T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE KİŞİYE ÖZEL HAFİFLETİLMİŞ GERÇEK KAFATASI PARÇASI İMPLANT İMALATI

Koray ÖZSOY

Danışman
Prof.Dr. Mehmet Cengiz KAYACAN

DOKTORA TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ISPARTA - 2016

© 2016 [KorayÖZSOY]

TEZ ONAYI

Koray ÖZSOY tarafından hazırlanan " LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE KİŞİYE ÖZEL HAFİFLETİLMİŞ GERÇEK KAFATASI PARÇASI İMPLANT İMALATI " adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**'nda **DOKTORA TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

Danışman	**Prof. Dr. Mehmet Cengiz KAYACAN** Süleyman Demirel Üniversitesi
Jüri Üyesi	**Prof. Dr. Remzi VAROL** Süleyman Demirel Üniversitesi
Jüri Üyesi	**Prof. Dr. Abdullah ÖZSOY** Süleyman Demirel Üniversitesi
Jüri Üyesi	**Doç. Dr. Oğuzhan YILMAZ** Gazi Üniversitesi
Jüri Üyesi	**Yrd. Doç. Dr. Murat DİLMEÇ** Necmettin Erbakan Üniversitesi

Enstitü Müdürü **Doç. Dr. Yasin TUNCER**

TAAHHÜTNAME

Bu tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Koray ÖZSOY

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇİNDEKİLER i
ÖZET iii
ABSTRACT v
TEŞEKKÜR vii
ŞEKİLLER DİZİNİ viii
ÇİZELGELER DİZİNİ xi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ xiii
1. GİRİŞ 1
2. KAYNAK ÖZETLERİ 7
2.1. İmplant 7
2.1.1. İmplant Uygulamalarında Kullanılan Biyomalzemeler 8
2.1.2. Kemik Özellikleri 18
2.2. İmplant Tasarımı ve Analizi 19
2.2.1. Kişiye Özel İmplant 20
2.2.2. Gözeneklilik ve Hafifletme 22
2.2.3. Sonlu Elemanlar Analizi 25
2.3. İmplant İmalatı ve İmal Edilebilirliği 26
2.4. İmplant İmalat Yöntemleri 30
2.5. Eklemeli İmalat 35
2.6. İmplantlarda Mekanik Özellikler 41
2.6.1. Çekme Deneyi 41
2.6.2. Basma Deneyi 42
2.6.3. Çentik Darbe Deneyi 43
2.6.4. Sertlik Deneyi 44
2.7. Deney Hayvanları ve İmplantın Uygulanması 45
2.7.1. Deney Hayvanları 45
2.7.2. İmplantın Uygulanması 46
3. MATARYEL VE YÖNTEM 50
3.1. Materyal 50
3.1.1. Deneyde Kullanılan Ti6Al4V Metal Toz Malzeme 50
3.1.2. Cihaz ve Sistemler 51
3.1.2.1. DMLS Tezgâhı 51
3.1.2.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı 52
3.1.2.3. Stereo Zoom Optik Mikroskop 53
3.1.2.4. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) 54
3.1.3. Deney Hayvanı 54
3.2. Yöntem 57
3.2.1. Tasarım 57
3.2.2. İmalat 62
3.2.2.1. Deney Numunelerin İmalatı 62
3.2.2.2. İmplant İmalatı 69
3.2.3. Mekanik Deneyler 71
3.2.3.1. Çekme Deneyi 72
3.2.3.3. Çentikli Darbe Deneyi 74
3.2.3.4. Mikrosertlik Deneyi 75

3.2.4. Fiziksel Özelliklerin Tayini 76
3.2.5. Metalografik Özelliklerin İncelenmesi 76
3.2.6. Deney Hayvanında Anestezi ve Cerrahi İşlem 77
4. ARAŞTIRMA BULGULARI 80
4.1. En Uygun Gözenek Yapının Bulunması 80
4.1.1. Sonlu Elemanlar Analizi 80
4.1.2. Uygun Gözenek Yapısı Belirleme Amaçlı Mekanik Deneyler 86
4.2. Mekanik Deneyler 95
4.2.1. Çekme Deneyi 96
4.2.2. Basma Deneyi 104
4.2.3. Çentik Darbe Deneyi 110
4.2.4. Mikrosertlik Deneyi 118
4.3. Boyut ve Yoğunluk Değişimi 123
4.4. Metalografik Özellikler 125
4.4.1. İmplant-Kemik SEM Analizi 125
4.4.2. Mikro Yapı ve Optik Mikroskop İncelemeleri 129
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR 140
6. KAYNAKLAR 148
EKLER 162
EK A. Çekme deney sonuçları 163
EK B. Basma Deney Sonuçları 166
EK C. Çentik Darbe Deney Sonuçları 169
EK D. Mikrosertlik Deney Sonuçları 171
EK E. Tam dolu (A1) numunenin çekme deney sonuçları 172
EK F. Oktogonal (B1) numunenin çekme deney sonuçları 173
EK G. KRZ (C1) numunenin çekme deney sonuçları 174
EK H. Balpeteği (D1) numunenin çekme deney sonuçları 175
EK I. FEM (E1) numunenin çekme deney sonuçları 176
ÖZGEÇMİŞ 177

ÖZET

Doktora Tezi

LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE KİŞİYE ÖZEL HAFİFLETİLMİŞ GERÇEK KAFATASI PARÇASI İMPLANT İMALATI

Koray ÖZSOY

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Mehmet Cengiz KAYACAN

İmplant; insan vücudu içerisine yerleştirilen, bir doku veya organın işlevini yerine getiren yapay cisimlere denir. Doğuştan gelen hastalıklar, kanser, travma, kaza vb. sebeplerle hastalarda kemik yapısı bozukluklarını tedavi etmek için bu bölgelere implant takılmaktadır. İmplantlar çok değişik yöntemler ile imal edilmektedir. Günümüzde Eklemeli İmalat yöntemi ile birçok alanda çeşitli metal tozları kullanılarak klasik imalat yöntemleri ile imal edilemeyecek kadar karmaşık geometride olan parçaların imalatı yapılabilmektedir.

Bu çalışma insan ve tüm canlılarda kullanılabilecek geçişli gözenekli implant ile ilgilidir. İmplantın tasarımı, silindirik/düzlemsel biçimde dış ve iç bölge şeklinde çizilmiştir. İki bölge birbirine bağlı olacak şekilde tek parça olarak tasarlanmıştır. Dış bölgede mikro düzeyde yarım küresel/eliptik gözenekler oluşturulmuştur. Mikro gözenekler içerisinde gelişen hücreler ikinci bölge olan hücre gelişim kanalları aracılığı ile iç bölgeye doğru gelişim gösterecek şekilde çizilmiştir. İç bölgede ise hücre gelişim kanallarından içeriye doğru gelişim gösteren hücrelerin rahatça canlı yaşamını sağlayacak şekilde gözeneklilik sağlanmıştır. Bu yapı sayesinde kemik-implant ara yüzünde güçlü ve uzun ömürlü doku bağı oluşması amaçlanmıştır.

