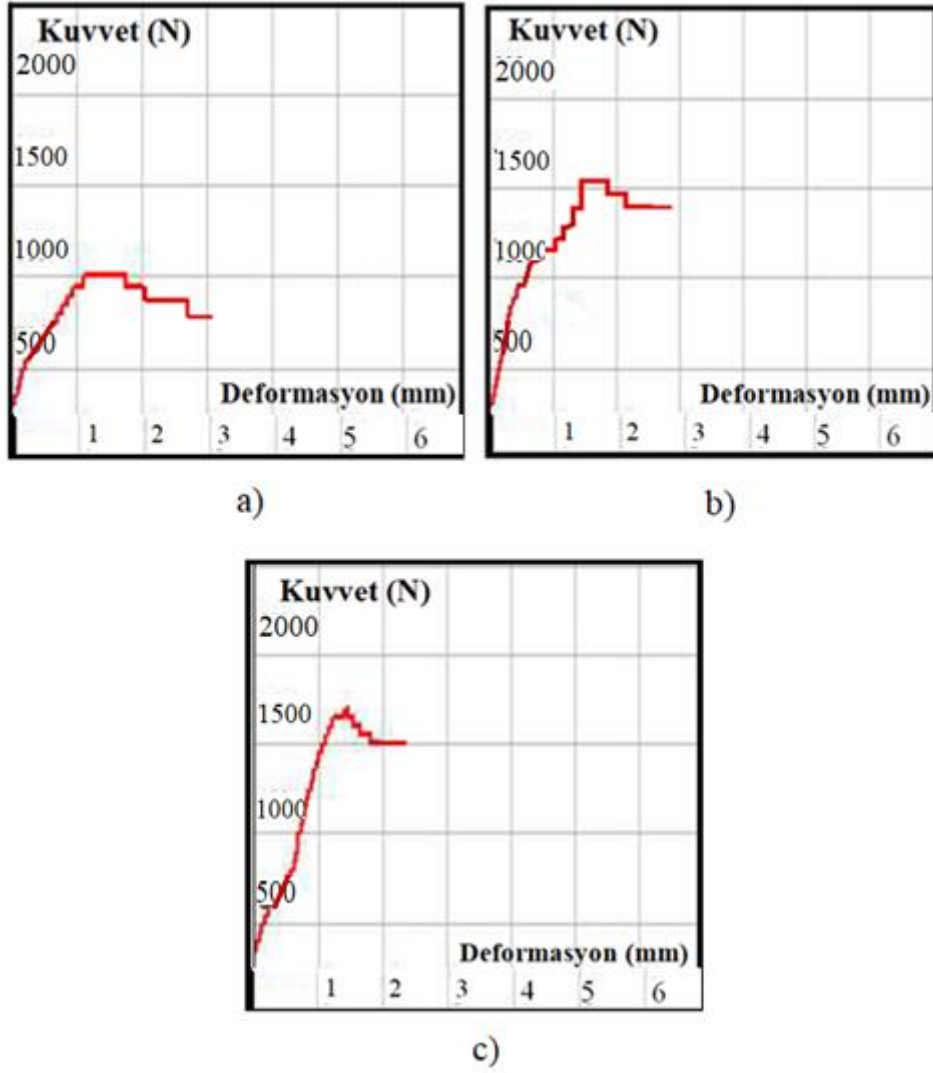
b)



c)

Şekil 5. 36: BCC-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.

BCC ve OT kafes yapıların birlikte kullanılması ile oluşturulan plaklara uygulanan basma testi sonucunda elde edilen kuvvet-deformasyon grafikleri Şekil 5.37’de verildi. Bu bağlamda her üç plakta kuvvet miktarı maksimum sınıra ulaşıncaya dek deformasyon artışında doğrusallık gözlenmiştir. Kuvvetin maksimum sınıra ulaştığı anda plaklarda meydana gelen deformasyon miktarı BCC-OT I plakta 1.12 mm, BCC-OT II plakta 1.35 mm ve BCC-OT III plakta 1.4 mm olarak kaydedilmiştir. Daha sonra deformasyon hızında artış gözlenmiştir. Bu artış test sonuna kadar sürmüş olup BCC-OT I, BCC-OT II ve BCC-OT III plaklar için sırasıyla 3.04 mm, 2.89 mm ve 2.3 mm deformasyon meydana gelmiştir. Bu sonuçlar bölüm 5.3.1.1’de anlatılan BCC-Elmas kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçlarına benzer niteliktedir. Öyle ki plakları oluşturan dikme yapıların kalınlığı arttıkça plakların yük dağılımı iyileşerek gerilme konsantrasyonları daha düzenli bir hale gelmiştir. Bu sayede plakta daha düşük miktarda deformasyon saptanmıştır.

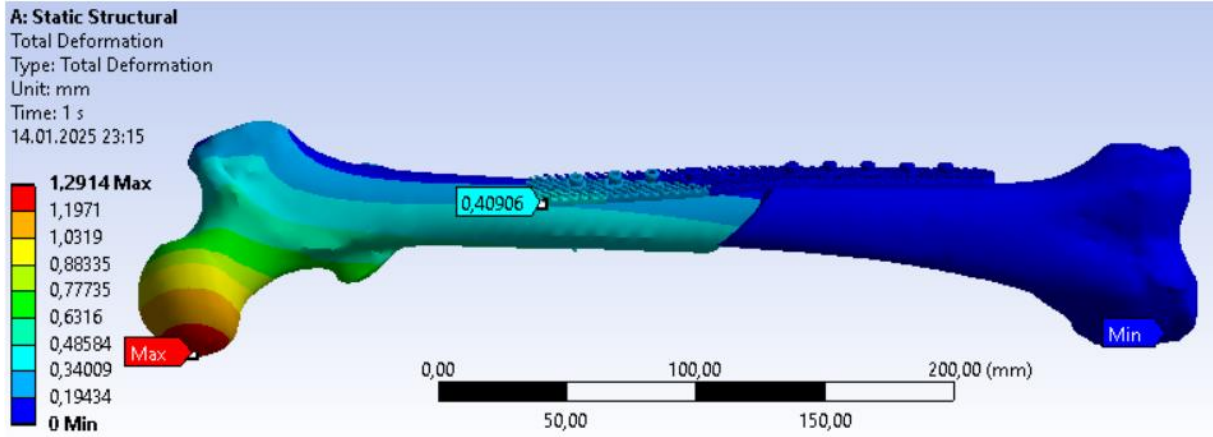


Şekil 5. 37: BCC-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.

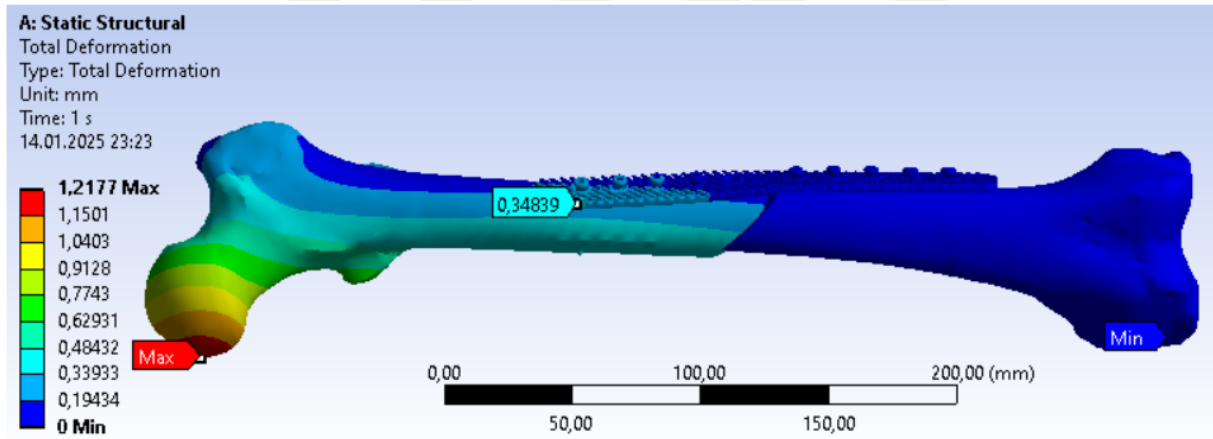
5.3.2.2.BCC-OT kafes yapılı plakların SEA sonuçları

BCC ve OT kafes yapıların birlikte kullanımı sonucu oluşturulan plakların toplam deformasyonları Şekil 5.38’de gösterildi. Şekilden de anlaşılabacağı üzere BCC-OT III montaj modeli 1.1801 mm deformasyon değeri ile en iyi sonuca sahip olmuştur. Bu değeri BCC-OT II montaj modeli 1.2177 mm ile izlerken BCC-OT I montaj modeli 1.2914 mm deforme olmuştur. Öyle ki BCC-OT III montaj modeli BCC-OT II montaj modelinden % 3,1861 ve BCC-OT I montaj modelinden % 9,4314 daha iyi sonuç vermiştir. Plaklar üzerinde meydana gelen deformasyon değerleri incelendiğinde ise BCC-OT I, BCC-OT II ve BCC-OT III plaklarda sırasıyla 0.40906 mm, 0.34839 mm ve 0.33423 mm deformasyon gözlenmiştir. Ayrıca bu

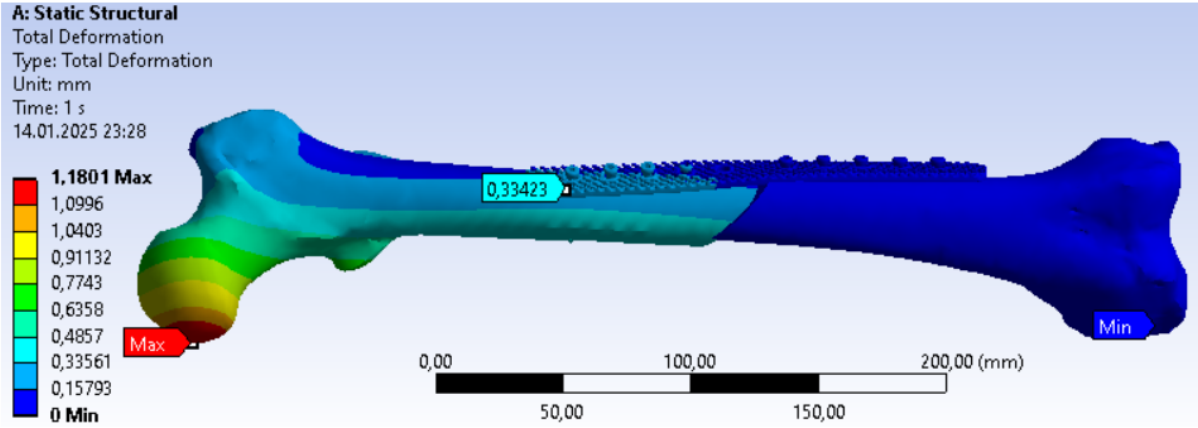
sonuçlar BCC ve OT kafes yapılarının ayrı ayrı kullanılması ile elde edilen plaklar ile karşılaştırıldığında her bir kalınlık için BCC-OT plaklar BCC plaklara nispeten daha az deforme olurken OT plaklara oranla daha yüksek deformasyon değeri ne sahip olmuştur.



a)



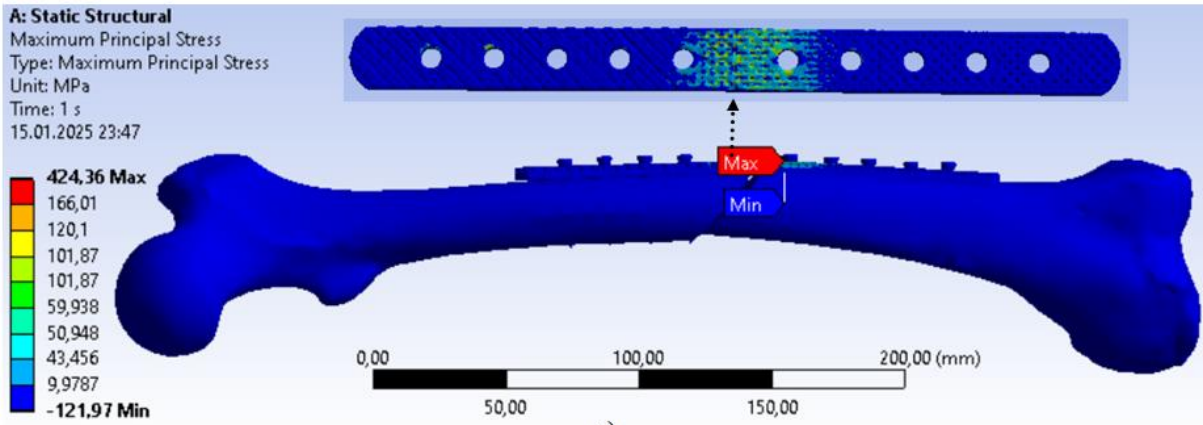
b)



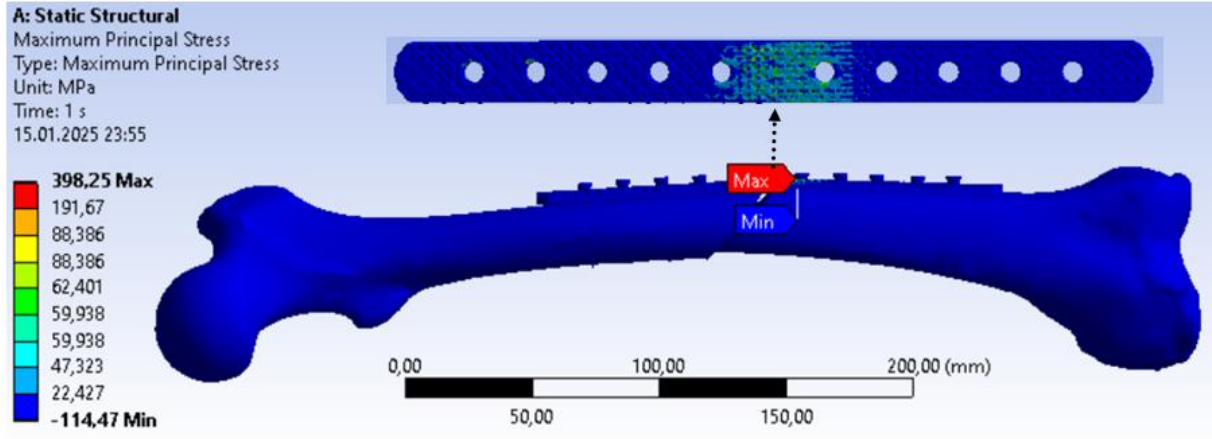
c)

Şekil 5. 38: BCC-OT kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.

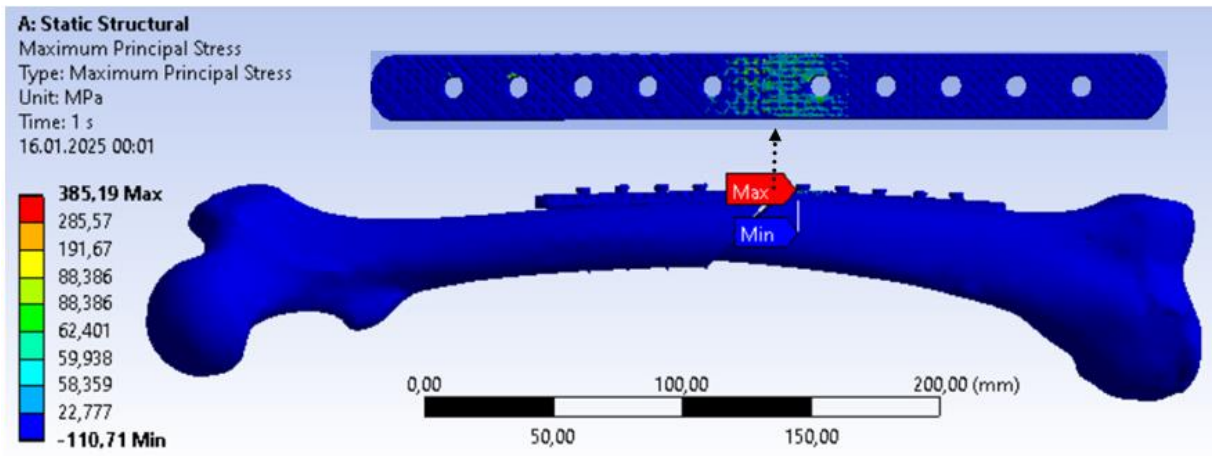
BCC ve OT kafes yapılarının birlikte kullanımı ile elde edilen plaklar ve montaj modellerinin maksimum asal gerilmeleri Şekil 5.39’da gösterildi. Bu kapsamda BCC-OT I montaj modelinde 424.36 MPa, BCC-OT II montaj modelinde 398.25 MPa ve BCC-OT III montaj modelinde 385.19 MPa gerilme gözlenmiştir. Bu değerler BCC ve OT kafes yapıları ile ayrı ayrı elde edilen modeller ile karşılaştırıldığında BCC-OT kafes yapılı modeller BCC kafes yapılı modellerden daha düşük gerilmeye sahip olurken OT kafes yapılı modellere göre daha yüksek gerilme değerlerine sebebiyet vermiştir.



a)



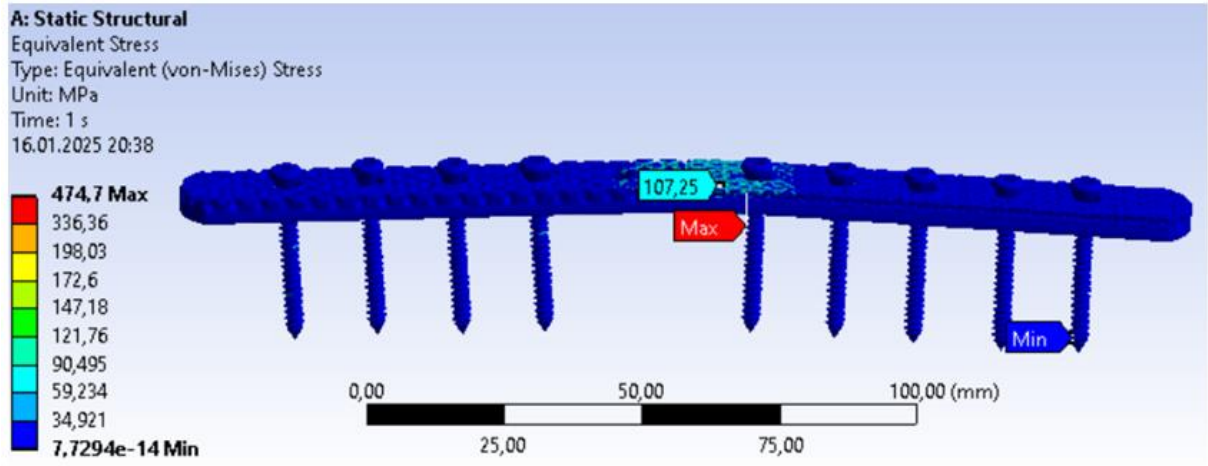
b)



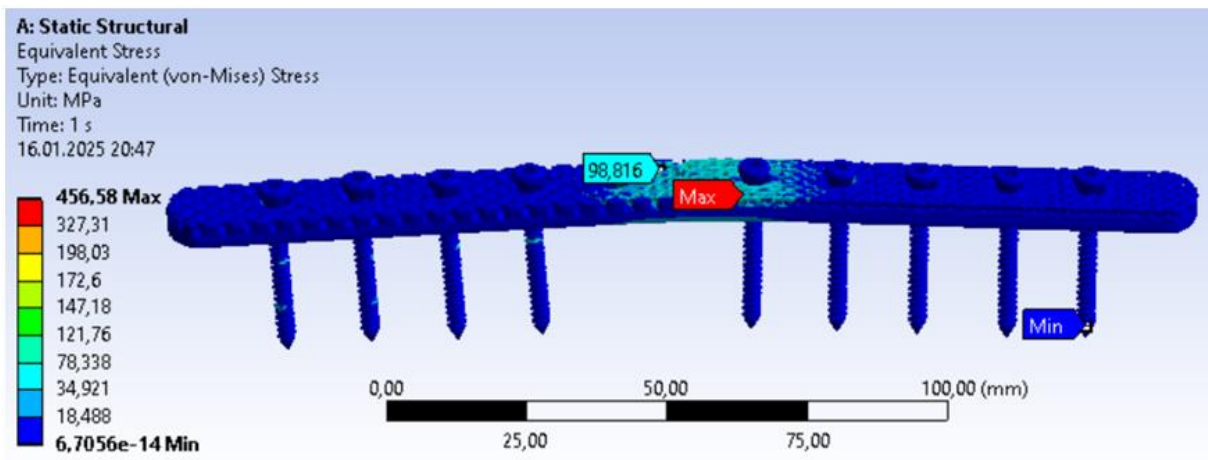
c)

Şekil 5. 39: BCC-OT kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme değerleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.