En uygun gözenek modelini bulmak için sonlu elemanlar analizi ve mekanik deneyler yapılmıştır. Yapılan analiz ve test sonuçları ile birim modellerin dayanım, toplam yer değiştirme değerleri elde edilmiş ve elastisite modülleri hesaplanmıştır. Uzman görüşü yöntemi ile numunelerin parametre ağırlık oranları karşılaştırılması yapılmıştır. Hesaplama sonucuna göre en uygun gözenek modeli belirlenmiştir.

Eklemeli imalat yöntemlerinden Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS) ile Ti6Al4V toz malzemeden çekme, basma, çentik darbe ve sertlik testleri yapılmıştır. Buradan elde edilen sonuçlar sunulmuş, bulgular grafikler ile anlatılmıştır. Ayrıca farklı işleme parametreleri ile imal edilen deney numunelerin mikro yapıları metalografik incelemeye tabi tutulmuşlardır.

Deney sonuçlarından dayanım ve darbe direnci açısından en uygun işleme parametresi ile tam dolu ve geçişli gözenekli implantlar DMLS tezgâhında imal edilmiştir. Daha sonra deney hayvanı koyunun kafatasına implantlar yerleştirilmiştir. Tam dolu ve gözenekli implant ile kemik etkileşimi arasında hücre gelişimi incelenmiş olup kemiğin büyümesi gözlemlenmiştir.

Tez,113M169 No'lu TUBİTAK proje ile 3214-D2-12 No'lu doktora proje ile Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu ve Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından desteklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Gözeneklilik, Kişiye özel implant, Hafifletme, Kafatası implantı, Ti6Al4V, Eklemeli İmalat, Doğrudan Metal Lazer Sinterleme.

2016, 178 sayfa

ABSTRACT

PHD. Thesis

FABRICATION OF CUSTOMIZED DIMINISH REAL-SKULL PART IMPLANT BY LASER MELTING METHOD

Koray ÖZSOY

Süleyman Demirel University
Graduate School of Applied and Natural Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Mehmet Cengiz KAYACAN

Implant is an artificial object which is placed into human body and functions as an organ or tissue. Implant is used to cure deformities on bone structure which stems from congenital illnesses, cancer, trauma, accidents and etc. Implants are manufactured with many varied methods. Today, pieces having complicated geometric shapes which can never be manufactured by traditional manufacturing processes are now manufactured quickly with additive manufacturing techniques by using different metal powders in many fields.

This study is concerned with a transitive porous implant that can be used on humans and all living things. The design of the implant is drawn in the cylindrical / planar form as the outer and inner regions. The two zones are designed as a single piece, which will be interdependently. In the outer region, half spherical / elliptical pores are formed at the micro level. Cells developing in micro pores are drawn in such a way as to develop towards the inner region through cell growth channels that are the second region. In the inner region, porosity is ensured in such a way that the cells that develop inward from the cell growth channels provide a comfortable life. Thanks to this structure, it is aimed to create a strong and long lasting tissue bond on interface of bone-implant.

To find the best model of pore, mechanical experiments and finite elements analysis are carried out. Tension and total replacement values of unit models are obtained by the analysis and test results, so modulus of elasticity are calculated. The parameter weight ratios of the samples are compared with the expert opinion method. According to the results of the calculations, the most appropriate model of pore is determined.

Direct Metal Laser Sintering (DMLS) and Ti6Al4V (from powdered material) tensile, compression, notch impact and hardness tests are performed from the articulated manufacturing methods. The results obtained from these experiments are presented and the findings are shown on the graphsics. The

micro internal structures of the test samples manufactured with different parameters are examinated metallographic.

According to the results of the experiments, implants of full filled and transitive porous are manufactured on DMLS by the most appropriate parameters in terms of impact resistance and strength. Then, the implants are placed into the skull of sheep which is the experimental animal. The development of the cell between full filled and porous implant and bone interaction is analyzed and the growth of bone is observed.

Keywords: Porousness, Personalized Implant, Lightening, Skull Implant, Ti6Al4V, Additive Manufacturing, Direct Metal Laser Sintering.

2016, 178 pages

TEŞEKKÜR

Tez çalışmasının başlangıcından bu güne kadar beni yönlendiren, yapıcı desteklerini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Cengiz KAYACAN'a bu çalışmadaki değerli katkıları için teşekkür ederim. Ayrıca, tasarım ve deneysel çalışmaların yapılması sırasında bana destek olan Öğr. Gör. Burhan DUMAN ve Öğr. Gör. Emre DELİKANLI hocalarıma teşekkür ederim. Deney hayvanına implant takılması, doku gelişimin izlenmesinde yardımcı olan Uzman Dr. İlker ALACA'ya teşekkür ederim.

CAD/CAM Araştırma ve Uygulama Merkezinde yürüttüğüm çalışmalarımda yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarım Dr. Mehmet Mahir SOFU, Uzman Kadir KIRAN, Makine Teknisyeni Süleyman DEMİRAĞ, Mevlüt İlhan KAYACAN ve Berat UÇAR başta olmak üzere tüm personele teşekkür ederim.

3214-D2-12 No'lu proje ile tezimi maddi olarak destekleyen Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi Başkanlığı'na teşekkür ederim.

Tezimin gerçekleşmesinde 113M169 numaralı proje ile maddi olarak destek sağlayan TUBİTAK'a (Türkiye Bilimsel ve Teknoloji Araştırma Kurumu) teşekkür ederim.

Son olarak, hayatım boyunca manevi desteklerini hiç esirgemeyen sevgili eşim Gülcan ÖZSOY'a ve aileme sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Koray ÖZSOY
ISPARTA, 2016

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Doğal doku ve implant metallerinin elastisite modüllerinin karşılaştırılması 16
Şekil 2.2. Kemik kesit görüntüsü; dışarıda kortikal kemiğin örttüğü gözenekli kemik dokusu 18
Şekil 2.3. İmplant üretim süreçlerinin karşılaştırılması. a) geleneksel implant b) kişiye özel implant 21
Şekil 2.4. Kafatasının üst kısmından alınan koronal kesit 22
Şekil 2.5. İmal edilmiş gözenekli deney numunesi 25
Şekil 2.6. Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar 26
Şekil 2.7. Eklemeli imalat şematiği 36
Şekil 2.8. Eklemeli imalat işleminde genel aşamalar 37
Şekil 2.9. DMLS'nin şematiği a) lazer ergitme işleminde seçilen bölgelerin lazer ile ergitilmesi, b) SLE prosesinin genel görünüşü 38
Şekil 2.10. İşlem parametrelerinin şematik gösterimi 39
Şekil 2.11. Herhangi bir implantın tasarımdan imalata işlem basamakları 40
Şekil 2.12. a) Kranioplasti sonrası koyun kafatasının görünümü b) Osteoblast hücresinin implantı kavraması SEM görüntüsü 49

Şekil 3.1. EOS M280 DMLS tezgâhı görüntüsü 51
Şekil 3.2. Bilgisayarlı tomografi cihazı görüntüsü 52
Şekil 3.3. LEICA Research Polarizan DMLP Model optik mikroskop 53
Şekil 3.4. EVO 50 Taramalı elektron mikroskop görüntüsü 54
Şekil 3.5. Tavşanın kafatası 3B görüntüsü a) kusurlu bölgenin görüntüsü, b) kesit görüntüsü 55
Şekil 3.6. Kişiye özel tavşan kafatası implant tasarımı ve imalatı 55
Şekil 3.7. Deneyde kullanılan koyunlar 56
Şekil 3.8. Deneysel çalışmada iş akış seması 57
Şekil 3.9. Silindirik geçişli gözenekli yapı görüntüsü 58
Şekil 3.10. Düzlemsel geçişli gözenekli yapı görüntüsü 58
Şekil 3.11. Birim gözenek yapı elemanları 59
Şekil 3.12. Geçişli gözenekli modellerin dış kısmı a) önden görünüşü, b) kesit A-A ve gözenek detay görünümü, c) izometrik perspektif görüntüsü 59
Şekil 3.13. Geçişli gözenekli modellerin görüntüleri 60
Şekil 3.14. Modellere uygulanan yük ve sınır şartları 61
Şekil 3.15. Deney numunelerin imalatı 64
Şekil 3.16. Deney numunelerinde oluşan deformasyon 64
Şekil 3.17. Deney numunelerin kovan içindeki görüntüsü 65
Şekil 3.18. Destek kovanı ve numuneler 65
Şekil 3.19. Çekme, basma, çentik darbe numunelerinin sanal iş tablasında görüntüleri (a,b,c,d) 66
Şekil 3.20. Ada tarama yöntemi 67
Şekil 3.21. Izgara tarama yöntemi 67
Şekil 3.22. Çekme, basma ve çentik darbe deney numunelerinin görüntüleri (a,b,c,d) 69
Şekil 3.23. BT'si çekilmiş koyun kafatasının 3B modeli 70

Şekil 3.24. Kişiye özel hasarlı bölgeye uygun tasarlanmış implant 70
Şekil 3.25. Gözenekli ve tam dolu implantların imalat görüntüsü 71
Şekil 3.26. Çekme deney numune boyutları 72
Şekil 3.27. KRZ geçişli gözenekli çekme numunesi görüntüsü 72
Şekil 3.28. TS 206 basma numunesi boyutları 73
Şekil 3.29. KRZ geçişli gözenekli basma deney numunesi şekli 74
Şekil 3.30. TS EN ISO 148-1 V standartlı çentikli charpy darbe numunesi boyutları 74
Şekil 3.31. KRZ geçişli gözenekli çentik darbe deney numunesi şekli 75
Şekil 3.32. Mikrosertlik ölçümünün yapıldığı yüzeyler 76
Şekil 3.33. İmplantların cerrahi prosedür ile koyun kafatasına takılmış görüntüsü(a,b) 78
Şekil 4.1. Çekme numunelerinin dayanım dağılım sonuçları 81
Şekil 4.2. Çekme numunelerinin toplam yer değiştirme sonuçları 82
Şekil 4.3. Numunelerin maksimum toplam yer değiştirmeleri 83
Şekil 4.4. Numunelerin Von-Mises gerilmeleri 84
Şekil 4.5. Numunelerin kütle değerleri 85
Şekil 4.6. Numunelerin kütleleri ile yer değiştirme değerleri 85
Şekil 4.7. Çekme numunelerinin kopma görüntüleri 87
Şekil 4.8. Test cihazının şekil değiştirme verilerine göre dayanım-gerinme grafiği 88
Şekil 4.9. Tam dolu numunesinin yeniden düzenlenmiş dayanım- gerinme grafiği 89
Şekil 4.10. Oktogonal (B) numunesinin gerilme-birim şekil değişim diyagramı 89
Şekil 4.11. KRZ (C) numunesinin gerilme-birim şekil değişimi diyagramı 90
Şekil 4.12. Bal peteği (D) numunesinin dayanım-birim şekil değişimi diyagramı 90
Şekil 4.13. FEM (E) numunesinin dayanım-birim şekil değişim diyagramı 91
Şekil 4.14. Çekme numunelerin dayanım-birim şekil değişim grafiği 92
Şekil 4.15. Gözenekli çekme numuneleri 97
Şekil 4.16. Ada tarama göre ortalama çekme dayanımı 99
Şekil 4.17. Izgara tarama göre ortalama çekme dayanımı 102
Şekil 4.18. Basma numunelerin imalat sonrası görüntüleri 104
Şekil 4.19. Ada tarama göre ortalama basma dayanımı 106
Şekil 4.20. Izgara tarama göre ortalama maksimum basma dayanımı 109
Şekil 4.21. Çentikli darbe numuneleri imalat sonrası görüntüleri 111
Şekil 4.22. Ada tarama göre çentik darbe enerjisi gösterimi 113
Şekil 4.23. Izgara tarama göre çentik darbe enerjisi gösterimi 116
Şekil 4.24. Sertlik numuneleri bakalite alındıktan sonraki görüntüleri 118
Şekil 4.25. Ada tarama göre mikro sertlik değerleri 120
Şekil 4.26. Izgara tarama göre mikro sertlik değerleri 122
Şekil 4.27. Tam dolu ve geçişli gözenekli implantların yoğunluk değerleri 124
Şekil 4.28. Kemik –implant segmenti görüntüsü 126
Şekil 4.29. Tam dolu implant-kemik birleşim yerleri gösterimi 127
Şekil 4.30. Geçişli gözenekli implantın dış yüzeyinde hücre gelişim kanalı 128
Şekil 4.31. Geçişli gözenekli implant yarım küresel yapı doku gelişim gösterimi 128
Şekil 4.32. Geçişli gözenekli implant içerisindeki hücrelerin görüntüsü 129

Şekil 4.33. Ti-6Al-4V alaşımı mikro yapı a) KRZ gözenek modelin iç kenar TEM görüntüsü, b) Ti6Al4V alaşımın faz yapısı görüntüsü 100 Büyütme 130
Şekil 4.34. SM1 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 131
Şekil 4.35. SM2 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 131
Şekil 4.36. SM3 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 132
Şekil 4.37. SM4 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 132
Şekil 4.38. SM5 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 132
Şekil 4.39. SM6 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 133
Şekil 4.40. SM7 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 133
Şekil 4.41. SM8 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 133
Şekil 4.42. SM9 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 134
Şekil 4.43. EOS numunenin mikro yapı görüntüsü 134
Şekil 4.44. SM10 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 135
Şekil 4.45. SM11 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 135
Şekil 4.46. SM12 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 136
Şekil 4.47. SM13 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 136
Şekil 4.48. SM14 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 136
Şekil 4.49. SM15 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 137
Şekil 4.50. SM16 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 137
Şekil 4.51. SM17 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 137
Şekil 4.52. SM18 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü 138
Şekil 4.53. Ti-6Al-4V alaşımı parlatılmış yüzeylerde EDS analizi 139