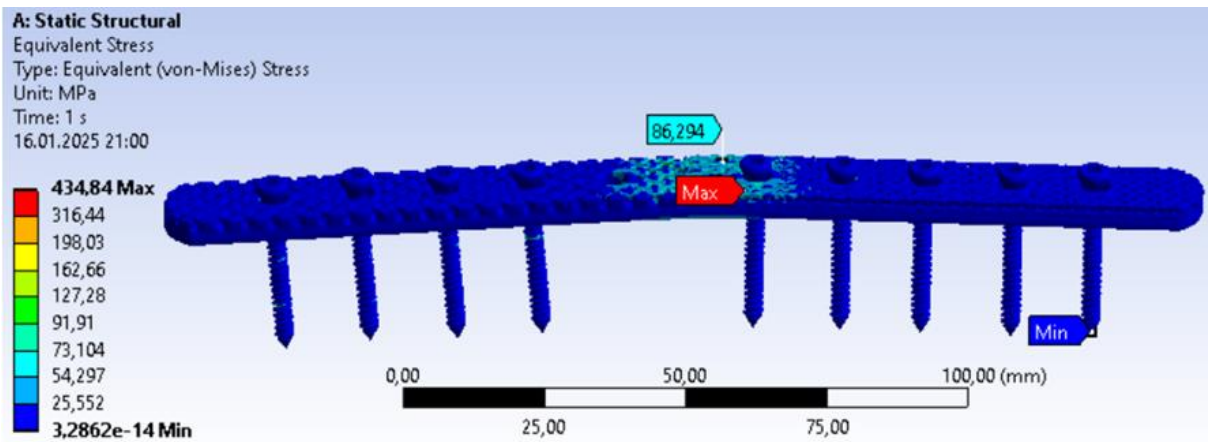
BCC ve OT kafes yapılarının birleşimi oluşturulan plaklar ve montaj modellerine ait maksimum von-Mises gerilme değerleri Şekil 5.40'ta belirtildi. Şekil dikkate alındığında plaklarda kafes yapısının kalınlığında gözlenen artışla birlikte gerilme değerinde düşüş meydana gelmiştir. Buna binaen BCC-OT I BCC-OT II ve BCC-OT III montaj modellerinde sırasıyla 474.7 MPa, 456.58 MPa ve 434.84 MPa gerilme saptanmıştır. Plaklar üzerinde meydana gelen gerilme değerlerine bakıldığında ise BCC-OT I plakta 107,25 MPa, BCC-OT II plakta 98,816 MPa ve BCC-OT III plakta 86,294 MPa gerilme ölçülmüştür.



a)



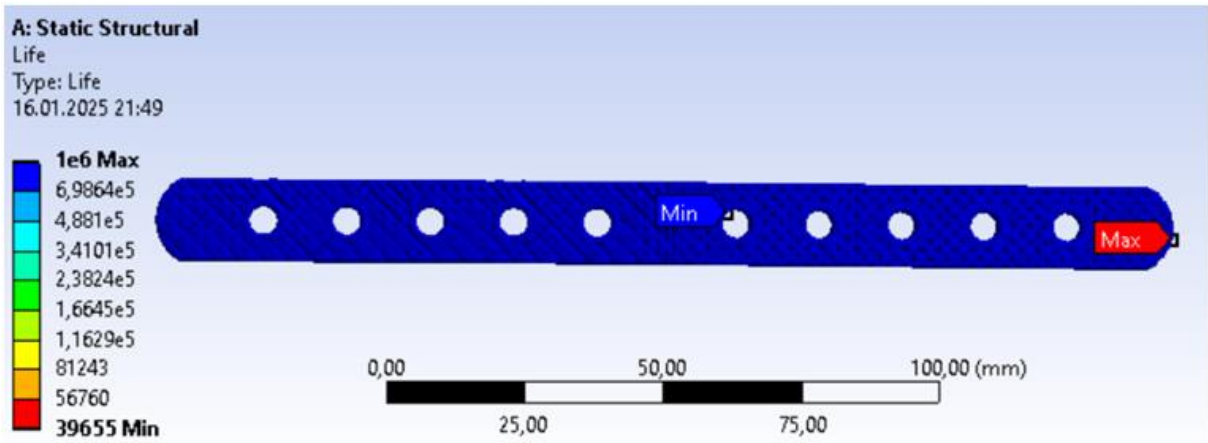
b)



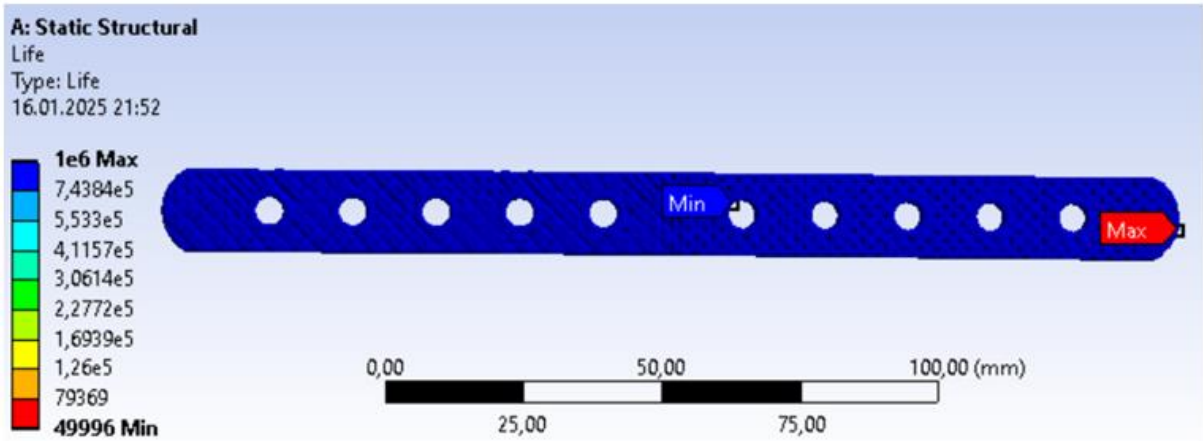
c)

Şekil 5. 40: BCC-OT kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises değerleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve c) BCC-OT III kafes yapılı plaklar.

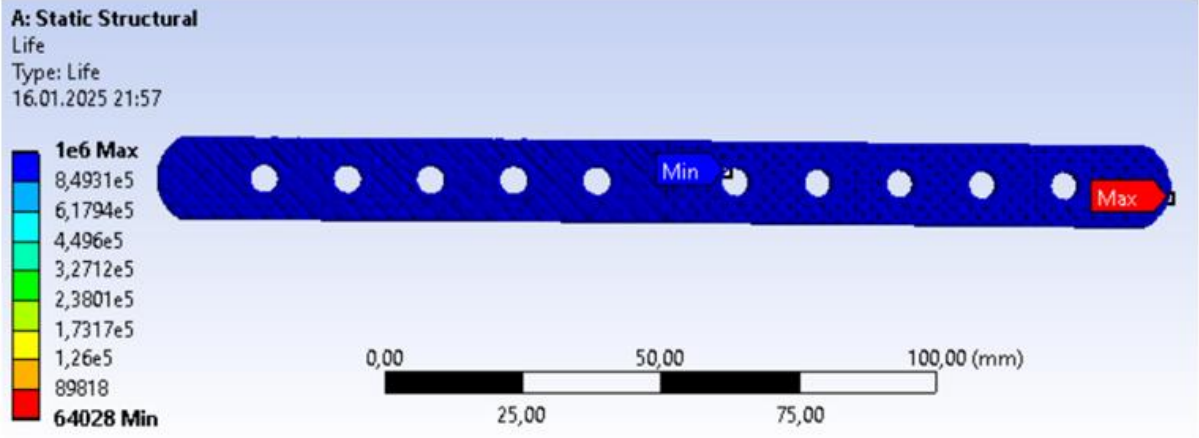
BCC ve OT kafes yapılarının birlikte kullanılması sonucu oluşturulan plakların yük karşısında sahip olacağı ömür değerleri Şekil 5.41’de gösterildi. Şekil incelendiğinde 5×10^6 tasarım ömrüne dayalı olarak bu plaklar arasında BCC-OT III plak 64028 çevrim sayısı ile en yüksek minimum yorulma ömrüne sahip olmuştur. Bu plağın ardından BCC-OT II plak 49996 çevrim sayısı ile yorulma sınırına ulaşırken BCC-OT I plak 39655 çevrim sayısına ulaşmıştır. Ayrıca her üç kalınlık değeri için de BCC-OT plaklar BCC plaklara göre daha yüksek çevrim sayısına sahipken OT plaklardan daha düşük çevrim sayısına ulaşmıştır. Şekil 5.42’de ise BCC-OT kafes yapılı plakların yükleme geçmişi-ömür grafikleri verildi.



a)

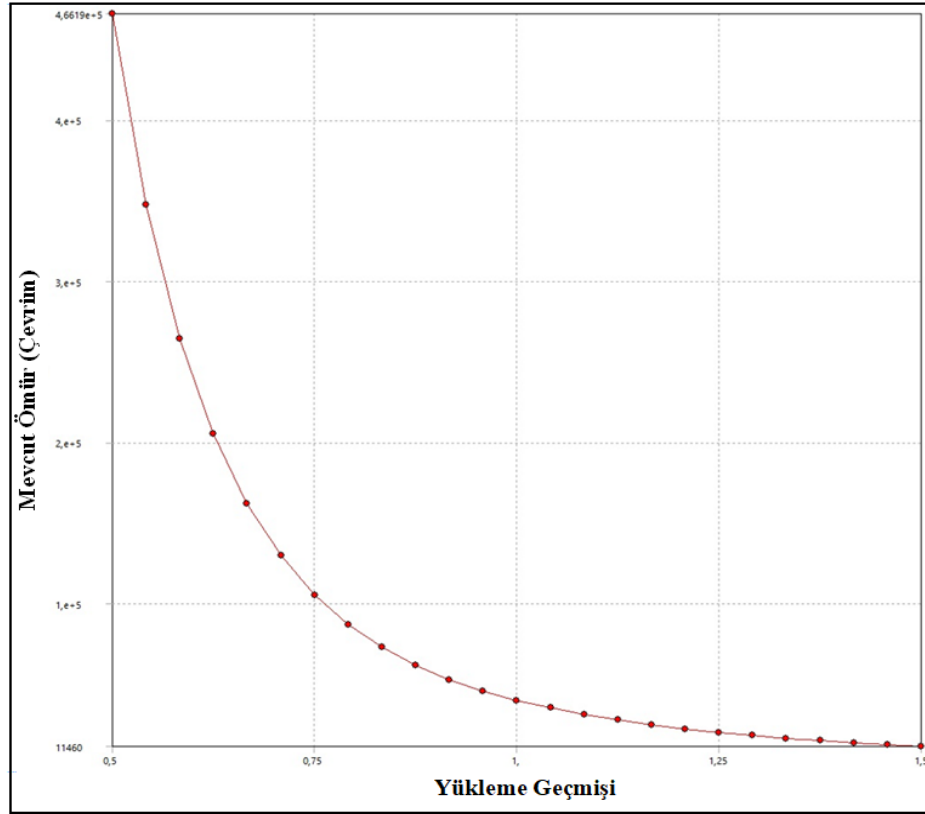


b)

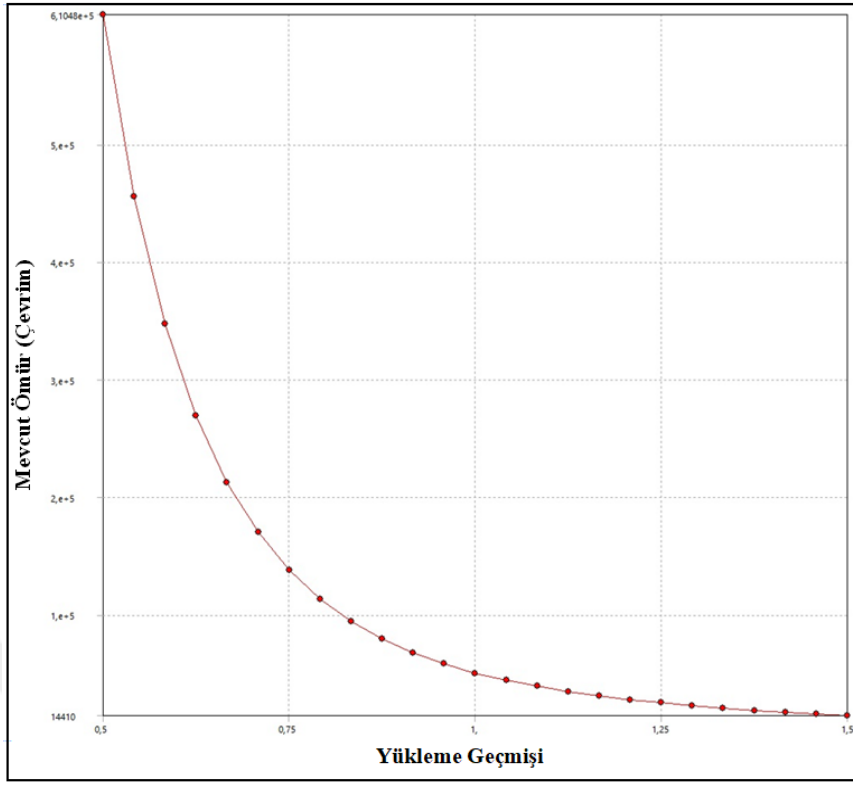


c)

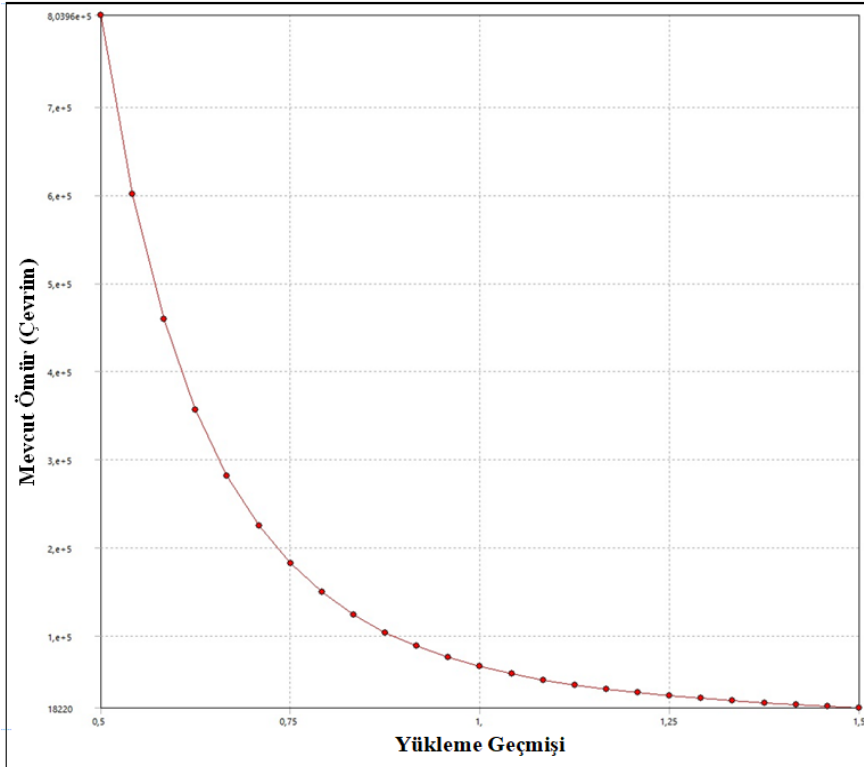
Şekil 5. 41: BCC-OT kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.



a)



b)



c)

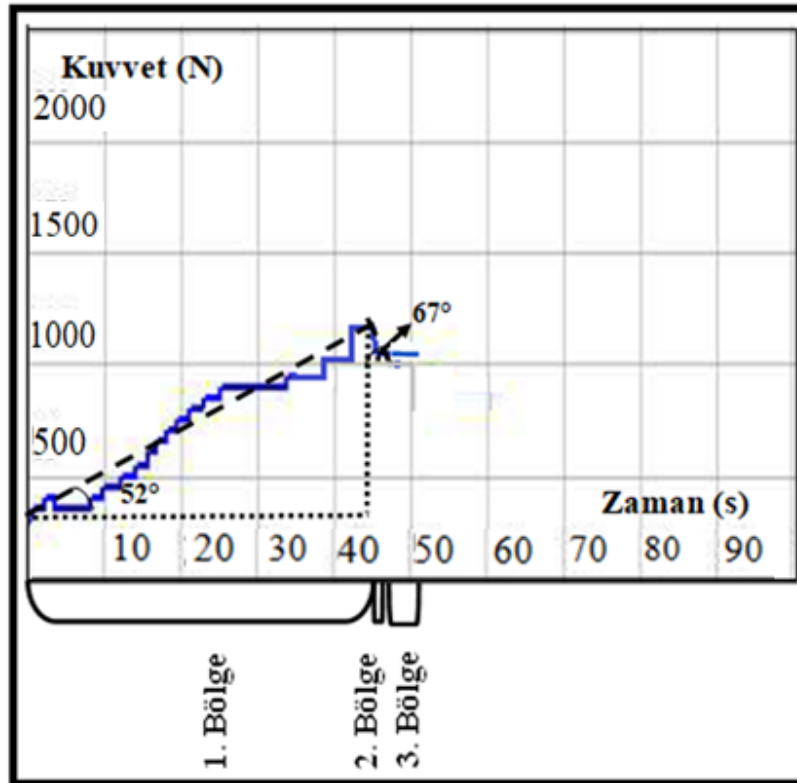
Şekil 5. 42: BCC-OT kafes yapılı plakların yüklem geçmişi-ömür grafiği a) BCC-OT I, b) BCC-OT II ve BCC-OT III kafes yapılı plaklar.

5.3.3. Elmas-OT kafes yapılı plaklar

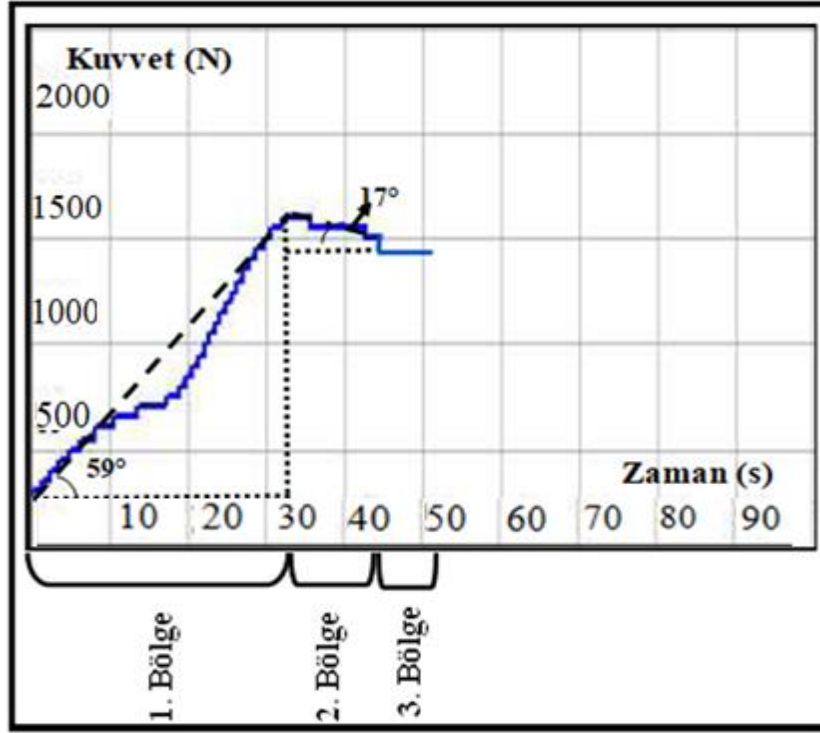
5.3.3.1.Elmas-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testi sonuçları

Elmas ve OT kafes yapıların birlikte kullanılması ile elde edilen plaklara uygulanan basma testi E-OT I, E-OT II ve E-OT III plaklar için sırasıyla 50.1, 50.3 ve 42.8 saniye sürmüştür. Testler esnasında kuvvet-zaman ve kuvvet-deformasyon grafikleri incelenmiştir.

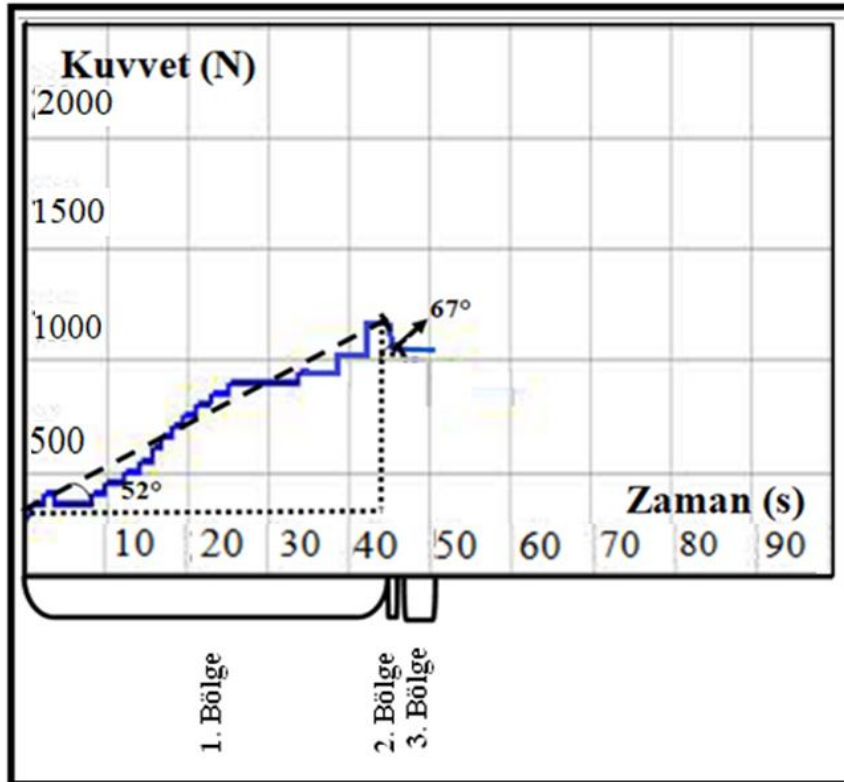
Elmas ve OT kafes yapıların birlikte kullanımı ile oluşturulan plakların basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri Şekil 5.43'te belirtildi. Grafikler üç farklı bölge olarak incelenmiştir. Bu kapsamda grafiklerin birinci bölgesinde doğrusal bir artışla seyreden kuvvet miktarı E-OT I plakta 1200 N, E-OT II plakta 1600 N ve E-OT III plakta 1700 N değerinde maksimum sınıra erişmiştir. Bu bölgede artışın açısal karşılığı E-OT I, E-OT II ve E-OT III plaklarda yaklaşık olarak sırasıyla 52°, 59° ve 57°'dir. Grafiklerin ikinci bölgesinde kuvvet miktarında artan ivmeli bir düşüş gözlenmiş olup bu düşüş E-OT I plakta yaklaşık 67°, E-OT II plakta yaklaşık 17° ve E-OT III plakta yaklaşık 32° açıyla gerçekleşmiştir. Üçüncü bölgede ise kuvvet miktarı daha stabil bir hale gelmiştir. Testler E-OT I, E-OT II ve E-OT III plaklarda sırasıyla 1005 N, 1470 N ve 1610 N kuvvet değerinde son bulmuştur.



a)



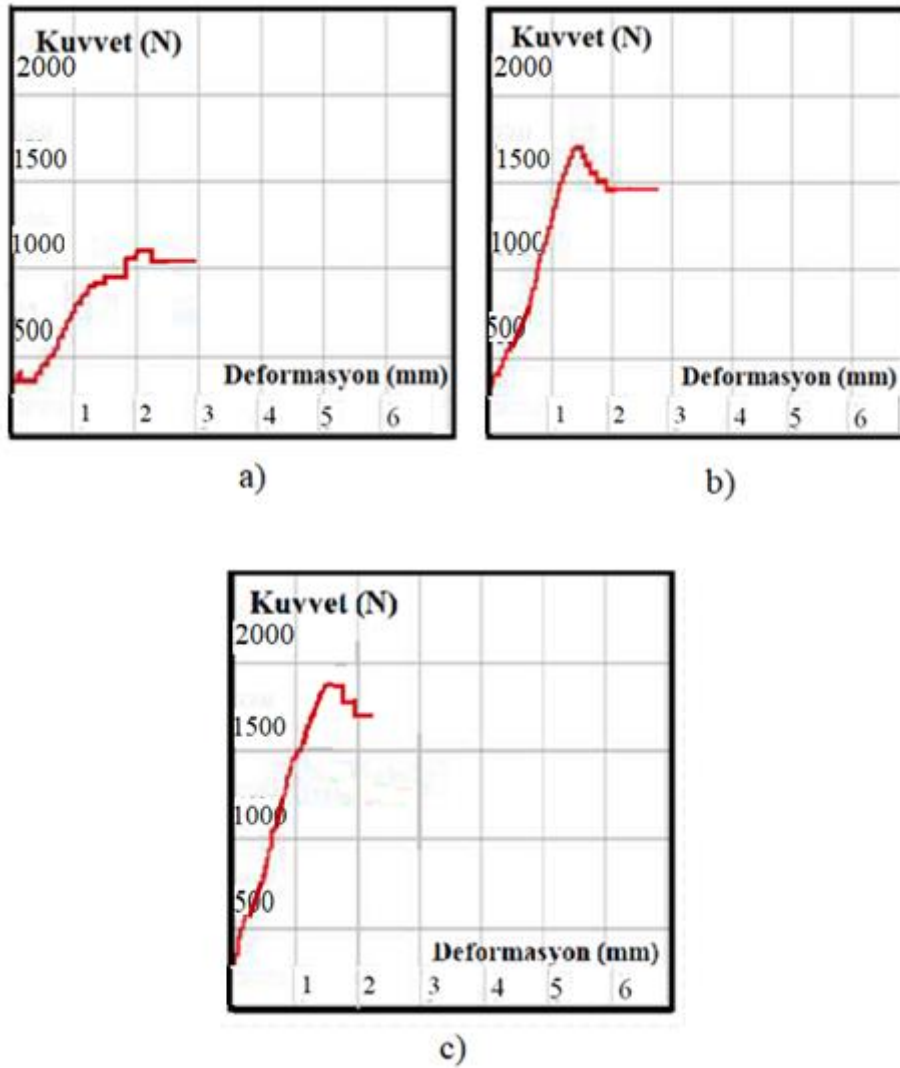
b)



c)

Şekil 5. 43: Elmas-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-zaman grafikleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.