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2. 1. Yaygın kullanılan bazı implant malzemeleri. 9
Çizelge 2.2. Metal malzeme türlerinin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları. 11
Çizelge 2.3. Seramik malzeme türlerinin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları. 12
Çizelge 2.4. Polimer malzeme türlerinin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları 13
Çizelge 2.5. Kompozit malzemelerin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları 14
Çizelge 2.6. İmplant üretiminde kullanılan biyomalzemeler ve dokuların bazı mekanik özellikleri 17
Çizelge 2.7. Doğal insan dokularının bazı mekanik özellikleri 19
Çizelge 2.8. Ortopedik implantlarda kullanılan malzemelerin kullanım oranları 28
Çizelge 2.9. Biyomalzemelerin imalat yöntemleri ve karşılaştırması 33
Çizelge 2.10. Biyomalzemelerin imalat yöntemleri ve karşılaştırması (devamı) 34
Çizelge 2.11.Deney hayvanların kullanıma göre sınıflandırılması 45
Çizelge 3.1. Ti6Al4V toz malzemesi özellikleri 51
Çizelge 3.2. EOS M280 DMLS tezgâhın özellikleri 52
Çizelge 3.3. BT cihazın teknik özellikleri 53
Çizelge 3.4. Ti6Al4V titanyum alaşımın mekanik ve fiziksel özellikleri 61
Çizelge 3.5. Kafatası kemiğin mekanik özellikleri 62
Çizelge 3.6. Çekme, basma ve çentikli darbe deney numunelerin imalat işleme parametreleri 68
Çizelge 4.1. Çekme numunelerin mekanik özellikleri 83
Çizelge 4.2. Çekme testi sonuçları 86
Çizelge 4.3. Numunelerin Hesaplanan Elastisite Modülleri 92
Çizelge 4.4. Çekme numunelerinin mekanik özellikleri ve geometrik şekilleri 93
Çizelge 4.5. Gözenek modellerin geometrik şekillerinin puanlaması 94
Çizelge 4.6. Gözenekli numune geometri seçiminde parametre ağırlık oranları 95
Çizelge 4.7. Farklı işleme parametrelerine göre ortalama çekme dayanımı 98
Çizelge 4.8. Izgara tarama göre çekme numunelerin ortalama çekme dayanımı 100
Çizelge 4.9. Ada tarama göre farklı işleme parametrelerine göre basma numunelerin ortalama basma dayanımı 105
Çizelge 4.10. Izgara tarama göre basma numunelerin ortalama basma dayanımı 107
Çizelge 4.11. Ada tarama stratejisine göre çentik darbe deney sonuçları 112
Çizelge 4.12. Izgara tarama stratejisine göre çentik darbe deney sonuçları 114
Çizelge 4.13. Ada taramaya göre ortalama mikrosertik ölçüm sonuçları 119
Çizelge 4.14. Izgara taramaya göre ortalama mikrosertik ölçüm sonuçları 121

Çizelge 4.15. DMLS ile imal edilmiş implantların ortalama ham yoğunluk değerleri 125
Çizelge 4.16. Mikro yapı incelemeleri için ada taramaya göre farklı işleme parametreleri 131
Çizelge 4.17. Mikro yapı incelemeleri için ızgara taramaya göre farklı işleme parametreleri 135
Çizelge A 1. İşlem parametrelerine göre çekme dayanımı değerleri 163
Çizelge B. 1. İşlem parametrelerine göre basma dayanımı değerleri 166
Çizelge C. 1. İşlem parametrelerine göre darbe enerji yoğunluğu değerleri 169
Çizelge D.1 İşlem parametrelerine göre mikrosertlik değerleri 171

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu
Al	Alüminyum
BDT	Bilgisayar Destekli Tasarım
BDÜ	Bilgisayar Destekli Üretim
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CLI	Ortak Katman Arabirimi
DMLS	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
E	Enerji Yoğunluğu (J/mm^2)
EBM	Elektron Işınlı Ergitme
EDS	Enerji Dağıtmalı Element Analizi
Eİ	Eklemeli İmalat
EYM	Ergiterek Yığma ile Modelleme
F	Kuvvet (N)
FDM	Ergiterek Yığma ile Modelleme
HD	Tarama Mesafesi (mm)
Hİ	Hızlı İmalat
HP	Hızlı Prototipleme
ISO	Uluslararası Stantard Organizasyonu
Kİ	Katmanlı İmalat
KÜ	Katmanlı Üretim
LP	Lazer Gücü (W)
LS	Tarama Hızı (mm/sn)
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PEEK	Polyaryletherketone
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu
SLA	Stereolithography
SLS	Seçiçi Lazer Sinterleme
STL	Steryolitografi Dosyası
SLE	Seçiçi Lazer Ergitme
Ti	Titanyum
TM	Toz Metalurjisi
TS	Türk Stantardları
TSE	Türk Stantardları Enstitüsü
TÜBİTAK	Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Kurumu
V	Vanadyum
3B	Üç Boyutlu
2B	İki Boyutlu

1. GİRİŞ

Canlıların vücudunda meydana gelen hasarlardan dolayı görevini yitiren doku veya organların ihtiyaçlarını karşılamak için ameliyat sürecinde zarar gören kemik yerine gerçeğe yakın doku veya organın benzerleri imal edilerek çare aranmaktadır. Hasarlı doku veya organın işlevini yerine getirmek için imal edilen yapay cisimlere implant denilmektedir. Doğuştan gelen hastalıklar, kanser, travma, kaza v.b. sebeplerle hastalarda meydana gelen kemik yapısı bozukluklarını tedavi etmek için implant takılmaktadır. Buna ilave olarak, operasyon esnasında vücuttan çıkarılan kemik parçaları steril soğuk ortamda saklanır. Ayrıca enfeksiyon riski olan kemikler kullanılmayıp onun yerine de implant kullanılmaktadır.

Genel olarak implantlar geleneksel imalat yöntemleri ile standart şekil ve boyutlarda imal edilirler. Ancak insanlar farklı anatomik yapıya sahip olduklarından standart implantlar zaman zaman hastanın anatomik yapısına tam uymazlar. Stantard implantlar yanında son yıllarda gelişen teknolojiler sayesinde kişiye özel şekil ve boyutlarda implantlar yapılabilmektedir.

Cerrahi operasyonlarda genel olarak standartlaştırılmış geometrik yapı boyut ve ölçülerdeki implantlar kullanılmaktadır. Standartlaştırılmış implantların takılması hastaların yaşam kalitesinin istenilen düzeyde olmasına engel olmaktadır. Bu nedenle, hastalarda anatomik yapıya tam uygun ve kişiye özel implantların imal edilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. İmplantın hasta anatomisine tam uygun olması için kişiye özel tasarımın yanında, doku gelişimine imkân veren gözenekli bir yapıya sahip olması da istenmektedir. İnsan kemiğinin içyapısı incelendiğinde kemiğin dış kısmının mikro gözenekli kabuk tabakasından, iç kısmının ise değişen gözenekli bir süngerimsi yapıdan oluştuğu görülmektedir.

Kafatası kemiğinin yapısı da genel olarak diğer kemik yapılarına benzemektedir. Ancak kafatası kemiği yassı kemikleri süngerimsi yapıdan oluşmakla birlikte, kalınlığı değişebilen iç ve dış tarafta sert kemik tabakalarıyla örtülüdür. Bu iki sert tabaka arasında gözenekli bir yapı mevcuttur ve gözenek boşlukları ince hücresel tabaka (endosteum) ile örtülüdür (Oliveira vd., 2008). Kafatası

implantlarında da hücre gelişimine ve anatomiye uygun kişiye özel implantın modellenmesine ve tasarımına ihtiyaç duyulmaktadır.

Biyomekanik modelin tasarımında, kafatası kemiğindeki kusurlu bölgenin modellenmesi için Bilgisayarlı Tomografi (BT) verilerinden faydalanılır. BT cihazından alınan *.DICOM formatındaki kafatası kemiği verilerinin 3 boyutlu (3B) modelinin oluşturulması için, önce program içerisindeki kemik (Bone, CT) ve Hounsfield (HU) değerinden faydalanmak suretiyle kafatası içindeki kemiğin sınır çizgileri belirlenir ve işaretlenir (Adapınar vd, 1997). İşaretleme işleme dahilinde görüntülerden kaynaklanan sınır çizgileri hataları düzenlenerek işaretleme (marking) işlemine son verilir. Bu işlemden sonra belirlenen işaretlemelerin 3B modelleri oluşturulmaktadır (Adapınar vd., 1997; Olivera vd., 2008; Özkan 2010, Saldarriaga vd., 2011.). Bilgisayarlı tomografi ile hazırlanmış 3B katı model dosyasını alabilmek için ortak bir dosya formatı kullanmaktadır. En yaygın olarak kullanılan standart dosya formatı ***.STL**'dir.

Medikal görüntü işleme programında elde edilen kusurlu 3B modeller ".STL" dosya formatı olarak çıktı alınarak bilgisayar destekli tasarım programı ile kafatası kusur bölgesi için implantın modeli oluşturulabilir. İmplant-kemik entegrasyon bölgesinde güçlü bir bağ kurulması için bu implantın tasarımında özel geometri tasarımları ve içyapı tasarımları önemli bir faktördür. Kemik büyümesi için implantın entegrasyon bölgesinde düşük mikronda özel geometrili gözenekli olması gerekmektedir. Gözeneklilik üzerinde yapılan çalışmalarda; 100-500 μm arasında gözenek boyu, dokunun gelişimine ve damar oluşumuna uygun olduğu gösterilmiştir (Pasinli ve Aksoy, 2010). İmplantın iç bölgesi ise daha büyük bir gözeneklilik yapılarak implant hafifletilerek daha yüksek bir elastisite özellik sağlanabilir. İmplant içerisindeki gözeneklilik, geometrik yapısının içine yerleşen dokunun zorlanması sonucunda hemen hasar görmesine engel olacak geometrik yapıda olmalıdır. Bu nedenle geometrik tasarımda implant-kemik entegrasyon bölgesinde gözenek geometrisinde keskin köşelere yuvarlak bir form verilmesi planlanmıştır. Ayrıca tasarlanan implantların kemik içyapısına benzer bir yapıya sahip olması, implantın takıldığı yerdeki ameliyat başarısını artıracaktır.

Günümüzde bilgisayarlı tomografi (BT), MRI veya 3 boyutlu tarayıcıdan elde edilen iki ve üç boyutlu sayısal model ile implant üretiminde, Eklemeli İmalat (Eİ) yöntemlerinin kullanıldığı çalışmalar öne çıkmaktadır. Eklemeli imalat, modern (alışılmamış) imalat yöntemlerinden birisidir. Yöntemin temeli, birbiri üzerine kat kat malzeme eklemeye dayanmaktadır. Bu yöntemdeki amaç; geometrik karışıklığı sebebiyle geleneksel imalat yöntemleri ile imalatı mümkün olmayan parçaları imal ederek, imal edilebilirlik kısıdını ortadan kaldırmaktır. Son zamanlardaki literatür kaynaklarında da bu konu ile ilgili çalışmalara önem verildiği görülmektedir (Giannatsis ve Dedoussis, 2009; CustomPartNet, 2008; Çelik vd., 2013).

Eklemeli imalat yöntemleri, kullanılan ham malzeme ve katmanları birleştirme prensibine göre kendi içerisinde farklılıklar göstermekle beraber temel imalat teknikleri aynıdır. Bu konuda farklı imalat teknolojisi kullanarak imalat yapan bir çok Eklemeli İmalat yöntemi bulunmaktadır. Bunlara örnek olarak; **Üç B**oyutlu **Y**azıcı (3BY), **E**rgiterek **Y**ığma ile **M**odelleme (EYM), Lazer Işığı ile Kürleme (LIK), **K**at-kat **N**esne **İ**malat (KNİ), **S**eçici **L**azer **S**interleme (SLS)/**S**eçici **L**azer **E**rgitme (SLE) verilebilir.

Literatürde eklemeli imalat ile kalıp sanayi, uzay ve uçak sanayi, tıbbi malzeme imalatı gibi alanlarda Seçici Lazer Sinterleme/Ergitme (SLS/SLE) makinelerinden direkt olarak gerçek parçalarının üretimi birçok araştırmanın konusu olmaktadır. SLS/SLE sistemleri, Hızlı Prototipleme teknolojisi olarak 90'lı yılların başlarında gelişmeye başlamış ve üretimin her aşamasında gitgide kullanımı artmıştır. SLS/SLE sistemleri zaman içerisinde daha da gelişerek metal tozlarından direkt parça imalatına geçilmiştir. Bu yöntemle imal edilen parçalardaki mekanik özellikler geleneksel yöntemlerle imal edilen parçalardaki mekanik özellikler ile hemen hemen aynı olmakta hatta geçmektedir (Song vd., 2014).

Yukarıdaki paragraftan anlaşılacağı gibi eklemeli imalat yöntemlerinin önemli avantajları vardır. Bu avantajların başında geleneksel imalat yöntemleri ile imal edilemeyen karmaşık geometrilere sahip parçaların eklemeli imalat ile imal

edilebilmesi gelmektedir. Bununla birlikte, destek malzemesi hariç hiç atık malzemenin olmayışı, lazer veya elektron ışını kullanan kaynak onarımı ile parça tamiri, çoklu malzemeden (birden fazla farklı özellikte malzeme) parça imal edebilme, tasarım esnekliği ve doğrulaması, tasarım sürecini hızlandırma gibi avantajlara da sahiptir.

Eklemeli İmalatın belirtilen avantajlarının olmasının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Eklemeli İmalat sistemlerindeki işlem maliyetinin yüksek olması, inşa hacmi sınırlaması nedeniyle büyük parçaların imal edilememesi, seri üretim için uygun olmaması, kullanılan ham malzeme fiyatlarının yüksek olması ve imal edilen parçaların amaçlanan kullanıma bağlı olarak ikincil işlemleri gerektirebilmesi Eİ yönteminin başlıca dezavantajlarındandır.