Elmas ve OT kafes yapıları birlikte kullanılarak oluşturulan plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri Şekil 5.44'te verildi. Şekil incelendiğinde ilk etapta deformasyon miktarı artan kuvvet miktarı ile doğru orantılı olarak artmıştır. Kuvvet miktarlarının maksimum sınıra ulaştığı anda E-OT I plakta 2.02 mm, E-OT II plakta 1.32 mm ve E-OT III plakta 1.43 mm deformasyon meydana gelmiştir. Daha sonra grafiklerde deformasyon hızı artış göstermeye başlamıştır. Test sonunda E-OT I, E-OT II ve E-OT III plaklar sırasıyla 2.97 mm, 2.81 mm ve 2.26 mm deforme olmuştur.

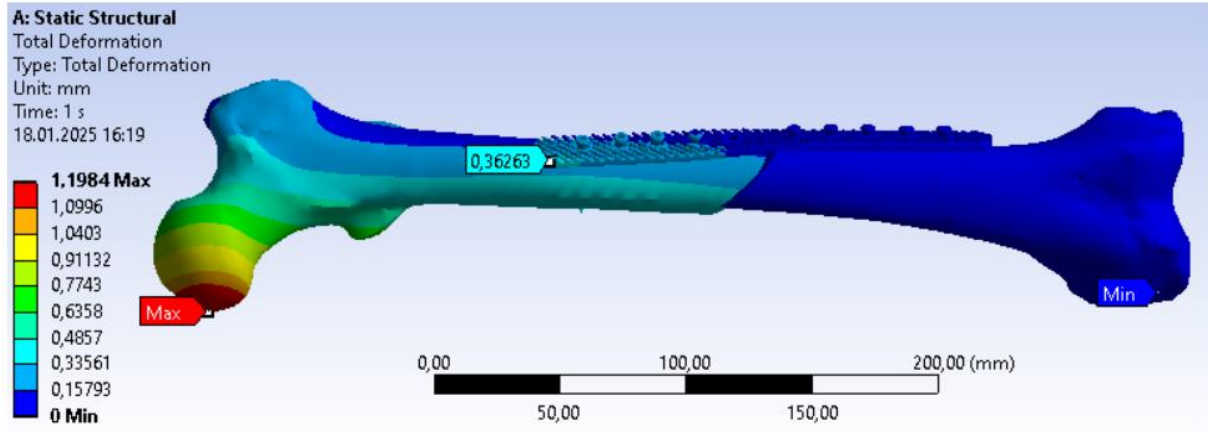


Şekil 5. 44: Elmas-OT kafes yapılı plaklara uygulanan basma testine ait kuvvet-deformasyon grafikleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.

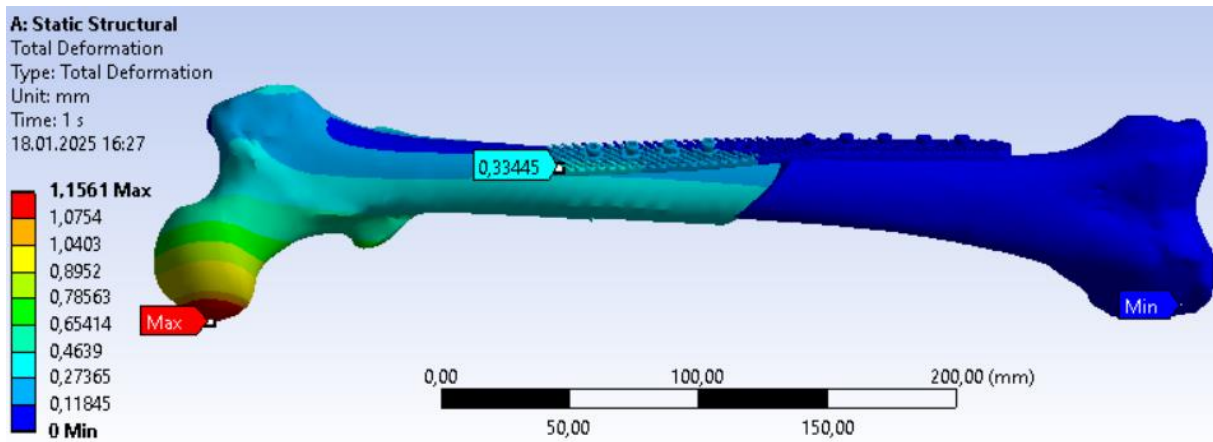
5.3.3.2.Elmas-OT kafes yapılı plakların SEA sonuçları

Elmas ve OT kafes yapılarının birlikte kullanılması ile elde edilen plaklar ve montaj modellerinin toplam deformasyonlarını ifade eden görseller Şekil 5.45'te gösterildi. Görseller

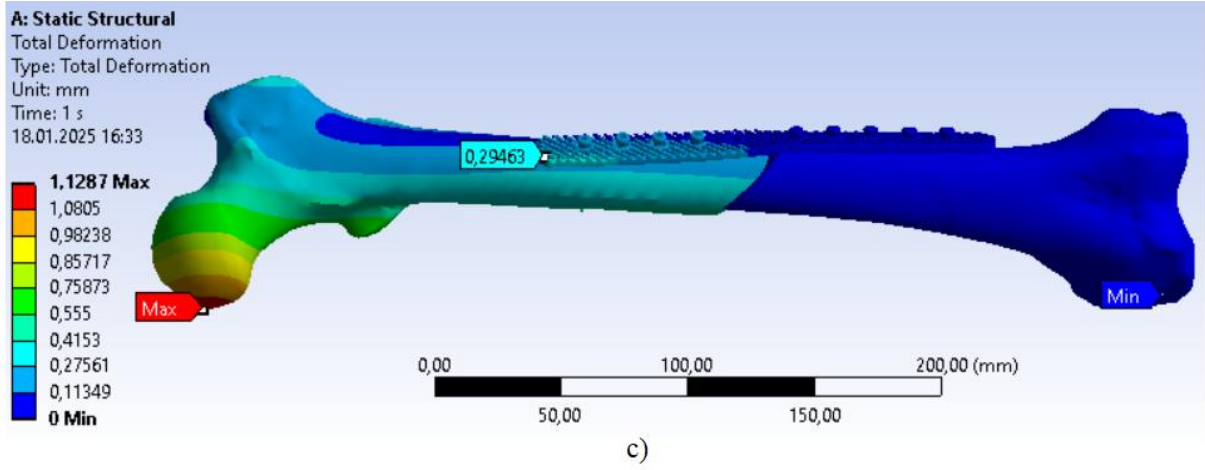
incelendiğinde E-OT III montaj modelinin 1.1287 mm deformasyon ile en iyi performansı sergilemiştir. Bu değerin ardından E-OT II montaj modeli % 3,3431 artışla 1.1561 mm ve E-OT I montaj modeli ise % 7,1243 artışla 1.1984 mm deforme olmuştur. Plaklar üzerindeki deformasyon miktarları göz önüne alındığında ise E-OT I, E-OT II ve E-OT III plaklarda sırasıyla 0.36263 mm, 0.33445 mm ve 0.29463 mm deformasyon hesaplanmıştır. Değerlerden de anlaşılacağı üzere kafes yapıların birim kalınlığı arttıkça deformasyon miktarında önemli ölçüde düşüşler gözlenmektedir. E-OT kafes yapılı plakların SEA deformasyon değerlerinin basma testi sonucunda elde edilen deformasyon değerlerinden daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun nedeni daha önce de belirtildiği gibi basma testinin uygulandığı gerçek geometrinin üretim esnasında çekme ve büzülmelere maruz kalmasıdır. Ayrıca E-OT plaklar tüm birim kalınlık değeri için Elmas kafes yapılı plaklardan daha az deformasyona uğrarken OT kafes yapılı plaklara nispeten daha fazla deforme olmuştur.



a)

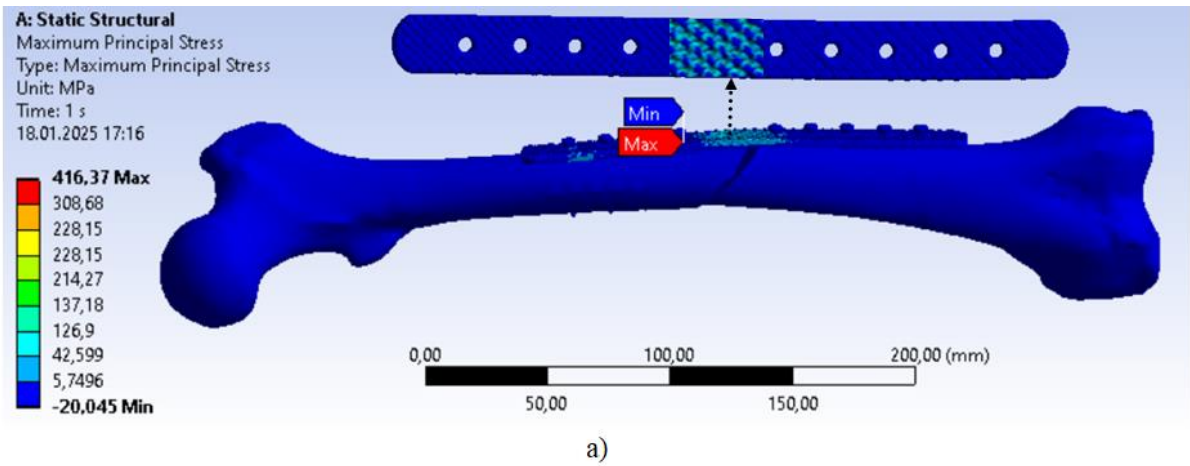


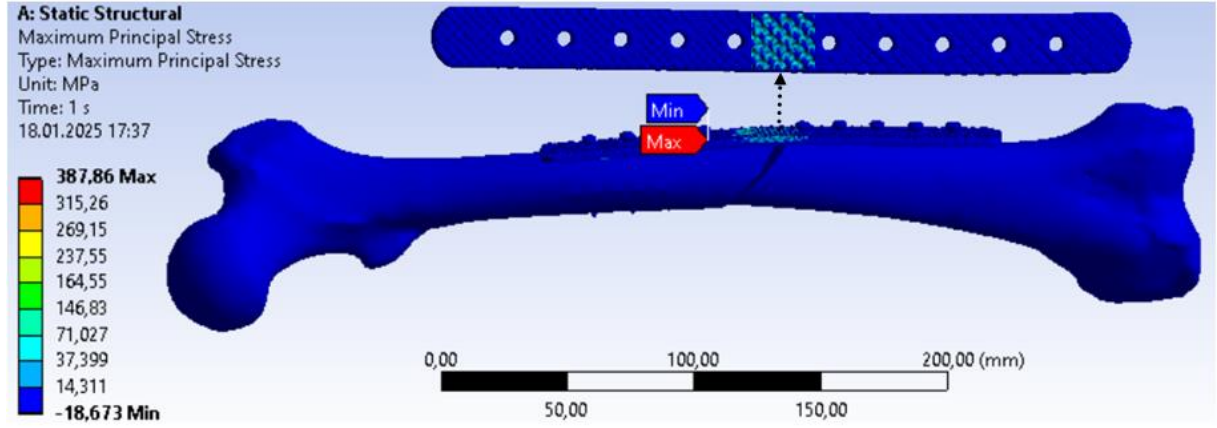
b)



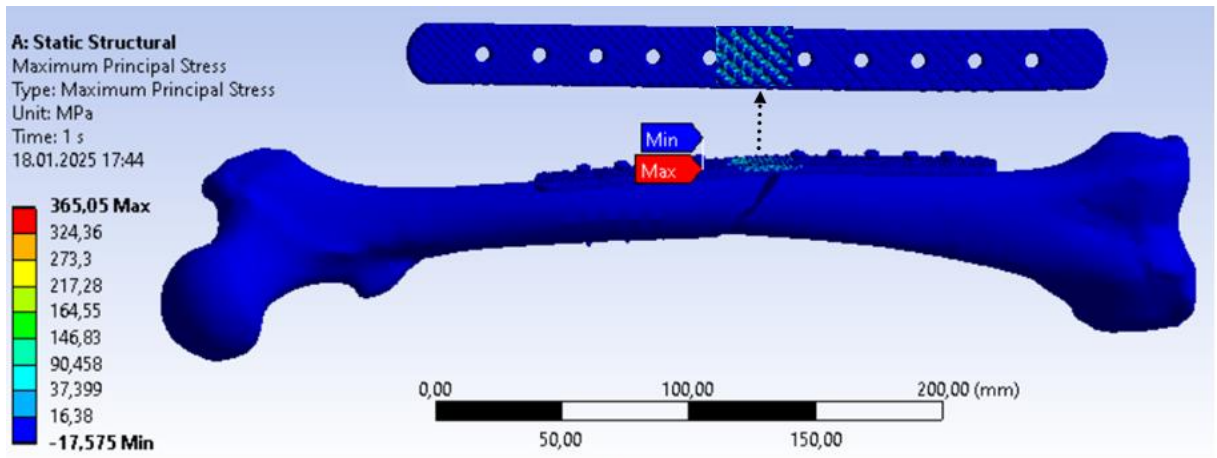
Şekil 5. 45: Elmas-OT kafes yapılı modeller ve plakların toplam deformasyon miktarları a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.

Elmas ve OT kafes yapılarının birlikte kullanılması sonucu elde edilen modellere ait maksimum asal gerilme değerleri Şekil 5.46'da verildi. Bu kapsamda E-OT III montaj modeli 365.05 MPa ile bu modeller arasında en düşük gerilmeye sahip olmuştur. Bu modeli 387.86 MPa ile E-OT II montaj modeli izlerken E-OT I montaj modeli 416.37 MPa gerilme sergilemiştir. Öyle ki her bir kalınlık değeri için E-OT modeller Elmas modellerden daha düşük gerilme gösterirken OT modellerle karşılaştırıldığında daha yüksek gerilme değerlerinin oluşmasına sebep olmuştur.





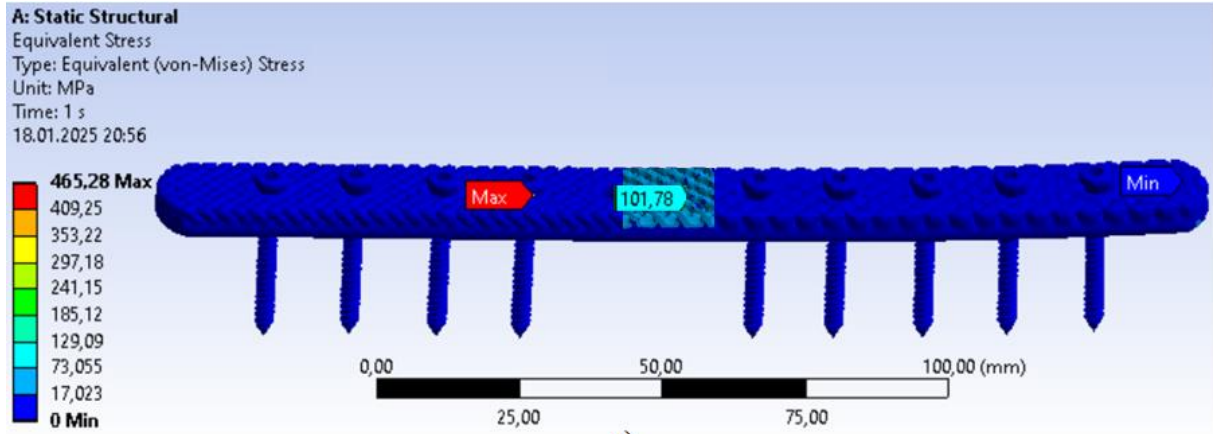
b)



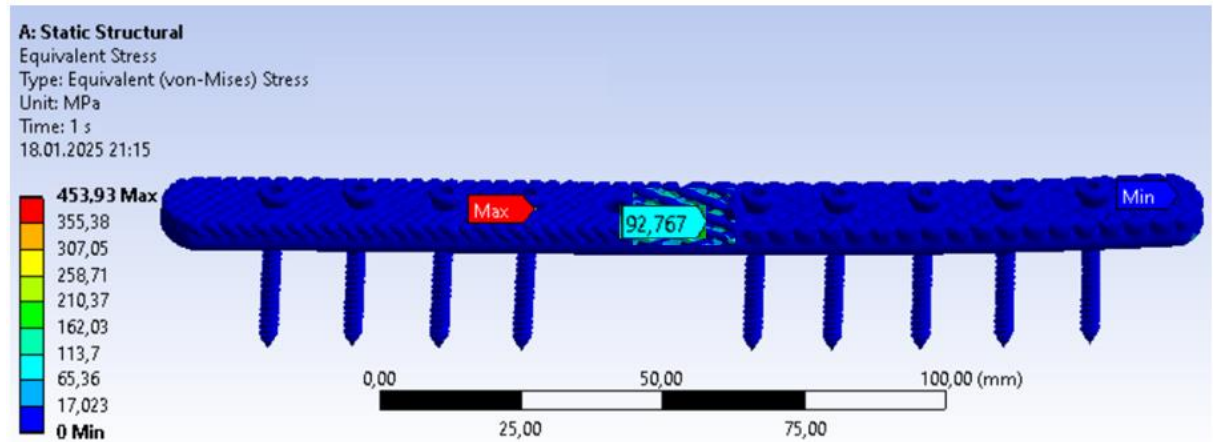
c)

Şekil 5. 46: Elmas-OT kafes yapılı modellerin maksimum asal gerilme değerleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.

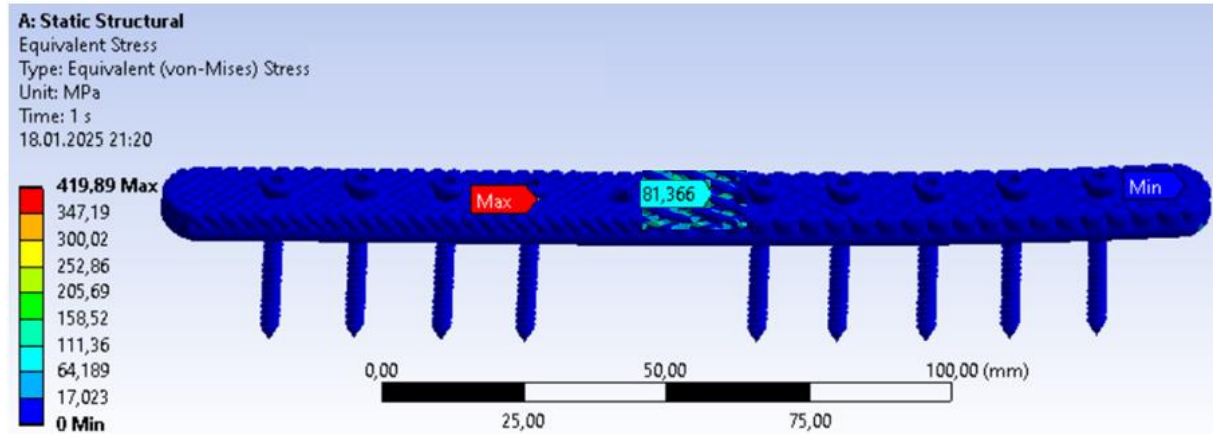
Elmas ve OT kafes yapıların birlikte kullanımı ile elde edilen modellerin maksimum von-Mises gerilme değerleri Şekil 5.47’de belirtildi. Şekilden de anlaşılacağı üzere birim kafes yapılarda kalınlık değerinin artması sonucu gerilme değerinde azalmalar meydana gelmiştir. Bu artış sayısal anlamda ifade edildiğinde E-OT I montaj modelinin 465.28 MPa gerilme değerine karşılık E-OT II montaj modelinde 453.93 MPa ve E-OT III montaj modelinde 419.89 MPa gerilme kaydedilmiştir. Plaklar üzerinde oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında ise E-OT I, E-OT II ve E-OT III plaklarda sırasıyla 101.78 MPa, 92.767 MPa ve 81.366 MPa gerilme saptanmıştır. Bu değerler her bir birim kafes yapı kalınlığı için E-OT plakların Elmas plaklardan daha iyi sonuç verirken OT plaklara nispeten daha yüksek gerilme oluşturacağını kanıtlamıştır.



a)



b)

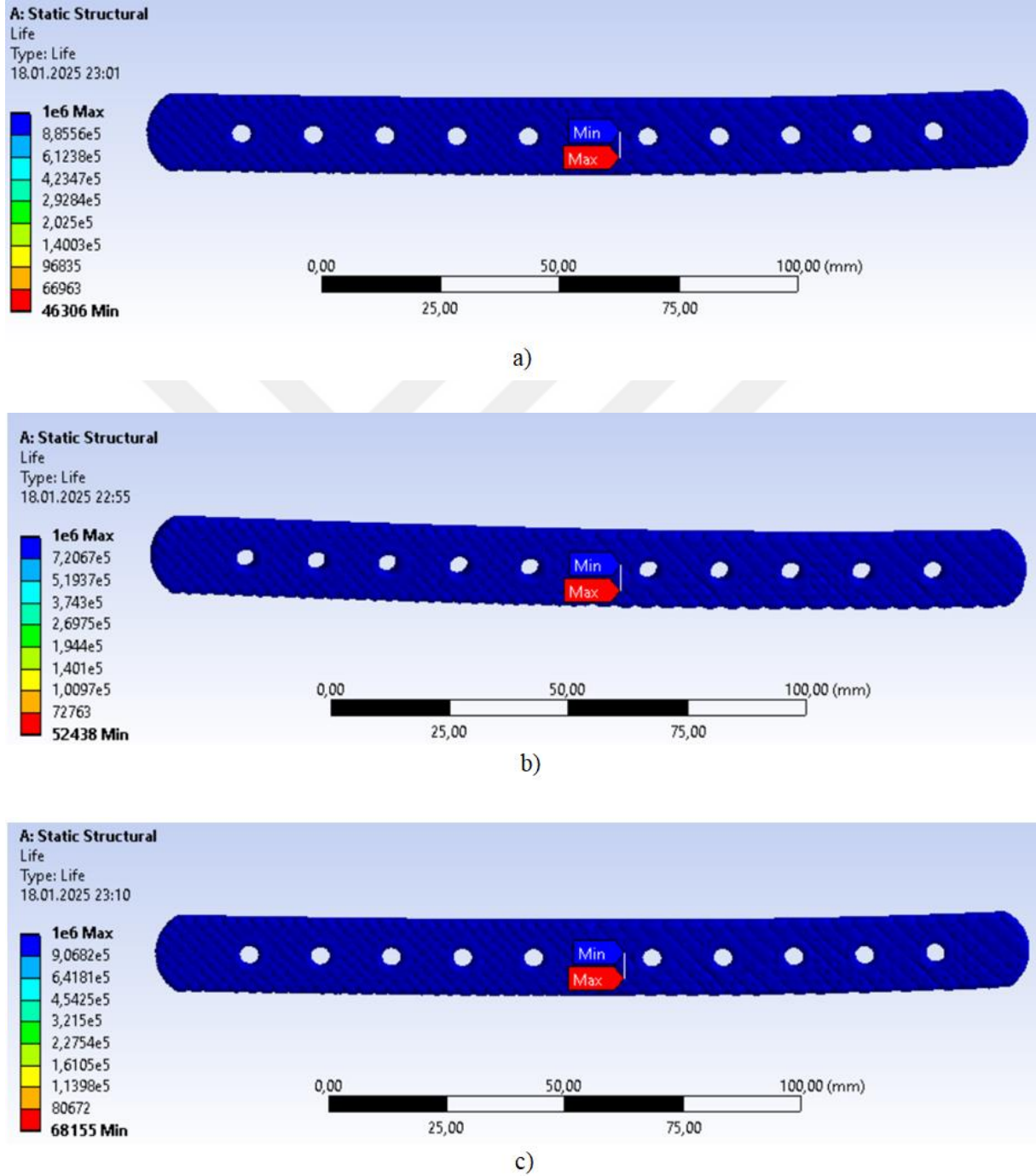


c)

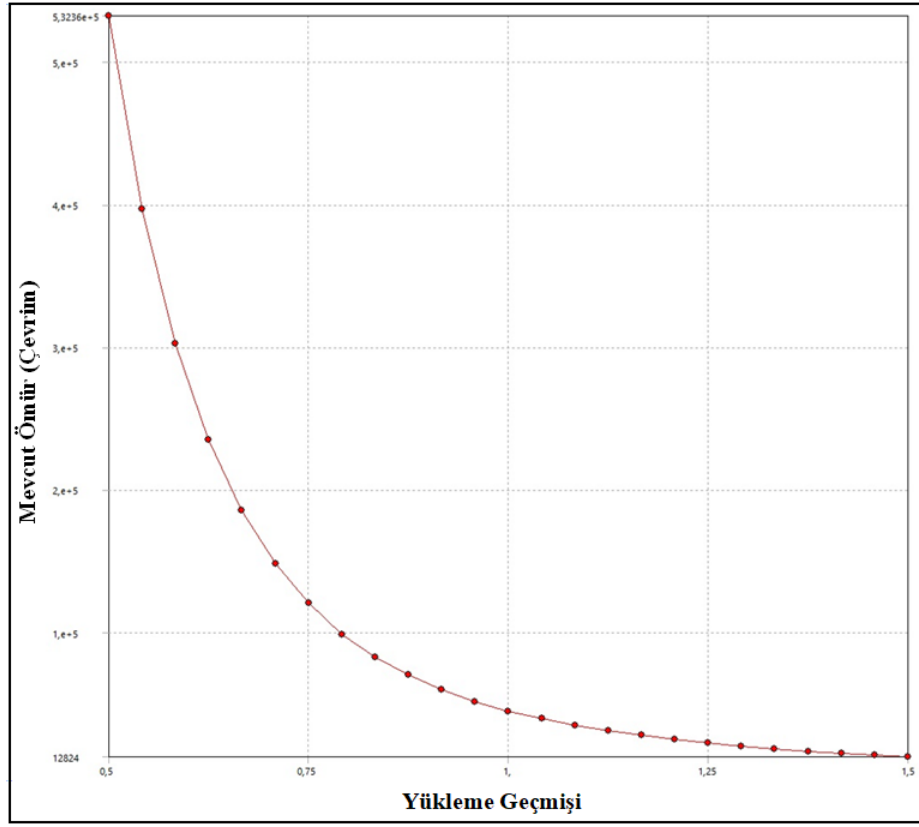
Şekil 5. 47: Elmas-OT kafes yapılı modeller ve plakların maksimum von-Mises değerleri a) E-OT I, b) E-OT II ve c) E-OT III kafes yapılı plaklar.

Elmas ve OT kafes yapılarının birlikte kullanımı ile oluşturulan plakların yorulma ömür analizi sonucu elde edilen ömür değerleri Şekil 5.48’de belirtildi. Bu doğrultuda 5×10^6 tasarım ömrüne

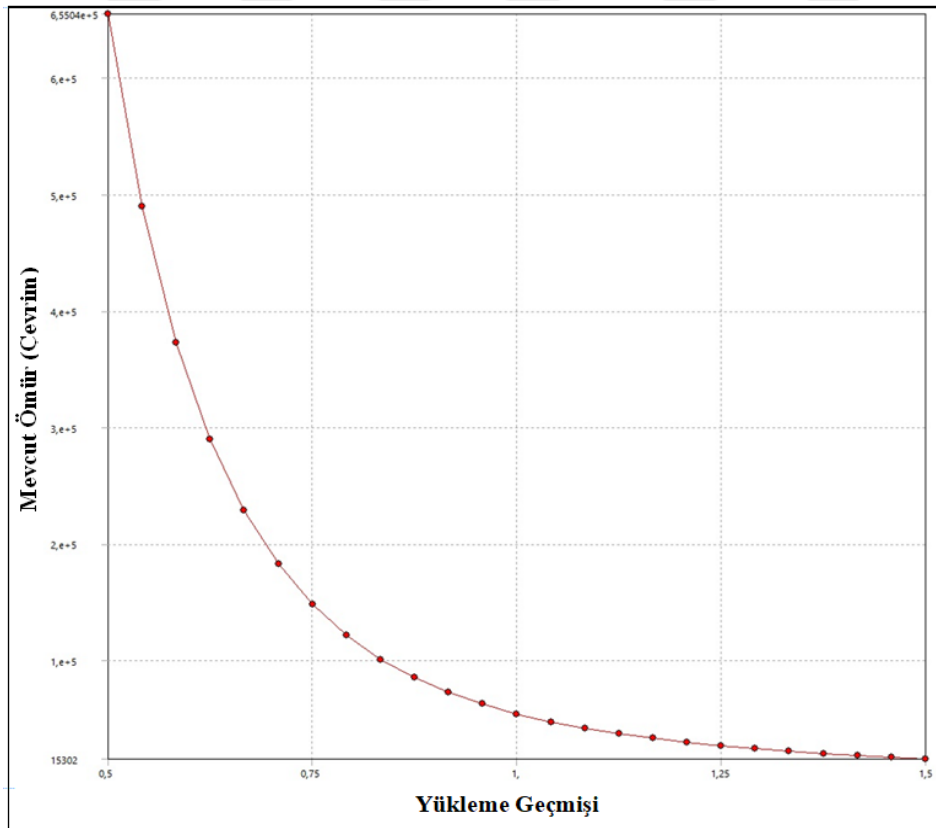
dayalı olarak E-OT III plak 68155 çevrim sayısı ile olarak en uzun ömre sahip olan plak olmuştur. Bu değeri takiben E-OT II plak 52438 ve E-OT I plak 46306 çevrim sayısında minimum yorulma ömrüne sahip olmuştur. Ayrıca Şekil 5.49 E-OT kafes yapılı plaklara ait yükleme geçmişi-ömür grafiklerini içermektedir.



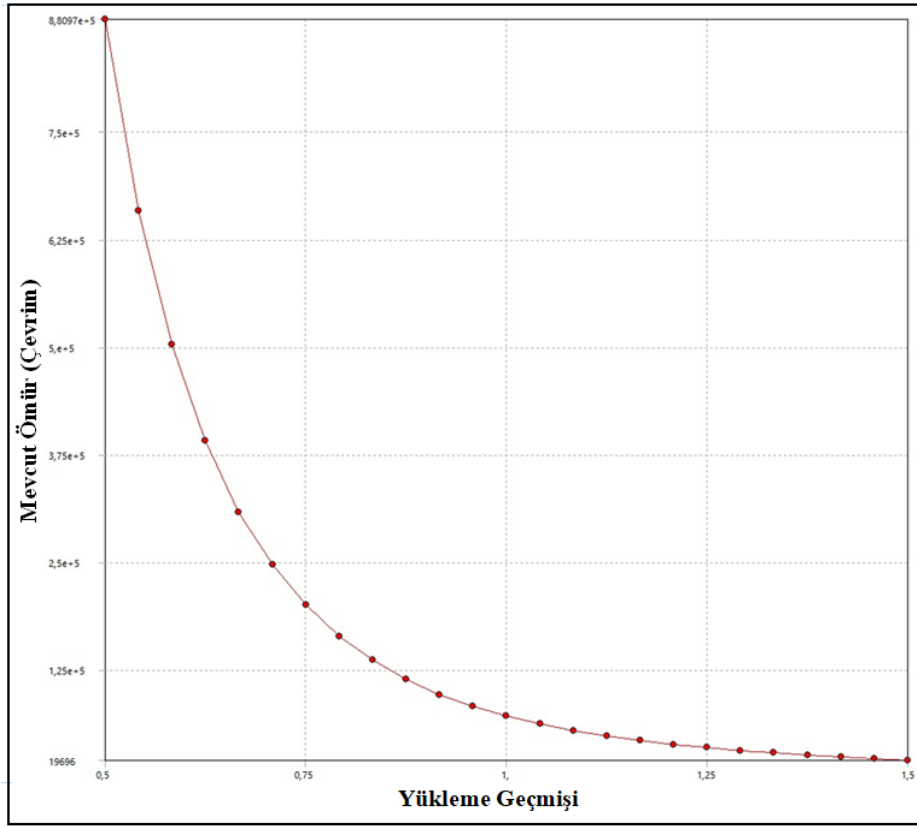
Şekil 5. 48: Elmas-OT kafes yapılı plakların yorulma ömürleri a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.



a)



b)



c)

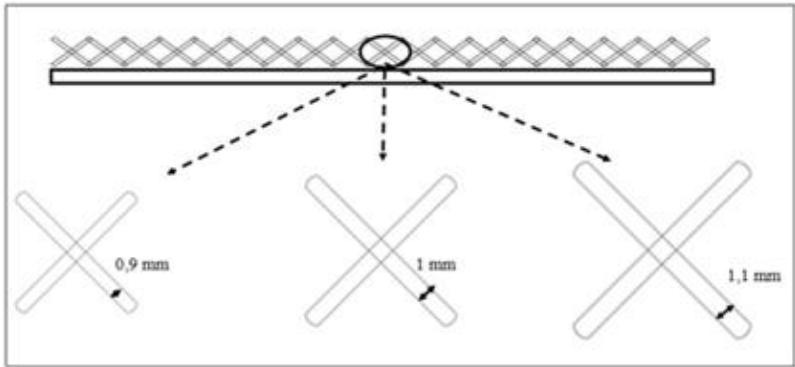
Şekil 5. 49: Elmas-OT kafes yapılı plakların yüklemeye geçmişi-ömür grafiği a) E-OT I, b) E-OT II ve E-OT III kafes yapılı plaklar.

5.4.Kafes Yapılarda Dikme Kalınlığının Deformasyon, Gerilme ve Ömür Üzerindeki Etkisi

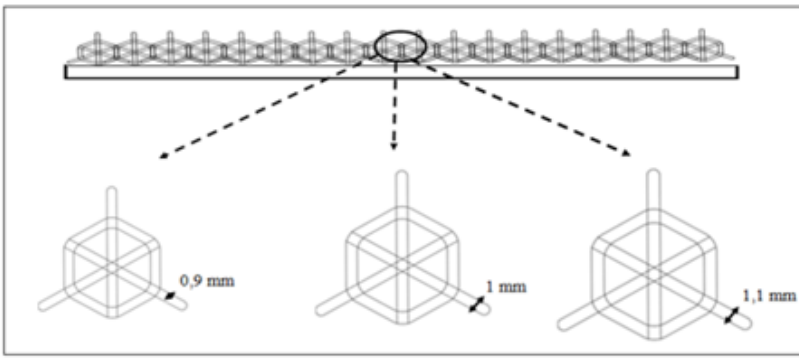
Bu bölümde birim kafes yapılarda dikme kalınlığının deformasyon, gerilme ve ömür üzerindeki etkileri tartışılmıştır. Tez çalışması boyunca BCC, Elmas ve OT kafes yapıları kullanılarak elde edilen plaklara uygulanan basma testi ve SEA sonuçları Şekil 5.50’de verildi. Şekil incelendiğinde 0,9 mm, 1 mm ve 1,1 mm birim kafes kalınlıkları ile ayrı ayrı oluşturulan BCC, Elmas, OT, BCC-Elmas, BCC-OT ve E-OT plaklarda dikme kalınlığı arttıkça daha iyi sonuçlar alındığı görülmektedir.

Kafes yapılarda dikme kalınlıkları yapının deformasyon davranışını ve gerilme konsantrasyonunu önemli ölçüde etkilemektedir (Zhang ve diğ., 2017). Bu kapsamda basma testleri ve SEA deformasyon ve gerilme açısından değerlendirildiğinde tüm plak modellerinde birim kafes yapının dikme kalınlığı arttıkça deformasyon ve gerilme miktarında azalmalar meydana gelmiştir. Bu durum kafes yapılarda dikme kalınlığı arttıkça eğilme direncinin artmasından kaynaklanır. Artan eğilme direnci ise kafes yapının daha az eğilmesine sebep

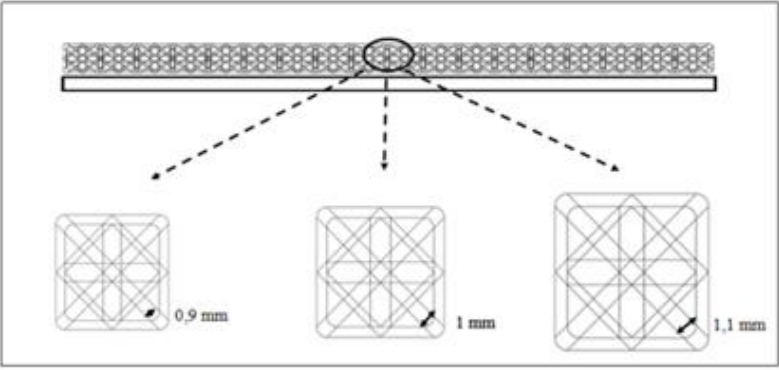
olarak plağın daha az deforme olmasını sağlamaktadır (Li vd. 2022). Arabnejad ve diğ., (2016) sabit gözeneklilikte dikme kalınlığı azaldıkça yapının sertlik ve mukavemetinde azalmalar meydana geldiğini belirtmiştir. Böylelikle daha kalın dikmeler yük altında daha düşük gerilme konsantrasyonlarına sahip olarak yapının daha geç hasara uğramasını sağlamaktadır. Öte yandan Qiu ve diğ., (2015) kafes yapılarda dikme kalınlığının artmasıyla birlikte deformasyon ve gerilmenin yapı üzerinde daha homojen bir yayılım gösterdiğini açıklamışlardır. Bunun sonucunda kafes yapıların bağlantı noktalarında azalan gerilme konsantrasyonları ile karşılaşılır. Böylelikle gerilme daha geniş bir alana yayılarak daha düşük deformasyon değerlerinin oluşmasına yol açar (Wang ve diğ., 2025). Bu sayede plağın çevrim sayısında artış gözlenerek daha uzun ömre sahip olur. Bu kuramlar tez boyunca elde edilen basma testi ve SEA sonuçlarını destekler niteliktedir. Ayrıca dikme kalınlığının artışıyla daha homojen bir hale gelen gerilme dağılımı plağın genel yük taşıma kapasitesini arttırarak gerilmenin bir noktada yoğunlaşmasını engellemiştir. Bu sayede daha büyük dikme kalınlığına sahip olan plaklar diğer plaklara oranla daha yüksek kuvvet değerlerine kadar dayanım göstermiştir.

Plak 3D görünüm				
Plak 2D görünüm				
	BCC Plaklar	BCC I	BCC II	BCC III
Basma Testi	Maksimum Kuvvet (N)	800	1050	1100
	Deformasyon (mm)	3,74	3,62	3,55
Sonlu Eleman Analizi	Toplam Deformasyon (mm)	1,5396	1,4812	1,4101
	Plak Deformasyonu (mm)	0,4578	0,46043	0,4354
	Maksimum Asal Gerilme (Mpa)	475,85	444,72	418,04
	Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	511,17	483	454,82
	Plagın Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	121,54	114,84	108,14
	Ömür (Çevrim Sayısı)	26435	28586	32271

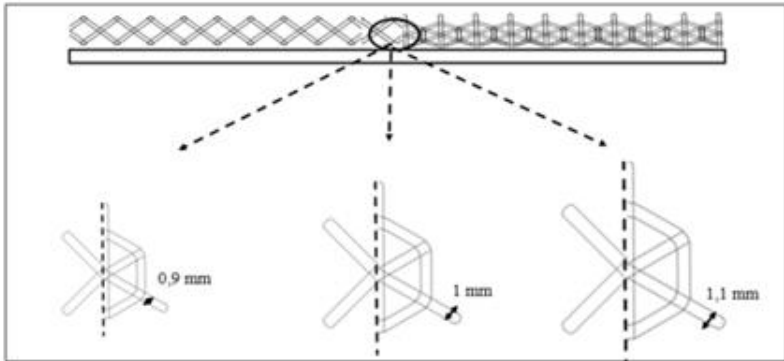
a)

Plak 3D görünüm				
Plak 2D görünüm				
Elmas Plaklar		E I	E II	E III
Basma Testi	Maksimum Kuvvet (N)	800	950	1550
	Deformasyon (mm)	3,67	3,34	3,08
Sonlu Eleman Analizi	Toplam Deformasyon (mm)	1,4945	1,4368	1,3849
	Plak Deformasyonu (mm)	0,43141	0,42984	0,4175
	Maksimum Asal Gerilme (Mpa)	450,58	404,96	387,86
	Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	487,29	457,15	427
	Plagın Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	113,84	106,93	101,81
	Ömür (Çevrim Sayısı)	29298	32423	40130

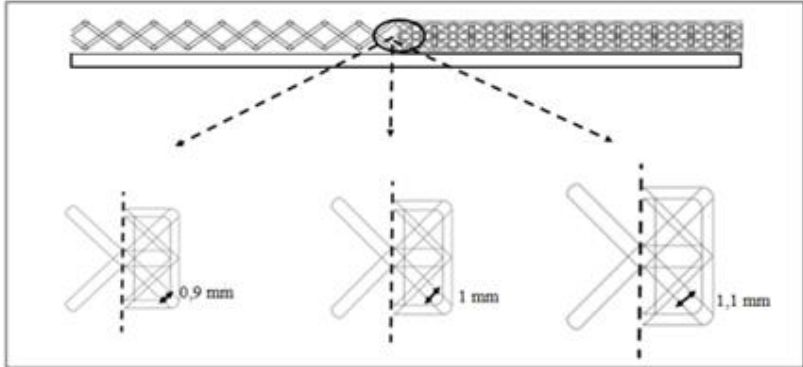
b)

Plak 3D görünüm				
Plak 2D görünüm				
OT Plaklar		OT I	OT II	OT III
Basma Testi	Maksimum Kuvvet (N)	1000	1450	2050
	Deformasyon (mm)	2,94	2,75	1,92
Sonlu Eleman Analizi	Toplam Deformasyon (mm)	0,93119	0,88933	0,85949
	Plak Deformasyonu (mm)	0,30047	0,28566	0,27744
	Maksimum Asal Gerilme (Mpa)	382,15	359,34	351,65
	Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	442,71	431,06	396,11
	Plagın Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	90,923	83,741	77,878
	Ömür (Çevrim Sayısı)	68662	73456	89073

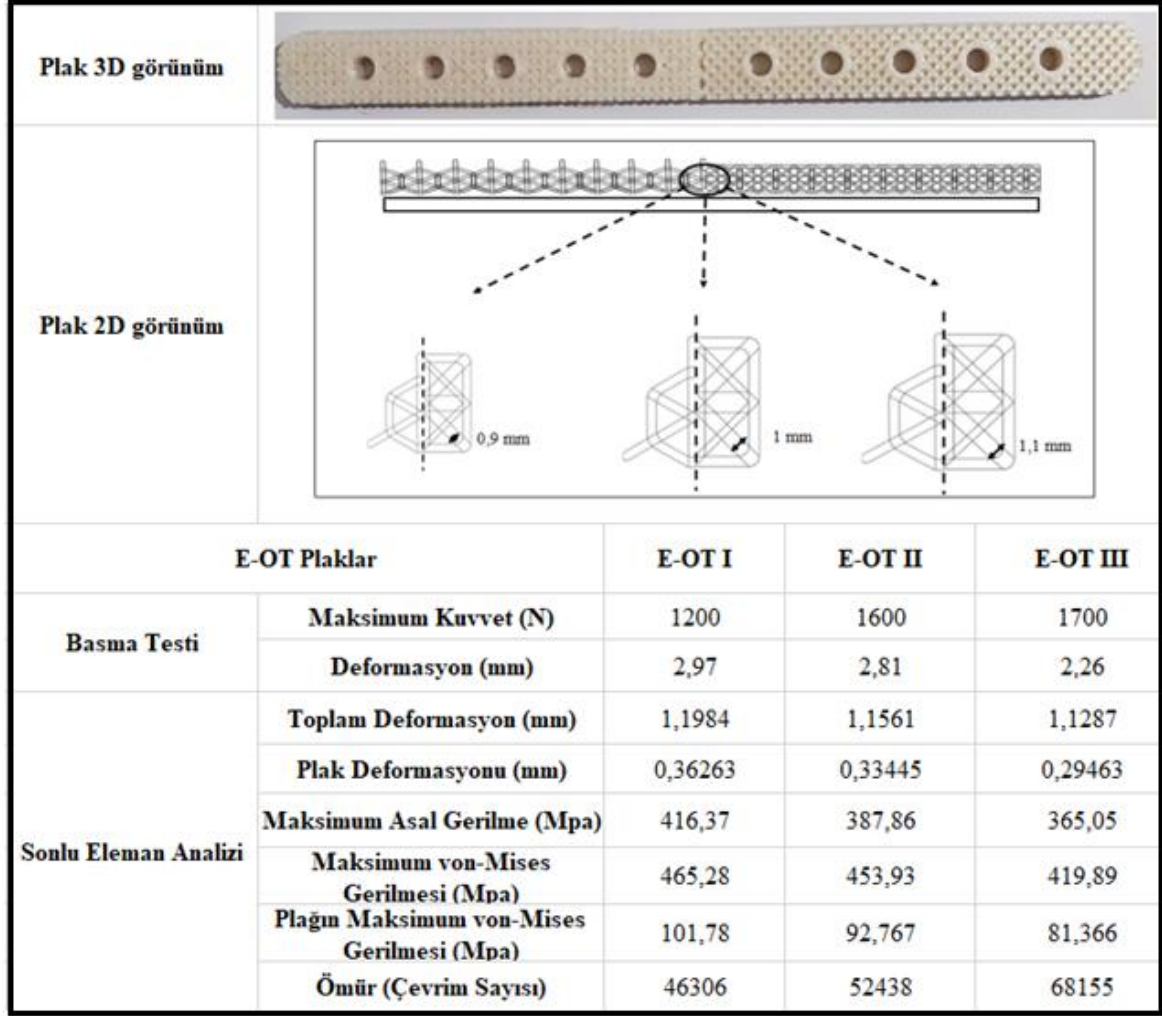
c)

Plak 3D görünüm				
Plak 2D görünüm				
BCC-E Plaklar		BCC-E I	BCC-E II	BCC-E III
Basma Testi	Maksimum Kuvvet (N)	950	1500	1650
	Deformasyon (mm)	3,7	3,42	3,24
Sonlu Eleman Analizi	Toplam Deformasyon (mm)	1,4842	1,4373	1,4061
	Plak Deformasyonu (mm)	0,4438	0,43049	0,41248
	Maksimum Asal Gerilme (Mpa)	447,48	429,05	408,62
	Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	493,18	474,01	447,87
	Plagın Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	118,54	110,27	104,23
	Ömür (Çevrim Sayısı)	28033	30969	35522

d)

Plak 3D görünüm				
Plak 2D görünüm				
BCC-OT Plaklar		BCC-OT I	BCC-OT II	BCC-OT III
Basma Testi	Maksimum Kuvvet (N)	1000	1550	1750
	Deformasyon (mm)	3,04	2,89	2,3
Sonlu Eleman Analizi	Toplam Deformasyon (mm)	1,2914	1,2177	1,1801
	Plak Deformasyonu (mm)	0,40906	0,34839	0,33423
	Maksimum Asal Gerilme (Mpa)	424,36	398,25	385,19
	Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	474,7	456,58	434,84
	Plağın Maksimum von-Mises Gerilmesi (Mpa)	107,25	98,816	86,294
	Ömür (Çevrim Sayısı)	39655	49996	64028

e)



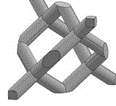
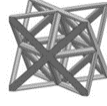
f)

Şekil 5. 50: Kafes yapılı plaklar ve montaj modellerine ait basma testi ve SEA sonuçlarının dikme kalınlığına göre sınıflandırılması a) BCC, b) Elmas, c) OT, d) BCC-E, e) BCC-OT ve f) E-OT kafes yapılı plaklar.