DMLS ile imalat sürecinde, imal edilecek numunede istenilen nitelikleri elde etmek için, kontrol edilebilen ve değiştirilebilen çok miktarda giriş parametreleri vardır. Bu yüzden gerçek metal parça imalatında giriş parametreleri önemli bir rol oynamaktadır. Giriş parametreleri değiştirilmek suretiyle imal edilecek parçada; yoğunluk, gözeneklilik, pürüzlülük, dayanım gibi çıkış özellikleri belli ölçülerde ayarlanabilmektedir. Literatürde, imalat parametrelerini içeren çok sayıda çalışma bulunmakta ve bu çalışmalar ışığında imalat esnasında kullanılacak başlangıç parametreleri öngörülebilmektedir. Bu parametrelerden bazıları; katman kalınlığı, tarama mesafesi, tarama hızı, adım boyu, toz karakteristikleri ve lazer parametreleridir. Lazer parametreleri olarak; lazer gücü, darbe frekansı, parça-katman sıcaklığı, darbe boyu, benek çapı gibi parametrelerden bahsedilebilir. Toz karakteristiği parametreleri olarak da toz boyutu, toz yoğunluğu ve karışımın toz oranından bahsedilebilir.

Tez çalışmasında;

- Bilgisayar destekli tasarım programlarından Solidworks ve Netfabb programı ile dört farklı birim gözenek modellerini kullanarak dış yüzey mikro gözenekli yarım küresel bir yapıdan, orta ve iç kısım ise gözenek

boyutu gittikçe büyüyen geçişli gözenekli standart deney numuneleri tasarımı,

- Tasarlanan deney numunelerin Rhino/Scan Solver programı kullanrak sonlu elemanlar analizi ile en uygun gözenek modelin bulunması,
- Ön deneysel çalışma ile en uygun gözenek modelin bulunması,
- En uygun işleme parametresini belirlemek için mekanik ve metalografik deneylerin yapılması,
- Deney hayvanı koyun kafatasından kusurlu bölgedeki kemiğin çıkarılması,
- Mimics ve 3-matic biyomedikal programlar ile kusurlu bölgenin kafatasının 3 boyutlu modellenmesi,
- Darbe ve dayanım açısından en uygun işleme parametresi ile tam dolu ve geçişli gözenekli implantların imal edilmesi
- İmplantların deney hayvanı koyunlara cerrahi operasyon ile takılması,
- Deney hayvanların bakımı ve gözlemlenmesi,
- İmplant ile kemik arasındaki hücresel gelişimin gözlemlenmesi için Tarayıcı Elektron Mikroskopu (SEM) ile görüntülerin çekilmesi işlemleri amaçlanmıştır.

Bu çalışmada insan ve tüm canlılarda kullanılabilecek geçişli gözenekli implantın tasarımı ve osseointegrasyonu incelenmiştir. İmplantın tasarımı, silindirik/düzlemsel biçimde dış ve iç bölge şeklinde çizilmiştir. İki bölge birbirine bağlı olacak şekilde tek parça olarak tasarlanmıştır. Dış bölge mikro düzeyde yarım küresel/eliptik gözenekler oluşturulmuştur. Mikro gözenekler içerisinde gelişen hücrelerin gelişim gösterilebilmesi için gelişim kanalları oluşturulmuştur. Hücre gelişim kanalları sayesinde kemik hücreleri iç bölgeye doğru gelişim gösterebilecek şekilde tasarlanmıştır. İç bölgede ise hücrelerin daha rahat yaşayabilmesi için kemiğin doğal yapısına uygun şekilde kademeli büyüyen geçişli gözenekler modellenmiştir. Bu yapı sayesinde kemik-implant ara yüzünde güçlü ve uzun ömürlü doku bağı oluşmasının sağlanması amaçlanmıştır.

Bütün bunların olası implant revizyon süresini uzatacağı, yaşam konforunu iyileştireceği, geometrik uyumun daha düzgün sağlanacağı öngörülmüştür.

En uygun parametreleri belirlemek için mekanik deneyler yapılmıştır. Deney sonuçlarından elde edilen veriler doğrultusunda belirlenen en uygun parametre ile implantlar imal edilmiştir. Daha sonra implantlar tam dolu ve geçişli gözenekli olarak koyun kafatasına takılmıştır. Koyun kafatası 12 hafta süre ile izlenmiş ve gözlemlenmiştir. Koyunların sağlık durumları uzman veteriner hekimlerce sürekli takip altında tutulmuştur. Daha sonra koyunun kafatasından implantlar çıkartılmıştır. İmplantlar osseointegrasyon bakımından Taramalı Elektron Mikroskbu (TEM) altında incelenmiştir. Ayrıca bu çalışma, her ne kadar kafatası implantı üzerinden yürütülmüş olsa da, elde edilecek sonuçlar diğer ortopedik implantların (kalça, diz, çene vb.) imalatında da kullanılabilecektir.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Bu bölümde, implant uygulamalarında kullanılan biyomalzemeler, kemik özellikleri, implant tasarımı, kişiye özel implant, gözeneklilik ve hafifletme, sonlu elemanlar analizi, implant imalat yöntemleri, eklemeli imalat ve temelleri, implant imalatı ve imal edilebilirliği gibi konular hakkında literatür çalışmaları yer almaktadır.

2.1. İmplant

İmplant kelimesi genel anlamıyla yerleştirmek veya yerine takmaktır. Başka bir ifadeyle implant, vücut içerisine ve canlı dokulara yerleştirilen cansız maddeleri ifade eder. Ayrıca implant, insan vücudu içerisine yerleştirilen, bir doku veya organın işlevini yerine getiren yapay cisimler olarak da ifade edilir.

İmplantların canlı dokularda kullanılması fikri antik çağlara dayanır. Eski Mısır medeniyetlerinden zamanımıza ulaşan duvar resimleri, kırılan kemiklerin tedavisi için çeşitli usullerin düşünüldüğünü göstermektedir. İlk implantlar saf metallerden ve basit alaşımlardan yapılmıştır. 1900'lü yılların başında metal esaslı ortopedik implantlar ve kemik vidaları üzerinde çalışmalar yoğunluk kazanmış ve ilk kobalt esaslı implantlar 1924 yılında hayvanlarda denenmiştir. Kobalt-krom implantlar da ilk kez 1938 yılında insanlarda kullanılmıştır. 1950 yılında bu implantların yerini hassas döküm tekniği ile imal edilen ve şekil olarak günümüzdekilere benzer implantlar almıştır (Erten ve Yağmur, 1997).

Avrupa Topluluğu 1990 Biyomekanik Toplantısı'nda verilen rakamlara göre bir yılda İngiltere'de 45.000, Avrupa'da 250.000, dünyada 500.000 femur başı implantı kullanılmaktadır. Aynı implantın, yapılan gayri resmi istatistiklere göre Türkiye'deki kullanım miktarı yılda 20.000'i bulmaktadır (Aung vd., 1999). 1991 yılında ABD'nin ortopedik implant ve aletler için toplam pazarı 2 milyon $'a ulaşmıştır. 1998 verilerine göre 11 milyon Amerikalının (toplam nüfusun %4,6'sı) her birinde en az bir implant vardır. İmplant ve aletlerin kullanıldığı

ortopedi dışında oral ve çene cerrahisi, kafatası plakları, vidalar ve kardiovasküler cerrahi gibi alanlar da vardır (Gökçe, 2006).