5.5.Kafes Yapılarda Dikme Sayısının Deformasyon, Gerilme ve Ömür Üzerindeki Etkisi

Bu bölümde kafes yapıların sahip olduğu dikme sayısının deformasyon, gerilme ve yorulma üzerindeki etkileri tartışılmıştır. Bu kapsamda Şekil 5.51’de BCC, Elmas ve OT kafes yapılarının birim hücrelerinde bulunan dikme sayıları verildi. Şekilden de anlaşılacağı üzere BCC birim hücresi 8, Elmas birim hücresi 17 ve OT birim hücresi 24 adet dikme yapısını içermektedir. Dikme sayısı plak boyunca dikkate alındığında BCC-E kafes yapılı plaklar BCC kafes yapılı plaklardan daha fazla dikme içerirken Elmas kafes yapılı plaklara göre daha az dikmeye sahiptir. Benzer şekilde BCC-OT kafes yapılı plaklar BCC kafes yapılı plaklarda daha

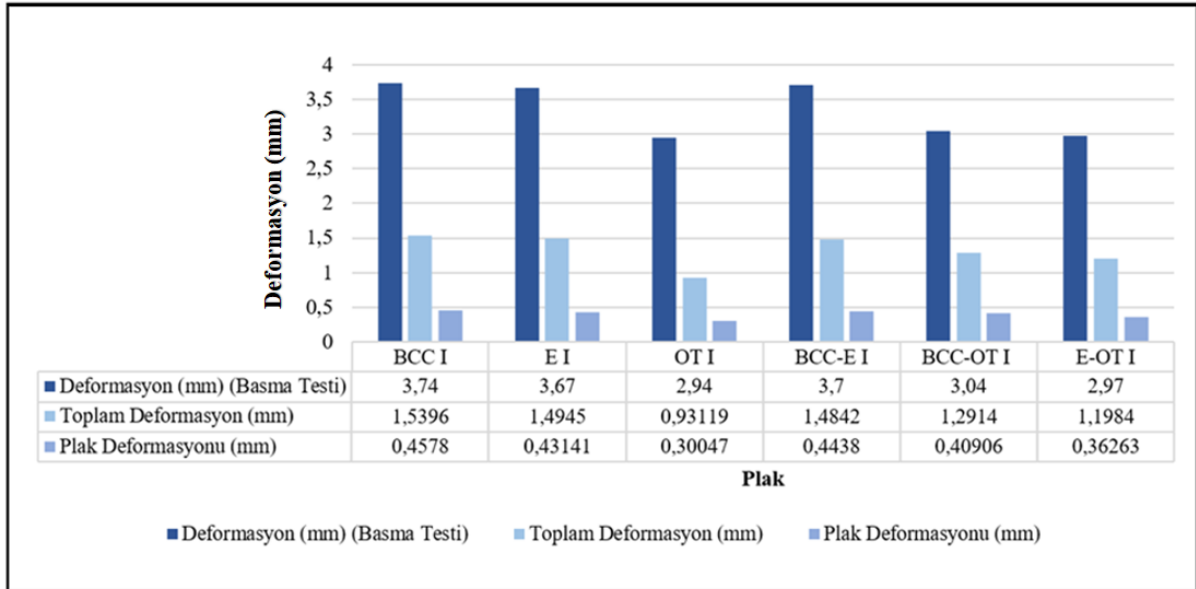
fazla, OT kafes yapılı plaklarda daha az dikme sayısına sahiptir. E-OT kafes yapılı plaklar ise Elmas kafes yapılı plaklardan daha fazla dikme içerirken OT kafes yapılı plaklara nispeten daha az dikme sayısına sahiptir.

Kafes Yapı	BCC	Elmas	OT
Birim Hücre			
Birim Hücre Dikme Sayısı	8	17	24

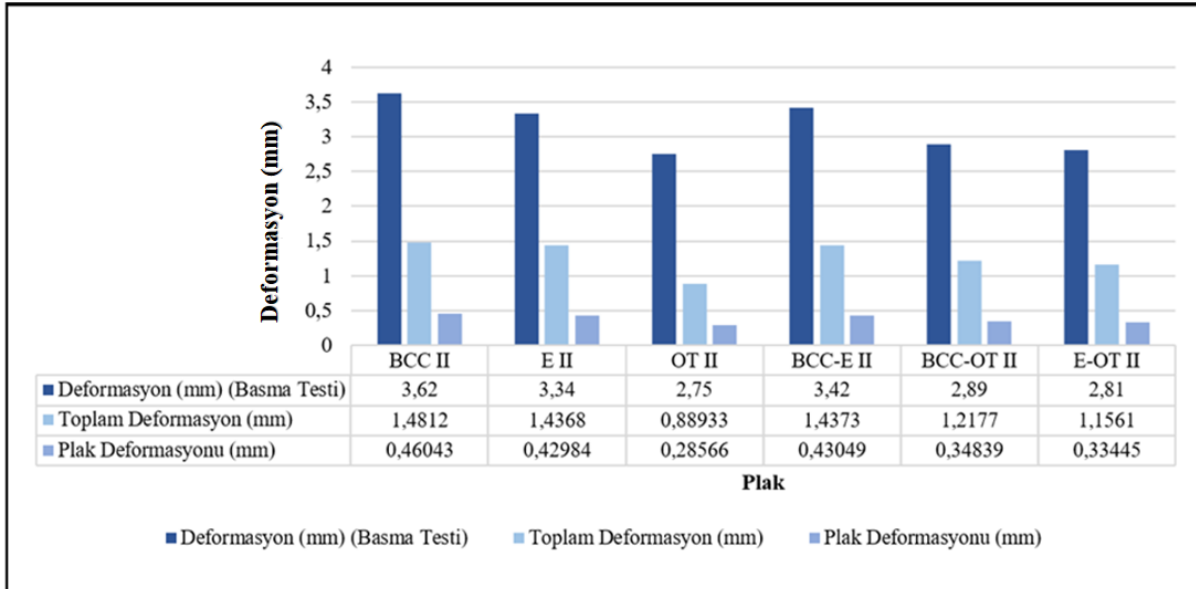
Şekil 5. 51: BCC, Elmas ve OT kafes yapılarının birim hücrelerinin içerdiği dikme sayıları.

Tez boyunca gerçekleştirilen basma testi ve SEA'ya ait deformasyon, gerilme ve yorulma (ömür) değerlerinin grafiksel gösterimi Şekil 5.52, Şekil 5.53 ve Şekil 5.54'te verildi. Bu doğrultuda Şekil 5.52, 0,9 mm, 1 mm ve 1,1 mm kafes yapılı plakların deformasyon değerlerini, Şekil 5.53, 0,9 mm, 1 mm ve 1,1 mm kafes yapılı plakların gerilme değerlerini ve Şekil 5.54 0,9 mm, 1 mm ve 1,1 mm kafes yapılı plakların ömür değerlerinin dikme sayısının değişimine bağlı olarak grafiksel karşılaştırmasını içermektedir. Grafikler incelendiğinde her üç birim kafes kalınlığı için de plağı oluşturun kafes yapılarda dikme sayısının artması sonucu deformasyon ve gerilme değerlerinde düşüş gözlenmiştir. Bu durum plağın daha fazla çevrime dayanarak daha uzun ömre sahip olacağına işaret etmiştir. Bunun esas sebebi birim kafes yapıda dikme sayısı arttıkça yükün daha geniş bir yüzey alanına yayılmasıdır (Leary ve diğ., 2016). Bu sayede her bir dikmeye uygulanan yük miktarı azalarak dikmelerde meydana gelen stres kalkanında hatırı sayılır bir azalma gözlenir (Li ve diğ., 2014). Stres seviyelerindeki bu azalma ise deformasyon miktarı üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir. Bu durum özellikle kanserli veya kemik gelişimi zayıf olan hastaların kırık tedavilerinde oldukça önem arz etmektedir. Kemik dokusu zayıflamış veya önemli ölçüde hasar almış bu hastalarda kafes yapılı plakların tercih edilmesi durumunda mekanik yük dengelenerek dayanaklılık ve biyolojik iyileşme anlamında büyük avantajlar sağlanır. Bunun yanı sıra Çeliktaş ve Toğrul, (2013) kafes yapılarda dikmelerin birleştiği kısımlar olan bağlantı noktalarının yük dağılımında önemli bir rol oynadığını belirtmişlerdir. Zira aynı bağlantı noktasına bağlanan dikmeler bağlantı noktasına uygulanan yük miktarının azalmasına neden olur. Böylelikle kafes yapılarda artan dikme sayısına bağlı olarak bağlantı noktası sayısının artacağına ve bu sayede yükün plak üzerinde daha homojen bir yayılım göstereceği sonucuna varılabilir. Öyle ki diğer plaklara nispeten daha

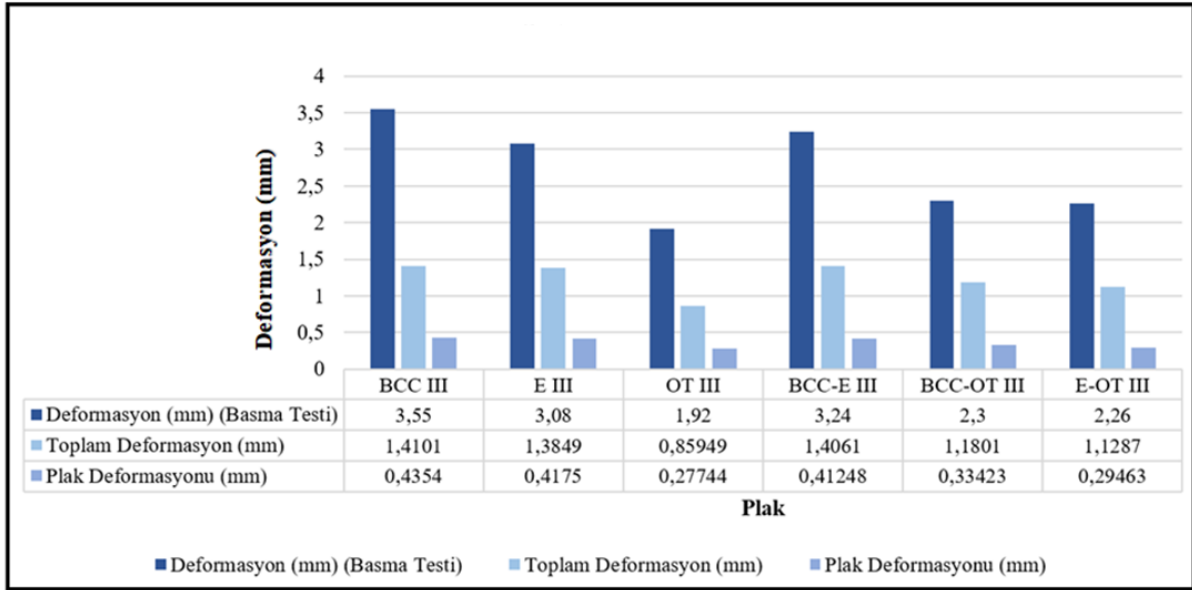
fazla dikmeye sahip olan OT kafes yapılı plağın 0,9 mm, 1 mm ve 1,1 mm dikme kalınlıkları için de daha düşük deformasyon ve gerilme değerlerini vererek daha fazla çevrimde yorulma sınırına ulaşmıştır. Bu yönüyle tez boyunca edinilen sonuçların literatür tarafından desteklendiği anlaşılmaktadır.



a)

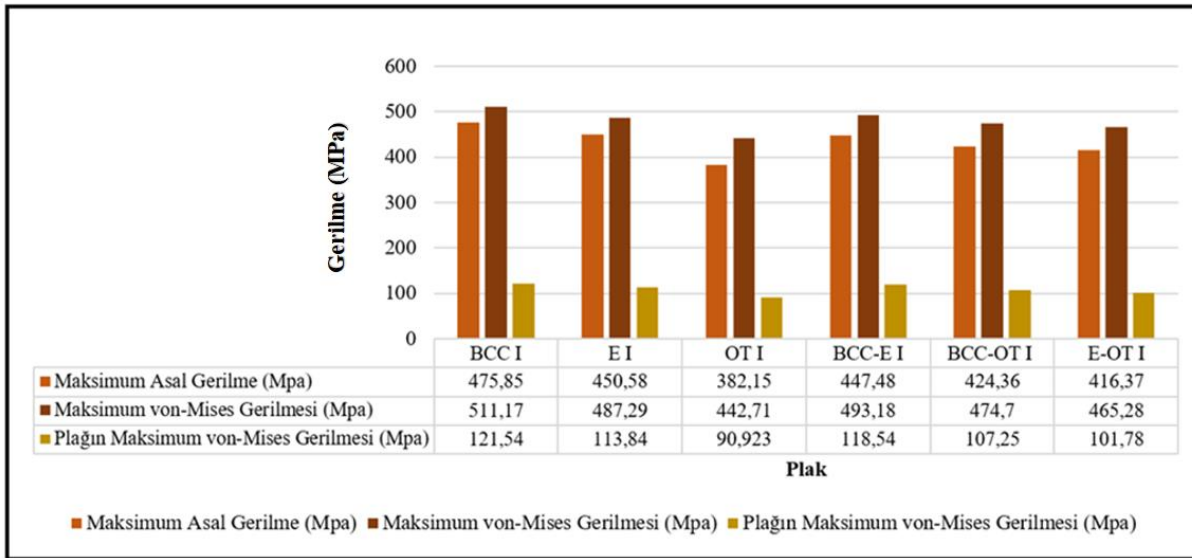


b)

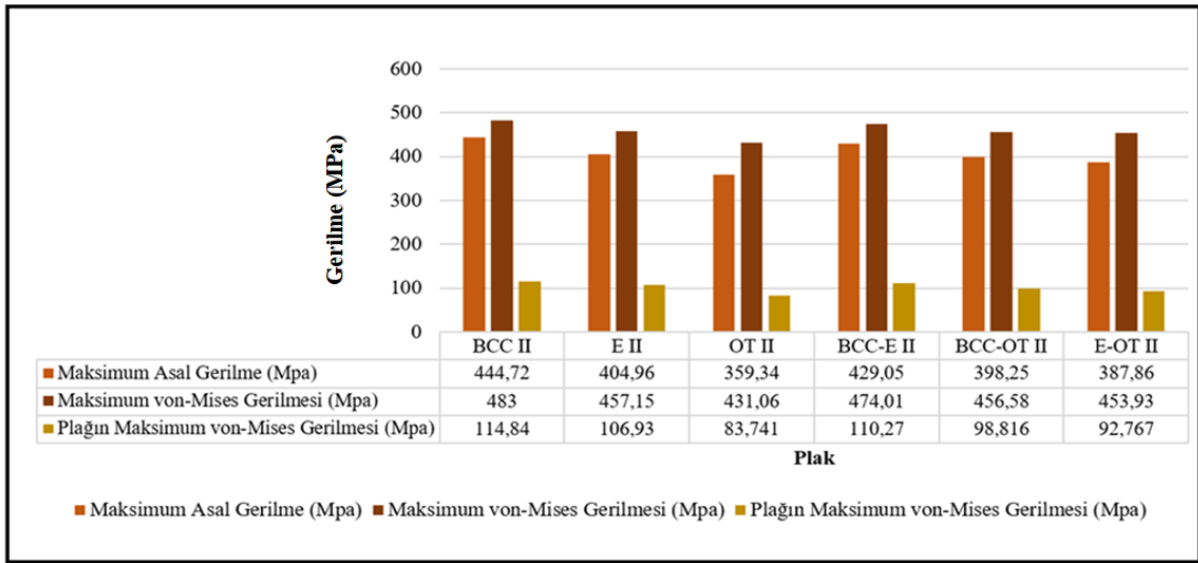


c)

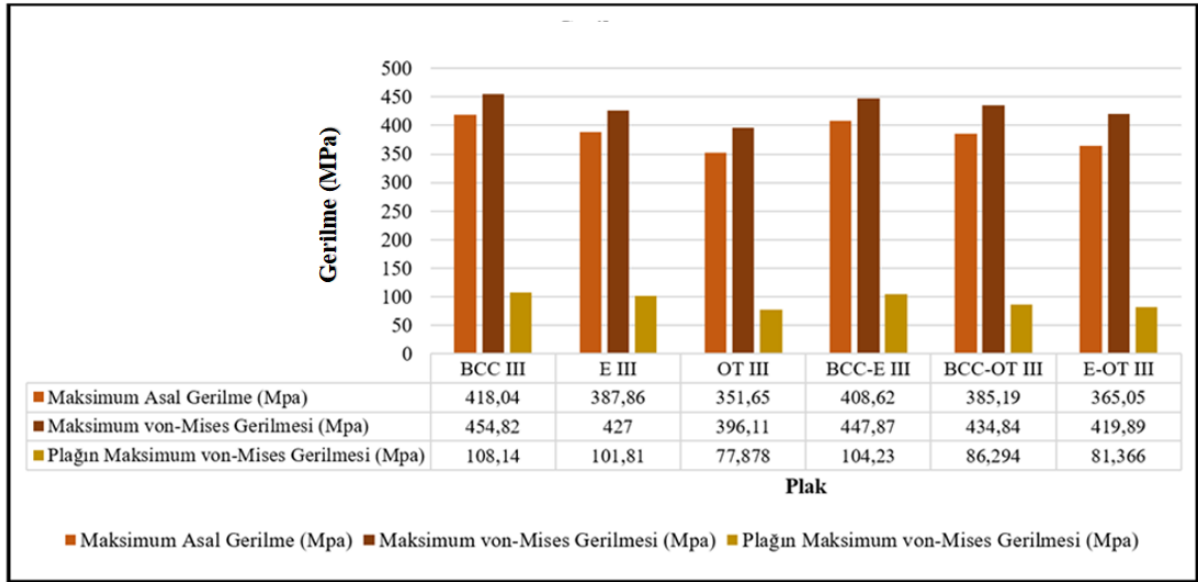
Şekil 5. 52: Kafes yapı plâklar ve montaj modellerinin deformasyon değerlerinin grafiksel gösterimi a) 0,9 mm, b) 1 mm ve c) 1,1 mm dikme kalınlıklı plâklar.



a)

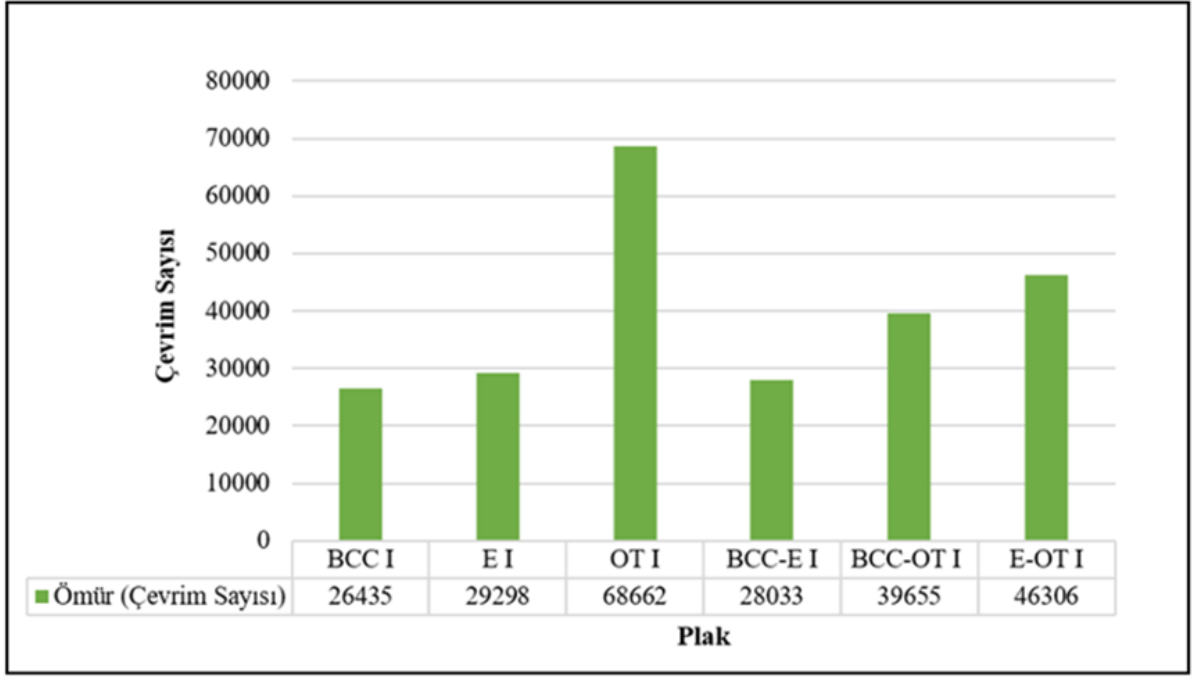


b)

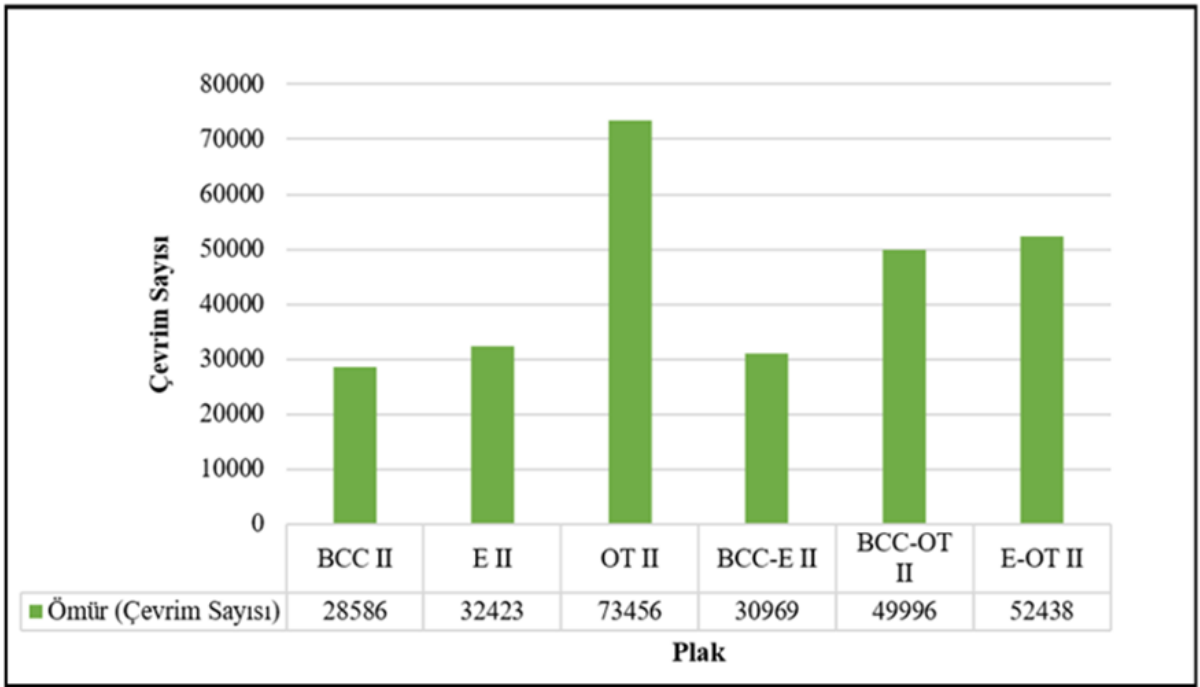


c)

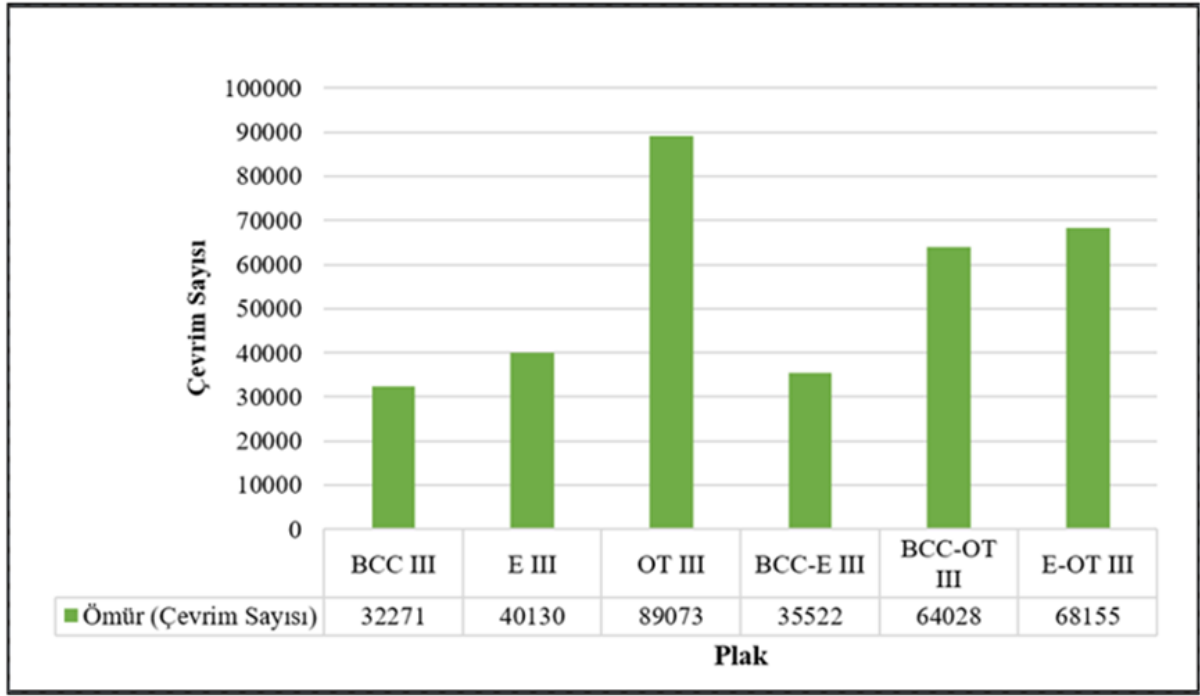
Şekil 5. 53. Kafes yapılı plaklar ve montaj modellerinin gerilme değerlerinin grafiksel gösterimi a) 0,9 mm, b) 1 mm ve c) 1,1 mm dikme kalınlıklı plaklar.



a)



b)

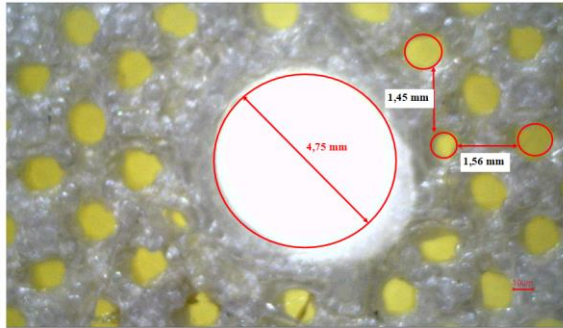


c)

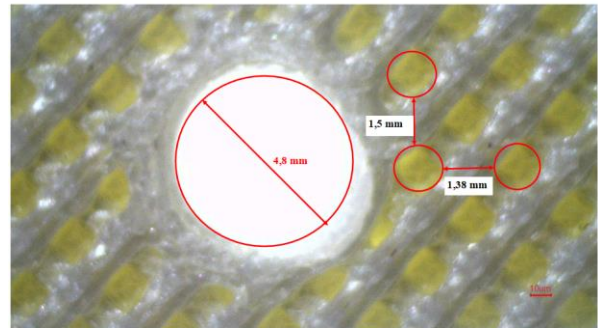
Şekil 5. 54: Kafes yapılı plakların ömür değerlerinin grafiksel gösterimi a) 0,9 mm, b) 1 mm ve c) 1,1 mm dikme kalınlıklı plaklar.

5.6. Kafes Yapılı Plakların Boyut Hassasiyeti

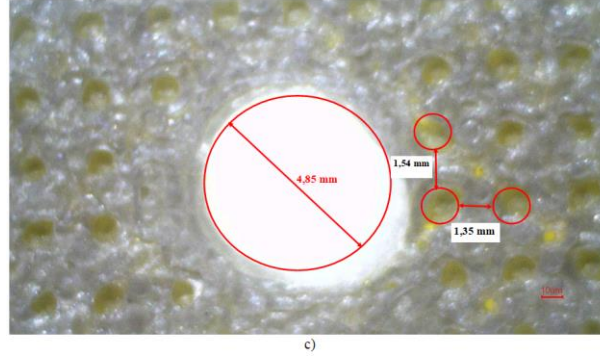
Bu bölümde kafes yapılı plaklarda meydana gelen boyutsal sapma değerlerinin belirlenmesi için alınan ölçüler verildi. Şekil 5.55'te 1 mm dikme kalınlıklı kafes yapılar ile oluşturulan BCC II, E II ve OT II plaklara ait mikroskop görüntüleri verildi. Diğer plakların mikroskop görüntüleri verilmeyip Şekil 5.56'da tüm plakların en ve vida deliği çap ölçüleri ile sapma miktarları belirtilmiştir. Şekil 5.57'de ise kafes yapıları oluşturan dikmeler arasındaki yatay ve dikey mesafe ölçüleri ile sapma miktarları verildi.



a)



b)



Şekil 5. 55: Tek kafes yapılı 1 mm dikme kalınlıklı plaklara ait mikroskop görüntüleri a) BCC, b) Elmas ve c) OT kafes yapılı plaklar.

PLAK	DİKME KALINLIĞI (mm)	VİDA DELİĞİ ÇAPI(mm)			PLAK EN UZUNLUĞU (mm)		
		BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)	BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)
BCC	0,9	5	4,85	3%	15	14,7	2%
	1	5	4,75	5%	15	14,85	1%
	1,1	5	4,9	2%	15	14,8	1%
ELMAS	0,9	5	4,8	4%	15	14,75	2%
	1	5	4,8	4%	15	14,85	1%
	1,1	5	4,85	3%	15	14,9	1%
OT	0,9	5	4,75	5%	15	14,8	1%
	1	5	4,85	3%	15	15	0%
	1,1	5	4,85	3%	15	14,9	1%

a)

PLAK	PLAK KISMI	DİKE KALINLIĞI (mm)	VİDA DELİĞİ ÇAPI (mm)			PLAK EN UZUNLUĞU (mm)		
			BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)	BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)
BCC-Elmas	BCC	0,9	5	4,8	4%	15	14,7	2%
		1	5	4,85	3%	15	15,3	-2%
		1,1	5	4,9	2%	15	14,9	1%
	Elmas	0,9	5	4,8	4%	15	14,7	2%
		1	5	4,85	3%	15	14,7	2%
		1,1	5	4,9	2%	15	15,2	-1%
BCC-OT	BCC	0,9	5	4,55	9%	15	15,4	-3%
		1	5	4,75	5%	15	14,7	2%
		1,1	5	4,8	4%	15	14,9	1%
	OT	0,9	5	4,7	6%	15	14,7	2%
		1	5	4,75	5%	15	15	0%
		1,1	5	4,9	2%	15	14,9	1%
Elmas-OT	Elmas	0,9	5	4,65	7%	15	15	0%
		1	5	4,8	4%	15	14,9	1%
		1,1	5	4,85	3%	15	14,7	2%
	OT	0,9	5	4,6	8%	15	14,9	1%
		1	5	4,7	6%	15	15,5	-3%
		1,1	5	4,75	5%	15	14,7	2%

b)

Şekil 5. 56: Kafes yapılı plakların en ve vida deliği çap ölçüleri ile sapma miktarları a) tek kafes yapılı ve b) iki farklı kafes yapılı plaklar.

PLAK	DİKME KALINLIĞI (mm)	GÖZENEKLER ARASI YATAY MESAFE			GÖZENEKLER ARASI DİKEY MESAFE		
		BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)	BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)
BCC	0,9	1,48	1,57	6%	1,39	1,48	6%
	1	1,52	1,56	3%	1,41	1,45	3%
	1,1	1,6	1,62	1%	1,44	1,46	1%
ELMAS	0,9	1,33	1,39	5%	1,42	1,49	5%
	1	1,35	1,38	2%	1,46	1,5	3%
	1,1	1,41	1,42	1%	1,5	1,53	2%
OT	0,9	1,23	1,28	4%	1,47	1,52	3%
	1	1,28	1,35	5%	1,51	1,54	2%
	1,1	1,32	1,36	3%	1,56	1,59	2%

a)

PLAK	PLAK KISMI	DİKME KALINLIĞI (mm)	GÖZENEKLER ARASI YATAY MESAFE			GÖZENEKLER ARASI DİKEY MESAFE		
			BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)	BDT Ölçüsü (mm)	Mikroskop Ölçüsü (mm)	Sapma (%)
BCC-Elmas	BCC	0,9	1,4	1,51	8%	1,56	1,64	5%
		1	1,56	1,64	5%	1,69	1,75	4%
		1,1	1,72	1,8	5%	1,78	1,82	2%
	Elmas	0,9	1,27	1,35	6%	1,16	1,21	4%
		1	1,32	1,4	6%	1,19	1,23	3%
		1,1	1,4	1,44	3%	1,29	1,33	3%
BCC-OT	BCC	0,9	1,56	1,61	3%	1,69	1,79	6%
		1	1,6	1,65	3%	1,76	1,82	3%
		1,1	1,71	1,75	2%	1,8	1,84	2%
	OT	0,9	1,12	1,16	4%	1,41	1,47	4%
		1	1,19	1,23	3%	1,46	1,5	3%
		1,1	1,25	1,26	1%	1,57	1,62	3%
Elmas-OT	Elmas	0,9	1,3	1,37	5%	1,26	1,31	4%
		1	1,35	1,39	3%	1,32	1,35	2%
		1,1	1,39	1,42	2%	1,34	1,37	2%
	OT	0,9	1,2	1,24	3%	1,19	1,26	6%
		1	1,28	1,31	2%	1,24	1,3	5%
		1,1	1,33	1,35	2%	1,31	1,34	2%

b)

Şekil 5. 57: Kafes yapıları oluşturan dikmeler arasındaki yatay ve dikey mesafe ölçüleri ile sapma miktarları a) tek kafes yapılı ve b) iki farklı kafes yapılı plaklar.

Şekiller incelendiğinde BDT ve mikroskop ölçüleri arasında bir miktar sapma meydana geldiği görülmektedir. Bu sapmaya sebebiyet veren esas faktör plakların ölçülerinde üretim süreci boyunca tolerans, malzeme özellikleri ve çevresel faktörlerden dolayı değişiklikler gözlenmesidir (Morse ve diğ., 2018). İmalat sürecinde parçada meydana gelebilecek olan hataların kabul edilebilir miktarını ifade eden tolerans kafes yapının refleksif ve simetrik düzeni ile doğrudan ilişkilidir (Grygiel ve Radeleckı, 2013). Kafes yapılarda toleransı etkileyen faktörler ise hücre geometrisi, dolgu oranı, katman kalınlığı ve dikme yapı tasarımı olarak sıralanabilir (Khan ve Riccio, 2024). Tez kapsamında elde edilen sonuçlar hücre geometrisi ve dolgu oranı açısından değerlendirildiğinde dolgu oranı daha yüksek olan kafes yapıların daha düşük oranda sapmaya uğradığı gözlenmiştir. Bu doğrultuda tek kafes yapısı ile oluşturulan plaklardan OT kafes yapılı plağın diğer plaklara nispeten daha az sapmaya sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bunun sebebi birim kafes yapılarda dolgu oranı arttıkça yüzey

alanı/hacim oranının azalmasıdır. Korkmaz ve diğ., (2022) kafes yapılarda toleransı etkileyen bir diğer etmenin kafes yapıları oluşturan dikmelerin kalınlıkları olduğunu belirtmişlerdir. Öyle ki sapma değerleri ile tolerans arasında ilişki kurulduğunda kafes yapılarda simetrik düzen ve dikme kalınlığının artmasıyla sapma miktarında azalma gözlenmiştir. Tez boyunca belirtildiği üzere OT kafes yapısı diğer kafes yapılara oranla daha fazla dikmeye sahip olması sebebiyle daha düzenli bir simetriye sahiptir (Watts, 2020). Bunun sonucunda OT kafes yapısı ile elde edilen plakların toleransa karşı daha kararlı olduğu doğrulanmıştır. Ayrıca tüm plak modellerinde artan dikme kalınlığı ile plakların sapma miktarında azalma meydana gelmiştir.

Kafes yapılarda toleransı etkileyen en önemli faktörlerden biri gözenekler arası yatay ve dikey mesafedir. Şekil 5.57'den de görüleceği üzere BCC, Elmas, OT, BCC-E, BCC-OT ve E-OT kafes yapıları ile oluşturulan plaklarda dikme kalınlığı arttıkça gözenekler arasındaki yatay ve dikey mesafede artışlar görülmüştür. Bu artışlar, BDT ve mikroskop ölçüleri arasındaki sapma miktarlarında düşüşlerin meydana gelmesini sağlamıştır. Bu durum sonucunda birim kafes yapıların yapısal bütünlüğü korunarak plağın mukavemet ve fonksiyonelliğinin iyileştiği sonucuna ulaşılmıştır.

Kafes yapıları plaklarda sapmaların oluşumuna sebep olan çevresel etmenler arasında ise 3D yazıcıya bağlı meydana gelen sıcaklık değişimi, nem oranı, titreşimler ve hava akımı sayılabilir (Livolsi ve diğ., 2021). Plakların baskı sürecini ve kalitesini önemli ölçüde etkileyen bu faktörler, üretim sırasında çekme ve büzülmelere sebebiyet verir. Çekme ve büzülmeler kaynaklı plak üzerinde hem görsel hem de işlevsel hatalar ortaya çıkar. Bu hatalardan en yaygın olanları katman ayrılması, katman izleri, yüzey süreksizliği, çatlaklar ve boşluklar, yüzey kusurları ve deformasyonlardır (Wang ve diğ., 2022). Özellikle dikme yapılarının bağlantı noktalarında rastlanan bu hatalar, kafes yapının sahip olduğu dolgu oranı, dikme sayısı ve dikme kalınlığının değişimine oldukça bağlıdır. Bu kapsamda Şekil 5.56 ve Şekil 5.57'de verilen sapma değerleri bu açıdan değerlendirildiğinde diğer plaklara oranla daha düşük oranda saptanmış OT kafes yapıları plaklarda bu hatalar daha az gözlenmiştir. Bunun yanı sıra plakları oluşturan kafes yapılarda dikme kalınlığı arttıkça sapma miktarlarında düşüşler saptanmıştır. Bu sonuçtan yola çıkıldığında daha kalın dikme kalınlığı ile elde edilen plakların çevresel faktörlerden daha az etkilendiği sonucuna ulaşılabilir.

6. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada kafes yapılar ile üretilen femur plaklarının stres kalkanına etkileri incelenmiştir. Bu kapsamda femur plağı Eİ teknolojisi kullanılarak katı formda ve kafes yapıları formda oluşturulmuştur. Kafes yapıları plaklar tasarlanırken plağın alt katmanı kafes yapısının kemik dokuya hasar vermesinin önüne geçmek ve tedavi sonrası plağın kolay bir şekilde sökülebilmesi için katı formda oluşturuldu. Üst katmanda ise ayrı ayrı 0,9 mm, 1 mm ve 1,1 mm dikme kalınlıklı BCC, Elmas, OT, BCC-E, BCC-OT ve E-OT kafes yapıları tercih edildi. Daha sonra BDT ortamında plakların kırık femur kemiği ile montajı gerçekleştirilmiştir. Elde edilen plaklar ve montaj modelleri üzerine basma testleri, SEA ve mikroskop deneyleri uygulanmıştır. Çalışma sonucunda ulaşılan genel sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Basma testleri sonucunda kafes yapıları plakların KP'a göre daha düşük deformasyon değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Bunun nedeni kafes yapıları sahip olduğu gözeneklilik özelliği sayesinde plağa aktarılan kuvveti daha dengeli bir şekilde yaymasıdır.
- Kafes yapıları plakların basma testi sonuçları karşılaştırıldığında ise birim hücrede gözeneklilik miktarı ve dikme sayısı arttıkça plağın daha yüksek kuvvet değerlerine ulaştığı görülmüştür. Bu doğrultuda diğer kafes yapılarına nispeten daha fazla gözenekliliğe ve dikme sayısına sahip olan OT kafes yapısı ile oluşturulan plakların basma testinde diğer plaklardan daha iyi performans sergilediği belirlenmiştir. Bunun yanı sıra kafes yapıları plakların basma testi sonuçları dikme kalınlığı göz önünde bulundurularak incelendiğinde tüm plak modellerinde 1,1 mm dikme kalınlığına sahip plakların 0,9 mm ve 1 mm dikme kalınlıklı plaklardan daha az deforme olduğu görülmüştür.
- Basma testi sonuçları iki farklı kafes yapısı kullanılarak elde edilen plaklar açısından değerlendirildiğinde ise her üç kalınlık değerinde de E-OT plağın BCC-E ve BCC-OT plaklarından daha yüksek kuvvet sınırlarına ulaşarak daha az deformasyona uğradığı sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca BCC-E plaklar BCC plaklara göre daha az deforme olurken Elmas plaklardan daha fazla deformasyona uğramıştır. Benzer şekilde BCC-OT plaklar BCC plaklara göre daha az deforme olurken OT plaklardan daha fazla deforme olmuştur. E-OT plaklar ise Elmas plaklardan daha az deforme olurken OT plaklardan daha fazla deforme olmuştur.