Dolayısıyla yaşlanmaya bağlı hastalıklar, akut yaralanmalar ve kronik hastalıklar gibi değişik nedenler ile oluşan doku kayıplarından (dejenerasyonundan) kaynaklanan eksikliklerin giderilmesine/desteklenmesine ihtiyaç vardır. Bu nedenle, sağlıklı organ ve dokulara zarar vermeyen ve entegre olabilen implantların geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

2.1.1. İmplant Uygulamalarında Kullanılan Biyomalzemeler

İmplant malzemesinin seçiminde, kemiğin mekanik ve biyolojik özelliklerinin yanında implantasyonun yapılabilmesi için implantın uygulanacağı yerdeki fiziksel şartların da dikkate alınması gerekmektedir (Parida vd., 2012; Nasab vd., 2010; Yalçın vd., 2007). İmplant malzemesi için mekanik, biyolojik, imalat ve işletme değeri açısından önemli faktörler aşağıdaki gibidir:

- Mekanik özellikler: dayanım, modül, süneklik, sertlik, yorulma direnci,
- Biyolojik özellikler: korozyon direnci, biyouyumluluk, element zehirliliği, parçacık yayma,
- İmalat süreci: döküm, demir dövme, işleme, yüzey işlemleri, kaplamalar,
- İşletme değeri: malzeme maliyeti ve tedarik edilebilirlik, üretim maliyetidir (Parida vd., 2012).

Ne yazık ki hiçbir malzemede arzu edilen özelliklerin tümü bulunmamakta, düşük elastiklik modülü ve yüksek dayanım gibi özellikler bile bazı malzemelerde karşılanamamaktadır. Bu nedenle herhangi bir implant için seçilecek olan malzeme, implantın özel fonksiyonu için zorunlu gereksinimleri karşılayacak özelliklere sahip olması gerekmektedir (Schmoelz, 2012).

Birçok malzeme içerisinden en uygun olanının seçilmesi malzemenin mekanik, biyolojik, imal edilebilirlik ve maliyeti gibi faktörler değerlendirilerek en uygun

olanın seçilmesinde bu faktörler dikkate alınmaktadır (Nasab vd., 2004; Fındık, 2008).

Malzeme seçiminde uygulanan adımlar;

- Malzemelerin genel özelliklerinin analizi,
- Aday malzemenin seçimi,
- Gerekli özelliklere en iyi uyan malzemenin seçimi olarak belirtilmektedir.

Malzemenin gerekli özellikleri ortaya konduktan sonra, bu özellikleri en iyi, en kararlı, en ucuz bir şekilde sağlayacak malzeme seçilmelidir (Fındık, 2008). Buna göre, implant malzemesi seçimine yönelik kemiğinin özellikleri ile ilgili literatür çalışmaları aşağıda verilmiştir.

İmplant imalatında kullanılan malzemeler genellikle; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitlerdir (Schmoelz, 2012; Ayhan, 2002; Czernuszka, 1996; Wang vd., 2011). Bu sınıflandırma, metal ve metal olmayan malzemeler olarak da belirtilebilir (ASTM International, 2012) . Çizelge 2.1' de sıkça kullanılan bazı implant malzemeleri gösterilmiştir.

Çizelge 2. 1. Yaygın kullanılan bazı implant malzemeleri (Czernuszka, 1996; Walter, 2006).

Metaller	**Seramikler**	**Polimerler**	**Kompozitler**
Paslanmaz çelik (316L)	Alüminyum	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen	Fiber-destekli polimetilmetakrilat (PMMA)
Co-Cr Alaşımlar,	Zirkonyum	Poliüretan	Grafit-Epoksi
Titanyum, Titanyum Alaşımları (Ti6Al4V)	Karbon		
	Hidroksilapatit		

Metalik biyomalzemeler; kaldırma, koşma, bükme ve çiğneme içeren aktiviteler gibi çevrimsel baskıların olduğu alanlarda kullanılmaktadır. Bu eylemlerin tümü implantta baskıları ileteceğinden metalik malzemeler bu uygulamalar için çok uygundur. Aşınmaya ve korozyona karşı direncin gerektiği yerlerde seramik malzemelerin kullanımı benimsenmiştir. Polimerik malzemeler kararlılık ve esnekliğin gerektiği yerlerde kullanılmaktadır (Czernuszka, 1996). Kompozitler ise; implantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla eşit olması gereken yerlerde ve yumuşak doku implantlarında kullanılırlar (Gümüşderelioğlu, 2012). Bu malzemeler, türlerine ve kullanım yerlerine göre Çizelge 2.2, Çizelge 2.3, Çizelge 2.4, Çizelge 2.5'de verilmiştir.

Çizelge 2. 2. Metal malzeme türlerinin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları (Czernuszka, 1996; Walter,2006).

	Malzeme Türü	**Kullanım Yerleri**	**Avantajları**	**Dezavantajları**
Metaller	Co-Cr Alaşımlar	Diş implantları, Kalça implantları, Levha tipi tutturucular, Ortopedik implantlar, Eklem kafa bileşenleri	Yüksek dayanım, Yüksek korozyon direnci Yüksek aşınma direnci (çeliğe göre), Yüksek yorulma direnci, Yüzey parlatılabilirliği, Düşük Nikel oranı	Sert bir metaldir, İşlenmesi zordur, Çok daha pahalıdır (çeliğe göre)
	Paslanmaz Çelik(316L)	Kalça implantları (femur), Sabitleme ve yerleştirme için pimler, plakalar ve vidalarda, Kalp kapakçıkları	Yüksek dayanım, Yüksek korozyon direnci, Geliştirilmiş biyouyumluluk, (Paslanmaz çeliklerin diğer türleri ile karşılaştırıldıklarında), Ucuz, Kolay üretilebilir	Alaşımındaki nikel bazı kişilerde alerjiye sebep olmakta
	Titanyum ve Alaşımları (Ti6Al4V)	Eklemler, Diş implantları, Kafatası tabakası ve kalça kemiği, İmplantları(femur kök), Geometrisi çok değişken yerlerde	Çok yüksek yüzey kaliteleri, Mükemmel dayanım, Çok iyi Biyo-uyumluluk, Düşük yoğunluk, Çok iyi korozyon direnci, Yüksek yorulma direnci, Hafif, Kayma deformasyonuna dayanıklı, Kontrol edilebilir gözeneklilik	Çok pahalı olması(çeliğin 5 katı kg'da), Çekme dayanımı kobalt ve çeliğe göre daha azdır,düşük sertliği sebebiyle aşınma direnci yoktur
	Tantalyum	Tümör eksizyonunu takip eden yeniden inşa ameliyatında, Başarısız ya da zorlayıcı eklem yenilemesinde İnsanlardaki omurga füzyonlarında kullanılmaktadır	Kemiğe yakın mekanik karakteristiklerde ve gözeneklilik ile imal edilebilirlik	Yapısal implantlarda yeterli mekanik özelliğe sahip değil

Çizelge 2. 3. Seramik malzeme türlerinin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları(Czernuszka, 1996).