- SEA sonucunda elde edilen veriler değerlendirildiğinde KP montaj modelinin 2,3733 mm deformasyona ve 1050,4 MPa maksimum von-Mises gerilme değerine sahip olduğu görülmektedir. KP üzerinde ise 0,8566 mm deformasyon, 213,88 MPa maksimum von-Mises gerilme değeri kaydedilmiştir. Buna karşılık kafes yapılar kullanılarak oluşturulan plaklarda yükün dikmeler sayesinde tüm plağa eşit bir biçimde yayılması sonucu gerilme konsantrasyonları azalarak deformasyon değerlerinde düşüşler belirlenmiştir.
- Kafes yapıları plaklar ve montaj modellerinin SEA göz önüne alındığında kafes yapılarda dikme sayısının artması sonucu deformasyon ve gerilme değerlerinde düşüş gözlenmiştir. Öyle ki plaklar içinde en fazla dikme sayısına sahip olan OT kafes yapıları plaklar ve montaj modellerinde diğer modellere oranla daha az deformasyon ve gerilme ölçülmüştür. Bu durum dikme sayısının artması ile yükün daha geniş bir yüzey alanına yayılmasından kaynaklanır. Ayrıca analiz sonuçları dikme kalınlıkları dikkate alınarak incelendiğinde tüm plak modellerinde dikme kalınlığı arttıkça gerilme dağılımı plak üzerinde daha homojen bir hal alarak deformasyon miktarında düşüşlere sahne hazırlamıştır.
- SEA, iki farklı kafes yapı kullanılarak elde edilen plaklar için yorumlandığında E-OT kafes yapıları plakların BCC-E ve BCC-OT kafes yapıları plaklardan daha düşük gerilme ve deformasyon değerlerine sahip olduğu saptanmıştır.
- SEA kapsamında gerçekleştirilen yorulma ömür analizleri sonuçlarında ise azalan deformasyon ve gerilme değerleri ile plağın daha fazla çevrime dayanarak daha uzun bir ömre sahip olacağı anlaşılmıştır.
- Femur kırıklarının tedavisinde kafes yapıları plakların kullanılması özellikle kanserli veya kemik gelişimi zayıf olan hastaların tedavilerinde devrim niteliği taşıyacağı düşünülmektedir. Kemik dokusu zayıflamış veya önemli ölçüde hasar almış bu hastalarda plağın mekanik yükü dengelemesi sayesinde iyileşme süreci boyunca hastanın konfor düzeyini arttıracaktır.
- Basma testleri ile SEA arasında ilişki kurulduğunda, deneysel bir yöntem olan basma testi sonuçları ile bir simülasyon programı olan SEA sonuçları arasında doğrulayıcı bir ilişki olduğu sonucuna varılmıştır.
- Kafes yapılarda boyut hassasiyetini belirlemek için yapılan mikroskop deneylerinde BDT ve mikroskop ölçüleri arasında belirli oranlarda sapma meydana gelmiştir. Bu sapma miktarı kafes yapılarda simetrik düzen, birim yoğunluk ve dikme kalınlığının

artmasıyla azalış göstermiştir. Deney sonuçları göz önünde bulundurulduğunda diğer kafes yapılı plaklara oranla daha fazla dikmeye sahip olan OT kafes yapılı plaklarda daha az miktarda sapma meydana gelmiştir. Bu sonuç OT kafes yapılı plakların daha yüksek tolerans değerlerine sahip olduğu anlamı taşımaktadır.

Sonuç olarak kemik implantlarında kafes yapıların kullanılması durumunda, stres kalkını önemli ölçüde azalarak tedavi sürecinde kemik dokusunun daha sağlıklı bir şekilde büyümesi sağlanmaktadır. Bu bulgular kafes yapılı implantların biyomedikal alanda kullanım potansiyelini artırmakta ve gelecekteki tasarımlar için önemli bir referans oluşturmaktadır. Bu kapsamda;

- Bu plaklar, metal 3D yazıcı kullanılarak yüksek hassasiyetle ve hastanın anatomisine özel olarak tasarlanabilir; bu özellikleri sayesinde, geleneksel yöntemlerle imal edilen standart tedavi plaklarının yerini alarak fonksiyonel uyumu artırmakla birlikte tedavi sürecini daha etkili ve kişiselleştirilmiş hâle getirebilir.
- Hastalık türüne, kemik yapısına ve hastanın bireysel ihtiyaçlarına uygun olacak şekilde bu plakların tasarımları özelleştirilebilir; böylece tedavi sürecinde maksimum uyum ve etkinlik sağlanarak iyileşme süreci hızlandırılabilir.
- Metal alerjisi bulunan hastalarda, geleneksel metal implantlar yerine biyoyumlu malzemelerden üretilen bu tür özel plaklar tercih edilebilir; bu sayede alerjik reaksiyon riskleri minimize edilerek hastanın konforu ve tedavi başarısı artırılabilir.
- Ayrıca bu tasarımlar farklı plaklar için de geliştirilebilir.

KAYNAKLAR

Açar, G., & Digilli, B. (2021). Kuru femur kemiklerinde kollodiyafiz (inklinasyon) açısı ile diğer osteometrik ölçümler arasındaki ilişki ve klinik önemi. *Antropoloji*, (41), 87-98.

Ahmadi, S. M., Campoli, G., Yavari, S. A., Sajadi, B., Wauthlé, R., Schrooten, J., ... & Zadpoor, A. A. (2014). Mechanical behavior of regular open-cell porous biomaterials made of diamond lattice unit cells. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 34, 106-115.

Akgül, M. B. (2014). Kedilerde femur'un orta diyafizer transversal kırıklarının biyoçözünebilir ve titanyum mini plaka ile osteosentezi sonrası kırık iyileşmelerinin klinik ve radyolojik olarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi (Doctoral dissertation, Bursa Uludag University (Turkey)).

Alkhatib, S. E., Tarlochan, F., Mehboob, H., Singh, R., Kadirgama, K., & Harun, W. S. B. W. (2019). Finite element study of functionally graded porous femoral stems incorporating body-centered cubic structure. *Artificial organs*, 43(7), E152-E164.

Almesmari, A., Sheikh-Ahmad, J., Jarrar, F., & Bojanampati, S. (2023). Optimizing the specific mechanical properties of lattice structures fabricated by material extrusion additive manufacturing. *Journal of materials research and technology*, 22, 1821-1838.

Altıparmak, S. C., Yardley, V. A., Shi, Z., & Lin, J. (2022). Extrusion-based additive manufacturing technologies: State of the art and future perspectives. *Journal of Manufacturing Processes*, 83, 607-636.

Aminzadeh, M., & Kurfess, T. (2016, June). Vision-based inspection system for dimensional accuracy in powder-bed additive manufacturing. In *International manufacturing science and engineering conference* (Vol. 49903, p. V002T04A042). American Society of Mechanical Engineers.

Appelqvist, H. (2024). A literature study of the etching process on nickel-and titanium-based superalloys-The chemical reactions at the metal-liquid interface.

Arabnejad, S., Johnston, R. B., Pura, J. A., Singh, B., Tanzer, M., & Pasini, D. (2016). High-strength porous biomaterials for bone replacement: A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints. *Acta biomaterialia*, 30, 345-356.

Asgharpour, Z., Fressmann, D., Schuller, E., & Peldschus, S. (2011). Implementation of a Strain Rate Dependent Human Bone Model. In 8th European LS-DYNA Users Conference, Strasbourg.

Augat, P., & von Rüden, C. (2018). Evolution of fracture treatment with bone plates. *Injury*, 49, S2-S7.

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, 105735.

Bala, Y., Zebaze, R., & Seeman, E. (2015). Role of cortical bone in bone fragility. *Current opinion in rheumatology*, 27(4), 406-413.

Bandyopadhyay, A., Ciliveri, S., & Bose, S. (2022). Metal additive manufacturing for load-bearing implants. *Journal of the Indian Institute of Science*, 102(1), 561-584.

Benady, A., Meyer, S. J., Golden, E., Dadia, S., & Levy, G. K. (2023). Patient-specific Ti-6Al-4V lattice implants for critical-sized load-bearing bone defects reconstruction. *Materials & Design*, 226, 111605.

Bonnard, R., Hascoët, J. Y., & Mognol, P. (2019). Data model for additive manufacturing digital thread: State of the art and perspectives. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 32(12), 1170-1191.

Burnard, J. L., Parr, W. C., Choy, W. J., Walsh, W. R., & Mobbs, R. J. (2020). 3D-printed spine surgery implants: a systematic review of the efficacy and clinical safety profile of patient-specific and off-the-shelf devices. *European Spine Journal*, 29, 1248-1260.

Campbell, J. E., Gaiser-Porter, M., Gu, W., Ooi, S., Burley, M., Dean, J., & Clyne, T. W. (2022). Indentation plastometry of very hard metals. *Advanced Engineering Materials*, 24(7), 2101398.

Ceddia, M., Solarino, G., Tucci, M., Lamberti, L., & Trentadue, B. (2024). Stress analysis of tibial bone using three different materials for bone fixation plates. *Journal of Composites Science*, 8(9), 334.

Cerniglia, D., Scafidi, M., Pantano, A., & Rudlin, J. (2015). Inspection of additive-manufactured layered components. *Ultrasonics*, 62, 292-298.

Chandra, G., Pandey, A., & Pandey, S. (2020). Design of a biodegradable plate for femoral shaft fracture fixation. *Medical engineering & physics*, 81, 86-96.

Chang, A., Breeland, G., Black, A. C., & Hubbard, J. B. (2023). Anatomy, bony pelvis and lower limb: femur. In *StatPearls* [Internet]. StatPearls Publishing.

Charalampous, P., Kostavelis, I., & Tzovaras, D. (2020). Non-destructive quality control methods in additive manufacturing: a survey. *Rapid Prototyping Journal*, 26(4), 777-790.

Chen, L. Y., Cui, Y. W., & Zhang, L. C. (2020). Recent development in beta titanium alloys for biomedical applications. *Metals*, 10(9), 1139.

Chen, L. Y., Liang, S. X., Liu, Y., & Zhang, L. C. (2021). Additive manufacturing of metallic lattice structures: Unconstrained design, accurate fabrication, fascinated performances, and challenges. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 146, 100648.

Chiarilli, M. G., Delli Pizzi, A., Mastrodicasa, D., Febo, M. P., Cardinali, B., Consorte, B., ... & Cannataro, G. (2021). Bone marrow magnetic resonance imaging: physiologic and pathologic findings that radiologist should know. *La radiologia medica*, 126, 264-276.

Choi, J., & Chae, T. S. (2015). Effective stiffness and effective compressive yield strength for unit-cell model of complex truss. *International Journal of Mechanics and Materials in Design*, 11(1), 91-110.

Collinge, C. A., Hymes, R., Archdeacon, M., Streubel, P., Obrebskey, W., Weber, T., ... & Proximal Femur Working Group of the Southeast Trauma Consortium. (2016). Unstable proximal femur fractures treated with proximal femoral locking plates: a retrospective, multicenter study of 111 cases. *Journal of orthopaedic trauma*, 30(9), 489-495.

Collinge, C. A., Reeb, A. F., Rodriguez-Buitrago, A. F., Archdeacon, M. T., Beltran, M. J., Gardner, M. J., ... & Tibbo, M. (2023). Analysis of 101 mechanical failures in distal femur fractures treated with 3 generations of precontoured locking plates. *Journal of orthopaedic trauma*, 37(1), 8-13.

Cooke, S., Ahmadi, K., Willerth, S., & Herring, R. (2020). Metal additive manufacturing: Technology, metallurgy and modelling. *Journal of Manufacturing Processes*, 57, 978-1003.

Çatakdere, M. (2022). Diyafer femur kırıklarında yeni tasarım s-plak ile düz-plakların biyomekanik yönden karşılaştırılması: EX vivo çalışma (Master's thesis, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü).

Çeliktas, M., & Toğrul, E. (2013). Total kalça artroplastisi femoral komponent uygulama teknikleri. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 12, 219-224.

Dalpadulo, E., Pini, F., & Leali, F. (2020). Integrated CAD platform approach for Design for Additive Manufacturing of high performance automotive components. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 14(3), 899-909.

Danis, R. (1949). Les coapteurs théorie et pratique de l'ostéosynthèse. *Libraires de L'A"emie de Medecine-Paris*, 1, 94.

Dastani, K., Movahhedy, M. R., Yu, H., Khodaygan, S., Zhang, L., & Wang, M. Y. (2023). Effect of geometric deviations on the strength of additively manufactured ultralight periodic shell-based lattices. *Engineering Failure Analysis*, 150, 107328.

Dhasan, R., Roy, S., & Datta, S. (2020). A biomechanical study on the laminate stacking sequence in composite bone plates for vancouver femur B1 fracture fixation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 196, 105680.

Dikmen, G., & Kılıçoğlu, Ö. G. (2012). Osteokondral Defektlerde Defekt Çapının Eklem Yük ve Basınç Dağılımı Üzerine Etkileri Biyomekanik Deneysel Çalışma.

Dolui, B. K., & Ghosh, R. (2023). Low-Contact Plates in Orthopaedic Trauma Implantology. In *Handbook of Orthopaedic Trauma Implantology* (pp. 1129-1136). Singapore: Springer Nature Singapore.

Dong, G., Tang, Y., & Zhao, Y. F. (2017). A survey of modeling of lattice structures fabricated by additive manufacturing. *Journal of Mechanical Design*, 139(10), 100906.

Du Plessis, A., Razavi, N., & Berto, F. (2020). The effects of microporosity in dikmes of gyroid lattice structures produced by laser powder bed fusion. *Materials & Design*, 194, 108899.

Eldesouky, I., Abdelaal, O., & El-Hofy, H. (2014, December). Femoral hip stem with additively manufactured cellular structures. In *2014 IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES)* (pp. 181-186). IEEE.

Elkins, J., Marsh, J. L., Lujan, T., Peindl, R., Kellam, J., Anderson, D. D., & Lack, W. (2016). Motion predicts clinical callus formation: construct-specific finite element analysis of supracondylar femoral fractures. *JBJS*, 98(4), 276-284.

El-Wahab, R. A. M., Kotb, A., Eid, A. S., El-Gammaz, S. M., & El-Sabbagh, A. M. M. (2018). A novel method for fixation of Weber B distal fibular fractures: a biomechanical comparative study of posterolateral versus lateral neutralization plating. *Current Orthopaedic Practice*, 29(2), 173-179.

Eschweiler, J., Fieten, L., Dell'Anna, J., Kabir, K., Gravius, S., Tingart, M., & Radermacher, K. (2012). Application and evaluation of biomechanical models and scores for the planning of total hip arthroplasty. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 226(12), 955-967.

Fan, M., Zeng, T., Wu, R., Cui, Y., Xu, G., Wang, X., ... & Zhao, J. (2023). Microstructure design and mechanical properties of 3D printed graded lattice sandwich structures with tailored porosity. *Composite Structures*, 321, 117323.

Farah, S., Anderson, D. G., & Langer, R. (2016). Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications—A comprehensive review. *Advanced drug delivery reviews*, 107, 367-392.

Feng, J., Liu, B., Lin, Z., & Fu, J. (2021). Isotropic octet-truss lattice structure design and anisotropy control strategies for implant application. *Materials & Design*, 203, 109595.

Feng, L. J., Xiong, J., Yang, L. H., Yu, G. C., Yang, W., & Wu, L. Z. (2017). Shear and bending performance of new type enhanced lattice truss structures. *International Journal of Mechanical Sciences*, 134, 589-598.

Field, J. R., Törnkvist, H., Hearn, T. C., Sumner-Smith, G., & Woodside, T. D. (1999). The influence of screw omission on construction stiffness and bone surface strain in the application of bone plates to cadaveric bone. *Injury*, 30(9), 591-598.

Filipowska, J., Tomaszewski, K. A., Niedźwiedzki, L., Walocha, J. A., & Niedźwiedzki, T. (2017). The role of vasculature in bone development, regeneration and proper systemic functioning. *Angiogenesis*, 20, 291-302.

Floyd, M. W., France, J. C., & Hubbard, D. F. (2013). Early experience with the proximal femoral locking plate. *Orthopedics*, 36(12), e1488-e1494.

Gong, G., Ye, J., Chi, Y., Zhao, Z., Wang, Z., Xia, G., ... & Chen, C. (2021). Research status of laser additive manufacturing for metal: a review. *Journal of Materials Research and Technology*, 15, 855-884.

Groves, H. (1916). An Address ON SOME OF THE PRINCIPLES AND PROBLEMS RELATED TO THE TREATMENT OF GUNSHOT FRACTURES: Delivered at the Queen Alexandra Military Hospital, Grosvenor Road, London, on May 26th, 1916. *British Medical Journal*, 2(2898), 65.

Grygiel, J., & Radelecki, S. (2013). On the tolerance lattice of tolerance factors. *Acta Mathematica Hungarica*, 141(3), 220-237.

Guan, X., & Zhao, Y. F. (2020). Modeling of the laser powder-based directed energy deposition process for additive manufacturing: a review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 107, 1959-1982.

Gupta, M., Khan, M. A., Butola, R., & Singari, R. M. (2022). Advances in applications of Non-Destructive Testing (NDT): A review. *Advances in Materials and Processing Technologies*, 8(2), 2286-2307.

Gupta, S. K., Shahidsha, N., Bahl, S., Kedaria, D., Singamneni, S., Yarlagaadda, P. K., ... & Chatterjee, K. (2021). Enhanced biomechanical performance of additively manufactured Ti-6Al-4V bone plates. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 119, 104552.

GÜNER, A. T., & MERAN, C. Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler
Biomaterials used in orthopedic implants.

Hake, M. E., Davis, M. E., Perdue, A. M., & Goulet, J. A. (2019). Modern implant options for the treatment of distal femur fractures. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(19), e867-e875.

Han, C., Li, Y., Wang, Q., Wen, S., Wei, Q., Yan, C., ... & Shi, Y. (2018). Continuous functionally graded porous titanium scaffolds manufactured by selective laser melting for bone implants. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 80, 119-127.

Hayran, Y., Soylu, E., Akbulut, N., & Tümer, K. M. (2016). İmplant Yüzey Şekillendirme Teknolojileri. *Türkiye Klinikleri Journal Oral Maxillofac Surg-Special Topics*, 2, 98-105.

Hedayati, R., Sadighi, M., Mohammadi-Aghdam, M., & Hosseini-Toudeshky, H. (2018). Comparison of elastic properties of open-cell metallic biomaterials with different unit cell types. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 106(1), 386-398.

Heitemeyer, U. (1985). Die uberbrückende Osteosynthese bei geschlossenen Stuckfrakturen des Femurschaftes. *Akt Traumatol*, 15, 205-209.

Hernigou, P., & Pariat, J. (2017). History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates. *International orthopaedics*, 41, 1489-1500.

Holzman, M. A., Hanus, B. D., Munz, J. W., O'Connor, D. P., & Brinker, M. R. (2016). Addition of a medial locking plate to an in situ lateral locking plate results in healing of distal femoral nonunions. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 474, 1498-1505.

Huang, Y., Xue, Y., Wang, X., & Han, F. (2017). Effect of cross sectional shape of dikmes on the mechanical properties of aluminum based pyramidal lattice structures. *Materials Letters*, 202, 55-58.

Hynes, J. P., Hughes, N., Cunningham, P., Kavanagh, E. C., & Eustace, S. J. (2019). Whole-body MRI of bone marrow: A review. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 50(6), 1687-1701.

Iglic, A., Srakar, F., Antolic, V., Kralj-Iglic, V., & Batagelj, V. (1990). Mathematical analysis of Chiari osteotomy. *Acta Orthop Iugosl*, 20, 35-39.

Ishak, M. I., Daud, R., Noor, S. N. F. M., Khor, C. Y., & Roslan, H. (2022). Assessment of stress shielding around a dental implant for variation of implant stiffness and parafunctional loading using finite element analysis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 24(3), 147-159.

Jafari Chashmi, M., Fathi, A., Shirzad, M., Jafari-Talookolaei, R. A., Bodaghi, M., & Rabiee, S. M. (2020). Design and analysis of porous functionally graded femoral prostheses with improved stress shielding. *Designs*, 4(2), 12.

Jetté, B., Brailovski, V., Dumas, M., Simoneau, C., & Terriault, P. (2018). Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure: Design, manufacture and testing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 58-72.

Jones, B. M., Nugent, L., & Griffin, S. J. (2020). Femoral condylar locking compression plates: a case series. The Rural District General Hospital Experience. Journal of Surgical Case Reports, 2020(9), rjaa380.

Kalender, M., Kılıç, S. E., Ersoy, S., Bozkurt, Y., & Salman, S. (2019, June). Additive manufacturing and 3D printer technology in aerospace industry. In 2019 9th international conference on recent advances in space technologies (RAST) (pp. 689-694). IEEE.

Kang, D., Park, S., Son, Y., Yeon, S., Kim, S. H., & Kim, I. (2019). Multi-lattice inner structures for high-strength and light-weight in metal selective laser melting process. Materials & Design, 175, 107786.

Karabulut, M. (2018). Diz osteoartritli hastalarda radyolojik evre ile q açısı, femoral kırık kalınlığı ve klinik parametreler arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi (Master's thesis, Bursa Uludag University (Turkey)).

Karampinos, D. C., Ruschke, S., Dieckmeyer, M., Diefenbach, M., Franz, D., Gersing, A. S., ... & Baum, T. (2018). Quantitative MRI and spectroscopy of bone marrow. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 47(2), 332-353.

Kfuri, M., & Schatzker, J. (2018). Revisiting the Schatzker classification of tibial plateau fractures. Injury, 49(12), 2252-2263.

Khan, N., & Riccio, A. (2024). A systematic review of design for additive manufacturing of aerospace lattice structures: Current trends and future directions. Progress in Aerospace Sciences, 149, 101021.

Kiyono, M., Noda, T., Nagano, H., Maehara, T., Yamakawa, Y., Mochizuki, Y., ... & Ozaki, T. (2019). Clinical outcomes of treatment with locking compression plates for distal femoral fractures in a retrospective cohort. Journal of Orthopaedic Surgery and Research, 14, 1-9.

Kladovasilakis, N., Tsongas, K., Kostavelis, I., Tzovaras, D., & Tzetzis, D. (2022). Effective mechanical properties of additive manufactured dikme-lattice structures: Experimental and finite element study. Advanced Engineering Materials, 24(3), 2100879.

Korkmaz, ME, Gupta, MK, Robak, G., Moj, K., Krolczyk, GM ve Kuntoğlu, M. (2022). Seçici lazer eritme işlemiyle kafes yapısının geliştirilmesi: Özellikler, gelecekteki eğilimler ve zorluklar hakkında son durum. Üretim Süreçleri Dergisi , 81 , 1040-1063.

Kumar, P., Bhardwaj, R., Matharu, A. L., & Meena, V. K. (2023). Comparative Analysis of Porous Titanium Spinal Cage with Conventional Spinal Cages: A Finite Element Study.

Kumlu, C. (2018). DP ve TRIP yüksek mukavemetli çelikler için sonlu elemanlar tabanlı şekillendirilebilirlik tahmininin değerlendirilmesi (Master's thesis, Sakarya Üniversitesi (Turkey)).

LAMBOTTE, A. (1909). Technique et indication des prothèses dans le traitement des fractures. *Presse med*, 17, 321.

Lane, W. A. (1895). Some remarks on the treatment of fractures. *British medical journal*, 1(1790), 861.

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.

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.

Lee, W. T., Murphy, D., Kagda, F. H., & Thambiah, J. (2014). Proximal femoral locking compression plate for proximal femoral fractures. *Journal of orthopaedic surgery*, 22(3), 287-293.

Li, D., Qin, R., Xu, J., Zhou, J., & Chen, B. (2022). Improving mechanical properties and energy absorption of additive manufacturing lattice structure by dikmes' node strengthening. *Acta Mechanica Solida Sinica*, 35(6), 1004-1020.

Li, J., Qin, L., Yang, K., Ma, Z., Wang, Y., Cheng, L., & Zhao, D. (2020). Materials evolution of bone plates for internal fixation of bone fractures: A review. *Journal of Materials Science & Technology*, 36, 190-208.

Li, P., Wang, Z., Petrinic, N., & Siviour, C. R. (2014). Deformation behaviour of stainless steel microlattice structures by selective laser melting. *Materials Science and Engineering: A*, 614, 116-121.

Limmahakhun, S. (2017). Development of functionally graded materials for innovation in bone-replacement applications (Doctoral dissertation, Queensland University of Technology).

Liu, B., Wang, H., Zhang, N., Zhang, M., & Cheng, C. K. (2021). Femoral stems with porous lattice structures: a review. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9, 772539.

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

Liu, W., Song, H., & Huang, C. (2020). Maximizing mechanical properties and minimizing support material of PolyJet fabricated 3D lattice structures. *Additive Manufacturing*, 35, 101257.

Livolsi, F., May, T., Caputo, D., Fouladi, K., & Eslami, B. (2021). Multiscale study on effect of humidity on shape memory polymers used in three-dimensional printing. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, 143(9), 091010.

Lu, Q. Y., & Wong, C. H. (2018). Additive manufacturing process monitoring and control by non-destructive testing techniques: challenges and in-process monitoring. *Virtual and physical prototyping*, 13(2), 39-48.

Łuczak, J. W., Palusińska, M., Matak, D., Pietrzak, D., Nakielski, P., Lewicki, S., ... & Szymański, Ł. (2024). The future of bone repair: emerging technologies and biomaterials in bone regeneration. *International Journal of Molecular Sciences*, 25(23), 12766.

Lv, H., Chang, W., Yuwen, P., Yang, N., Yan, X., & Zhang, Y. (2017). Are there too many screw holes in plates for fracture fixation?. *BMC surgery*, 17, 1-10.

MacLeod, A. R., Simpson, A. H. R., & Pankaj, P. (2015). Reasons why dynamic compression plates are inferior to locking plates in osteoporotic bone: a finite element explanation. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(16), 1818-1825.

Maharaj, P. S., Maheswaran, R., & Vasanthanathan, A. (2013). Numerical analysis of fractured femur bone with prosthetic bone plates. *Procedia Engineering*, 64, 1242-1251

Mahiroğulları, M., Çakmak, S., Kürklü, M., Dönmez, F., & Kuşkucu, M. (2012). Proksimal femur kırıklarının tedavisinde minimal invaziv cerrahi ve kilitli plak uygulaması. *TOTBİD Dergisi*, 11(1), 49-54.

Mahmoud, D., & Elbestawi, M. A. (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.

Mahshid, R., Hansen, H. N., & Højbjerg, K. L. (2016). Strength analysis and modeling of cellular lattice structures manufactured using selective laser melting for tooling applications. *Materials & Design*, 104, 276-283.

Märdian, S., Schaser, K. D., Duda, G. N., & Heyland, M. (2015). Working length of locking plates determines interfragmentary movement in distal femur fractures under physiological loading. *Clinical Biomechanics*, 30(4), 391-396.

Mazur, M., Leary, M., McMillan, M., Sun, S., Shidid, D., & Brandt, M. (2017). Mechanical properties of Ti6Al4V and AlSi12Mg lattice structures manufactured by Selective Laser Melting (SLM). In *Laser additive manufacturing* (pp. 119-161). Woodhead Publishing.

McKown, S. S. S. S., Shen, Y., Brookes, W. K., Sutcliffe, C. J., Cantwell, W. J., Langdon, G. S., ... & Theobald, M. D. (2008). The quasi-static and blast loading response of lattice structures. *International Journal of Impact Engineering*, 35(8), 795-810.

Mishra, A. K., Chavan, H., & Kumar, A. (2023). Effect of cell size and wall thickness on the compression performance of triply periodic minimal surface based AlSi10Mg lattice structures. *Thin-Walled Structures*, 193, 111214.

Mittelmeier, H. (1974). Prinzipien der Osteosynthese mit selbstspannenden Platten. *MOT*, 94, 90-99.

Morse, E., Dantan, J. Y., Anwer, N., Söderberg, R., Moroni, G., Qureshi, A., ... & Mathieu, L. (2018). Tolerancing: Managing uncertainty from conceptual design to final product. *CIRP Annals*, 67(2), 695-717.

Müller, M. E., Allgöwer, M., Willenegger, H., & Allgöwer, M. (1965). Fractures of the Femur.

Nagesha, B. K., Dhinakaran, V., Shree, M. V., Kumar, K. M., Chalawadi, D., & Sathish, T. J. M. T. P. (2020). Review on characterization and impacts of the lattice structure in additive manufacturing. *Materials Today: Proceedings*, 21, 916-919.

Naidubabu, Y., Mohana Rao, G., Rajasekhar, K., & Ratna Sunil, B. (2017). Design and simulation of polymethyl methacrylate-titanium composite bone fixing plates using finite element analysis: Optimizing the composition to minimize the stress shielding effect. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 231(23), 4402-4412.

Nayak, R. M., Koichade, R. M., Umre, A. N., & Ingle, M. V. (2011). Minimally invasive plate osteosynthesis using a locking compression plate for distal femoral fractures. *Journal of orthopaedic surgery*, 19(2), 185-190.

Niu, J., Choo, H. L., Sun, W., & Mok, S. H. (2018). Numerical study on load-bearing capabilities of beam-like lattice structures with three different unit cells. *International Journal of Mechanics and Materials in Design*, 14, 443-460.

Okarma, K., & Fastowicz, J. (2020). Computer vision methods for non-destructive quality assessment in additive manufacturing. In *Progress in Computer Recognition Systems 11* (pp. 11-20). Springer International Publishing.

Özsoy, K., & Duman, B. (2017). Eklemeli İmalat (3 Boyutlu Baskı) Teknolojilerinin Eğitimde Kullanılabilirliği. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, 1(1), 36-48.

Panda, B., Leite, M., Biswal, B. B., Niu, X., & Garg, A. (2018). Experimental and numerical modelling of mechanical properties of 3D printed honeycomb structures. *Measurement*, 116, 495-506.

Panesar, A., Abdi, M., Hickman, D., & Ashcroft, I. (2018). Strategies for functionally graded lattice structures derived using topology optimisation for Additive Manufacturing. *Additive manufacturing*, 19, 81-94.

Park, K. M., Kim, G. O., Kim, J. G., & Roh, Y. S. (2022). Mechanical properties of additive manufactured variable-density Kelvin lattice structures: A novel design method for Kelvin unit cells. *Journal of Structural Integrity and Maintenance*, 7(1), 34-45.

Pascarella, R., Bettuzzi, C., Bosco, G., Leonetti, D., Dessì, S., Forte, P., & Amendola, L. (2014). Results in treatment of distal femur fractures using polyaxial locking plate. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, 9, 13-18.

Pattanayak, D. K., Fukuda, A., Matsushita, T., Takemoto, M., Fujibayashi, S., Sasaki, K., ... & Kokubo, T. (2011). Bioactive Ti metal analogous to human cancellous bone: Fabrication by selective laser melting and chemical treatments. *Acta biomaterialia*, 7(3), 1398-1406.

Perren, S. M., Mane, K., Pohler, O., Predieri, M., Steinemann, S., & Gautier, E. (1990). The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 109, 304-310.

Petro, S., Reina, C., & Moroni, G. (2021). X-ray CT-based defect evaluation of continuous CFRP additive manufacturing. *Journal of Nondestructive Evaluation*, 40, 1-9.

Pham, M. S., Liu, C., Todd, I., & Lerthanasarn, J. (2019). Damage-tolerant architected materials inspired by crystal microstructure. *Nature*, 565(7739), 305-311.

Qattawi, A., & Ablat, M. A. (2017). Design consideration for additive manufacturing: fused deposition modelling. *Open Journal of Applied Sciences*, 7(6), 291-318.

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

Ramalho, A., Santos, T. G., Bevans, B., Smoqi, Z., Rao, P., & Oliveira, J. P. (2022). Effect of contaminations on the acoustic emissions during wire and arc additive manufacturing of 316L stainless steel. *Additive Manufacturing*, 51, 102585.

Ramasamy, S. K. (2017). Structure and functions of blood vessels and vascular niches in bone. *Stem cells international*, 2017(1), 5046953.

Ramírez, I. S., Márquez, F. P. G., & Papaelias, M. (2023). Review on additive manufacturing and non-destructive testing. *Journal of Manufacturing Systems*, 66, 260-286.

Ratha, I., Datta, P., Balla, V. K., Nandi, S. K., & Kundu, B. (2021). Effect of doping in hydroxyapatite as coating material on biomedical implants by plasma spraying method: A review. *Ceramics International*, 47(4), 4426-4445.

Ratna, D. (2022). Chapter 2—Properties and processing of thermoset resin. *Recent Advances and Applications of Thermoset Resins*, 2nd ed.; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 173-292.

Ristow, J., Mead, M., Cordeiro, M., Ostrander, J., Atkinson, T., & Atkinson, P. (2020). Pre-bending a dynamic compression plate significantly alters strain distribution near the fracture plane in the mid-shaft femur. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 234(5), 478-485.

Rossiter, J. D., Johnson, A. A., & Bingham, G. A. (2020). Assessing the design and compressive performance of material extruded lattice structures. *3D Printing and Additive Manufacturing*, 7(1), 19-27.

Rutkovskiy, A., Stensløkken, K. O., & Vaage, I. J. (2016). Osteoblast differentiation at a glance. *Medical science monitor basic research*, 22, 95.

Sadeghzade, M., Gharehbaghi, H., & Farrokhhabadi, A. (2021). Experimental and analytical studies of mechanical properties of additively manufactured lattice structure based on octagonal bipyramid cubic unit cell. *Additive Manufacturing*, 48, 102403.

Sallica-Leva, E., Jardini, A. L., & Fogagnolo, J. B. (2013). Microstructure and mechanical behavior of porous Ti–6Al–4V parts obtained by selective laser melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 26, 98-108.

Saltık, O., & Özsoy, A. (2021). BAĞLAYICI PÜSKÜRTMELİ METAL EKLEMELİ İMALATTA KULLANILAN BAĞLAYICILAR. *Uluborlu Mesleki Bilimler Dergisi*, 3(1), 10-18.

Satapathy, P. K., Sahoo, B., & Panda, L. N. (2019). Static and modal analysis of functionally graded bone plate at femur bone fracture site. *Int. J. Appl. Eng. Res*, 14, 13.

Schell, H., Duda, G. N., Peters, A., Tsitsilonis, S., Johnson, K. A., & Schmidt-Bleek, K. (2017). The haematoma and its role in bone healing. *Journal of experimental orthopaedics*, 4(1), 5.

Schenk, R. (1967). Morphological findings in primary fracture healing. In Symposia. Biologica. Hungarica. (Vol. 8, pp. 75-86).

Seoane-Viaño, I., Januskaite, P., Alvarez-Lorenzo, C., Basit, A. W., & Goyanes, A. (2021). Semi-solid extrusion 3D printing in drug delivery and biomedicine: Personalised solutions for healthcare challenges. *Journal of controlled release*, 332, 367-389.

Shah, M. D., Kapoor, C. S., Soni, R. J., Patwa, J. J., & Golwala, P. P. (2017). Evaluation of outcome of proximal femur locking compression plate (PFLCP) in unstable proximal femur fractures. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, 8(4), 308-312.

Sharma, R., Vaibhav, V., Meshram, R., Singh, B., & Khorwal, G. (2023). A systematic review on quadriceps angle in relation to knee abnormalities. *Cureus*, 15(1).

She, Y., Tang, J., Wang, C., Wang, Z., Huang, Z., & Yang, Y. (2023). Nano-additive manufacturing and non-destructive testing of nanocomposites. *Nanomaterials*, 13(20), 2741.

SHERMAN, W. O. N. (1912). Operative treatment of fractures: report of fifty-five cases in which lane bone plates and screws were employed. *Journal of the American Medical Association*, 58(21), 1557-1561.

Silva, R. G., Estay, C. S., Pavez, G. M., Torres, M. J., & Viñuela, J. Z. (2021). Assessment of analytical relationships for mechanical properties of truncated octahedron and diamond lattice structures. *Materials Today Communications*, 29, 102756.

Singh, N. (2021). Additive manufacturing for functionalized nanomaterials breaks limits. In *Additive Manufacturing with Functionalized Nanomaterials* (pp. 1-34). Elsevier.

Smith, M., Guan, Z. W., & 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.

Sola, A., Bellucci, D., & Cannillo, V. (2016). Functionally graded materials for orthopedic applications—an update on design and manufacturing. *Biotechnology advances*, 34(5), 504-531.

Srivathsan, S., Ravichander, B. B., Moghaddam, N. S., Swails, N., & Amerinatanzi, A. (2020, April). Investigation of the strength of different porous lattice structures

manufactured using selective laser melting. In Behavior and Mechanics of Multifunctional Materials IX (Vol. 11377, pp. 197-205). SPIE.

Subasi, O., Karaismailoglu, B., Ashkani-Esfahani, S., & Lazoglu, I. (2023). Investigation of lattice infill parameters for additively manufactured bone fracture plates to reduce stress shielding. *Computers in Biology and Medicine*, 161, 107062.

Sun, J., Zhang, X., Zhang, Y., Lu, X., & Peng, Y. (2024). Failure behavior of corrugated pressure cylindrical shells with variable wall thickness under uniform external pressure. *Journal of Marine Science and Engineering*, 12(3), 385.

Sunay, Ö. (2010). Adipoz kökenli kök hücre yardımcı distraksiyon osteogenez (Doctoral dissertation, Dokuz Eylül Üniversitesi (Turkey)).

Syam, W. P., Jianwei, W., Zhao, B., Maskery, I., Elmadih, W., & Leach, R. (2018). Design and analysis of dikme-based lattice structures for vibration isolation. *Precision Engineering*, 52, 494-506.

Tanrıverdi, B. (2015). Akut lösemili erişkinlerde kemik iliğinin difüzyon ağırlıklı görüntüleme ile değerlendirilmesi.

Tao, W., & Leu, M. C. (2016, August). Design of lattice structure for additive manufacturing. In 2016 International Symposium on Flexible Automation (ISFA) (pp. 325-332). IEEE.

Tath, O. (2020). Üç boyutlu yazıcı tasarımı, imalatı ve dolgu geometrisinin mekanik özelliklere etkisi (Master's thesis, Bursa Uludağ University (Turkey)).

Timercan, A., Sheremetyev, V., & Brailovski, V. (2021). Mechanical properties and fluid permeability of gyroid and diamond lattice structures for intervertebral devices: Functional requirements and comparative analysis. *Science and Technology of Advanced Materials*, 22(1), 285-300.

Timercan, A., Terriault, P., & Brailovski, V. (2023). Axial tension/compression and torsional loading of diamond and gyroid lattice structures for biomedical implants: Simulation and experiment. *Materials & Design*, 225, 111585.

Timpea, S. A., Codrean, C., Sîrbu, N. A., Dume, A. I., Cosma, C., & Serban, V. A. (2023). Compressive behavior of various BCC lattice structure. *Nano Hybrids and Composites*, 41, 39-45.

Top, N. E. S. L. İ. H. A. N., Gökçe, H. A. R. U. N., & Şahin, İ. (2023). Additive manufacturing of bio-inspired microstructures for bone tissue engineering. *Experimental Techniques*, 47(6), 1213-1227.

TOP, N., & GÖKÇE, H. (2020). DOKU MÜHENDİSLİĞİNDE BİLGİSAYAR DESTEKLİ YAPAY KEMİK İSKELESİ TASARIMI.

Tsopanos, S., Mines, R. A. W., McKown, S., Shen, Y., Cantwell, W. J., Brooks, W., & Sutcliffe, C. J. (2010). The influence of processing parameters on the mechanical properties of selectively laser melted stainless steel microlattice structures.

Turan, A., Katı, Y. A., & Yüksel, H. Y. (2018). Distal femur kırıklarında plak ile minimal invaziv osteosentez uygulamaları.

Ünal, İ. (2019). Femur gövde kırığı cerrahisinde kullanılan plak tasarımının sonlu elemanlar yöntemi ile analizi (Master's thesis, Fen Bilimleri Enstitüsü).

Viberg, B., Rasmussen, K. M., Overgaard, S., & Rogmark, C. (2017). Poor relation between biomechanical and clinical studies for the proximal femoral locking compression plate: A systematic review. *Acta Orthopaedica*, 88(4), 427-433.

Vijayavenkataraman, S., Kuan, L. Y., & Lu, W. F. (2020). 3D-printed ceramic triply periodic minimal surface structures for design of functionally graded bone implants. *Materials & Design*, 191, 108602.

von Keudell, A., Shoji, K., Nasr, M., Lucas, R., Dolan, R., & Weaver, M. J. (2016). Treatment options for distal femur fractures. *Journal of orthopaedic trauma*, 30, S25-S27.

Wang, N., Meenashisundaram, G. K., Chang, S., Fuh, J. Y. H., Dheen, S. T., & Kumar, A. S. (2022). A comparative investigation on the mechanical properties and cytotoxicity of Cubic, Octet, and TPMS gyroid structures fabricated by selective laser melting of stainless steel 316L. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 129, 105151.

Wang, S., Ning, J., Zhu, L., Yang, Z., Yan, W., Dun, Y., ... & Bandyopadhyay, A. (2022). Role of porosity defects in metal 3D printing: Formation mechanisms, impacts on properties and mitigation strategies. *Materials Today*, 59, 133-160.

Wang, X., Li, Z., Deng, J., Gao, T., Zeng, K., Guo, X., ... & Wang, Z. (2025). Unprecedented strength enhancement observed in interpenetrating phase composites of aperiodic lattice metamaterials. *Advanced Functional Materials*, 35(1), 2406890.

Watts, S. (2020). Elastic response of hollow truss lattice micro-architectures. *International Journal of Solids and Structures*, 206, 472-564.

Wauthle, R., Vrancken, B., Beynaerts, B., Jorissen, K., Schrooten, J., Kruth, J. P., & Van Humbeeck, J. (2015). Effects of build orientation and heat treatment on the microstructure and mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V lattice structures. *Additive manufacturing*, 5, 77-84.

Wu, Y., & Yang, L. (2021). Elastic and failure characteristics of additive manufactured thin wall lattice structures with defects. *Thin-Walled Structures*, 161, 107493.

Yan, L., Lim, J. L., Lee, J. W., Tia, C. S. H., O'Neill, G. K., & Chong, D. Y. (2020). Finite element analysis of bone and implant stresses for customized 3D-printed orthopaedic implants in fracture fixation. *Medical & biological engineering & computing*, 58, 921-931.

Yang, T., Mazumder, S., Jin, Y., Squires, B., Sofield, M., Pantawane, M. V., ... & Neogi, A. (2021). A review of diagnostics methodologies for metal additive manufacturing processes and products. *Materials*, 14(17), 4929.

Yarar, B. (2019). Fovea capitis femorisin lokalizasyonunun ve diğer femur parametreleriyle olan ilişkisinin araştırılması.

Zadpoor, A. A. (2019). Mechanical performance of additively manufactured meta-biomaterials. *Acta biomaterialia*, 85, 41-59.

Zdero, R., Gide, K., Brzozowski, P., Schemitsch, E. H., & Bagheri, Z. S. (2023). Biomechanical design optimization of distal femur locked plates: a review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 237(7), 791-805.

Zhang, B., Kowsari, K., Serjouei, A., Dunn, M. L., & Ge, Q. (2018). Reprocessable thermosets for sustainable three-dimensional printing. *Nature communications*, 9(1), 1831.

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

Zhang, J., Xu, N., Yang, Z., Niu, W., Zhou, G., Yu, Z., ... & Huang, Y. (2022). Bridged combined fixation system versus locking plate in the treatment of patients with implant periprosthetic refracture following proximal femoral fracture surgery: A retrospective observational study. *Medicine*, 101(48), e31538.

Zhang, L., Song, B., Choi, S. K., & Shi, Y. (2021). A topology strategy to reduce stress shielding of additively manufactured porous metallic biomaterials. *International Journal of Mechanical Sciences*, 197, 106331.

Zhang, Q., Jiang, W., Zhao, B., Luo, Y., & Tu, S. T. (2017). A study of the effective elastic modulus of a lattice truss panel structure by experimental and theoretical analysis. *Composite Structures*, 165, 130-137.

Zhang, Y., Yang, S., & Zhao, Y. F. (2020). Manufacturability analysis of metal laser-based powder bed fusion additive manufacturing—a survey. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 110, 57-78.,

Zhao, M., Li, X., Zhang, D. Z., & Zhai, W. (2023). Design, mechanical properties and optimization of lattice structures with hollow prismatic dikmes. *International Journal of Mechanical Sciences*, 238, 107842.

Zhou, K. H., & Chen, N. (2017). Locking versus non-locking neutralization plates with limited excision and internal fixation for treatment of extra-articular type a distal tibial fractures. *The Open Orthopaedics Journal*, 11, 57.

Zuo, W., Yu, L., Lin, J., Yang, Y., & Fei, Q. (2021). Properties improvement of titanium alloys scaffolds in bone tissue engineering: a literature review. *Annals of translational medicine*, 9(15), 1259.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad

:Ömer Faruk UZUNYOL

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2022, İnönü Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : 2022- ..., İnönü Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, Konstrüksiyon ve İmalat Ana Bilim Dalı

MESLEKİ DENEYİM:

- -

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan SCI makaleler:

- Bozyiğit, B., Oymak, M. A., Bahçe, E., & Uzunyol, Ö. F. (2023). Finite element analysis of lattice designed lumbar interbody cage based on the additive manufacturing. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 237(8), 991-1000.
- Can, M., Oymak, M. A., Koluacik, S., Bahce, E., & UZUNYOL, Ö. F. (2024). CASE STUDY OF A DISTAL FEMUR Ti6Al4V LOCKED COMPRESSION PLATE FAILURE SURFACE INVESTIGATION AND FINITE ELEMENT ANALYSIS. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 24(04), 2350095.

Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

- Uzunyol, Ö. F., & Bahçe, E. KAFES YAPILI FEMUR PLAKLARIN STRES KALKANI ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR İLE İNCELENMESİ. Dicle Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mühendislik Dergisi, 16(1), 167-176.

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler:

- Uzunyol, Ö. F., & Bahçe, E. EVALUATION OF PLATE USED IN FEMORAL FRACTURE TREATMENT IN PEOPLE WITH ASYMMETRIC LOAD

DISTRIBUTION DEPENDING ON WALKING MOMENT, 6th International World Health Sciences Congress, 22-23 November 2024, Bayburt Türkiye.

- Uzunyol, Ö. F., Bahçe, E. ve EMİR E. KEMİK KIRIKLARINDA GELENEKSEL PLAKLARIN YENİ TASARLANAN GÖZENEKLİ PLAK İLE KARŞILAŞTIRILMASI. IN ORAL PRESENTATION, RECOGNITION AND APPRECIATION OF RESEARCH CONTRIBUTION TO EGE 10th INTERNATIONAL CONFERENCE ON APPLIED SCIENCES, DECEMBER 22 - 24, 2023 – IZMİR TÜRKİYE.

Yüksek Lisans Semineri:

- Uzunyol, Ö. F., KEMİK PLAĞININ GÖZENEKLİ OLARAK TASARLANMASININ STRES KALKANINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI, İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ, ARALIK 2023, MALATYA, TÜRKİYE.