	Malzeme Türü	**Kullanım Yerleri**	**Avantajları**	**Dezavantajları**
Seramikler	Alüminyum	Diş implantları, Kalça protezlerinde femur kafası olarak, Toplam sırt eklemleri gibi yük yatağı uygulamalarında	Yüksek biyo-uyumluluk, üksek aşınma direnci, Yüksek korozyon direnci, Yüksek sertlik değerlerinde parlatılabilir	- Metallere göre mekanik özelliklerinin iyi olmaması - Çok sert ve kırılgan olmaları Yaşlanma sertleşmesi için hassas olmaları
	Karbon	Kalp kapakçıkları		
	Hidroksiapatit	Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde, Orta kulak implantları, Diş köprüsü ve artırma(çoğaltma), Göz zemini çatlakları için göz implantları ve genel hacim artırmada, Metallerin biyo-uyumlu yüzey kaplaması olarak	Doğal kemik yapısında bulunan kalsiyumun mineral formunda Mükemmel biyo-uyumluluk	
	Zirkonyum	Medikal implantların hatalarını düzeltmek için	Yüksek aşınma direnci Yüksek korozyon direnci Titanyuma yakın biyo-uyumluluk	

Çizelge 2. 4. Polimer malzeme türlerinin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları (Ayhan, 2002; Wang vd., 2011).

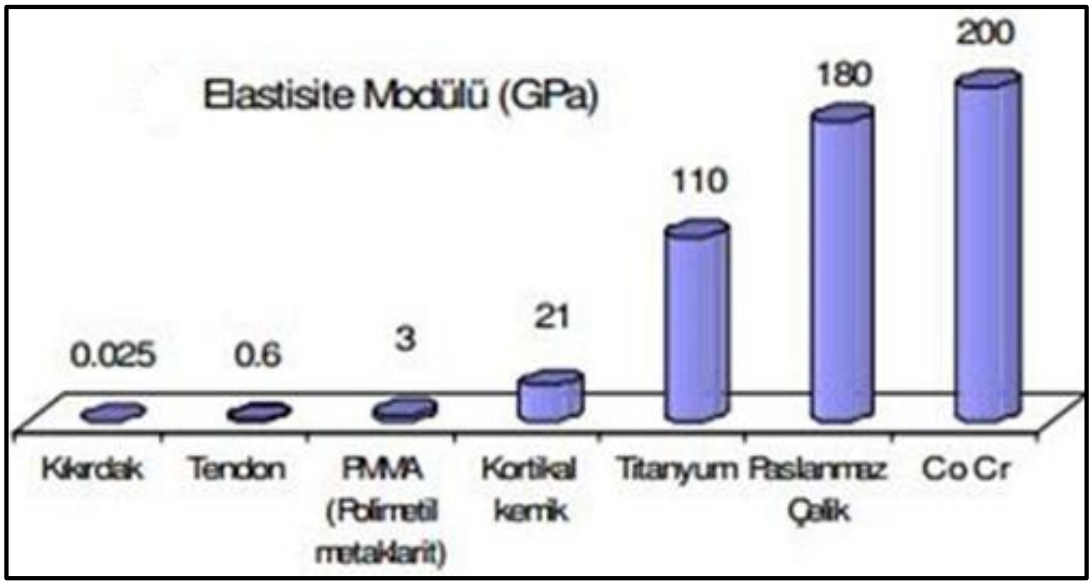
	Malzeme Türü	**Kullanım Yerleri**	**Avantajları**	**Dezavantajları**
Polimerler	Polietilen (PE)	Yapay tendon ve bağlar Yapay kalça protezlerinde	kararlılık, esneklik ve kontrollü gözeneklilik	Kararlılık, esneklik ve kontrollü gözeneklilik Zayıf kayma ve aşınma direnci
	PEEK	Kafa yaralanmaları veya doğuştan deformiteleri olan hastaların kafatası implantları	Mükemmel yüksek sıcaklık performansı, Yüksek aşınma direnci, Yüksek kimyasal direnç, En iyi yangın, duman ve toksisite performansı, İyi hidroliz direnci, Çok iyi biyo-uyumluluk, steril edilebilirlik	
	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE)	Kalça protezlerinde oynar baş yatağı olarak	Grafit takviyesi ile kayma ve aşınma işlemine dayanıklılık artırılabilir	
	Polimetilmetakrilat (PMMA)	Kalça protezlerinde, Kemik dolgu maddesi, Göz içi lensler		
	Poliüretan (PU)	Yapay kalp, Kan damarı protezleri Kataterler		
	polietilenteraftalat (PET)	Yapay tendon ve bağlar, Kan damarı protezleri		

Çizelge 2. 5. Kompozit malzemelerin kullanım yerleri, avantaj ve dezavantajları(Czernuszka, 1996; Gümüşderelioğlu,2002; Roe,2012)

	Malzeme Türü	**Kullanım Yerleri**	**Avantajları**	**Dezavantajları**
Kompozitler	Fiber-destekli polimetilmetakrilat (PMMA)	Ortopedi ve diş hekimliği uygulamaları, Yumuşak doku implantları	Yapısal uyumluluk, Manyetik özellik taşımaz, Korozyon direnci, Metal yorgunluğunun görülmemesi, Metal iyonlarının salınımının görülmemesi, Kırılganlığın az olması, Hafif olması	Enfeksiyon oluşumu
	Grafit-epoksi			

İmplantlar, insan vücudunun değişik bölgelerinde değişik kuvvet ve etkilere maruz kalmaktadır. Günlük aktiviteler sırasında kemikler yaklaşık 4 MPa, tendonlara ise 40–80 MPa değerinde gerilmeler etki etmektedir (Walter, 2006). Normal seviyede yürüyüş sırasında ise, kalça kemiği üzerine yaklaşık 3 kN yük etki ettiği ve bu yükün 100 mm2 kesitteki bir kemikte yaklaşık 30 MPa değerinde dayanım oluşturacağı da literatürde yer almaktadır (Walter, 2006). Bir kalça eklemindeki ortalama yük, vücut ağırlığının 3 katına kadar çıkabilmektedir. Ayrıca sıçrama gibi faaliyetler sırasında bu değer vücut ağırlığının 10 katına kadar da çıkabilmektedir (Ayhan, 2002). Vücuttaki bu gerilmeler; ayakta durma, koşma, oturma gibi faaliyetler sırasında gün boyunca tekrarlanır. Bu tekrarlı hareketler biyomalzemelerin yorulmasına, çatlamasına ya da plastik deformasyonuna neden olabilmektedir (Walter, 2006). Yürüme esnasında femur başının, vücut ağırlığının (80 kg'lık bir vücut ağırlığının) 3,5 katına kadar yüklendiği deneysel olarak ölçülmüş olup, total kalça implantlarının, bu implantların eklem yerindeki sürtünme ile oluşan aşınmaya karşı da dirençli olması gerekmektedir (Wang vd., 2011).

Bu bakımdan kullanım yerinde yeterince rijitlik sağladıklarından dolayı özellikle vücut içerisine yerleştirilen implantlarda metal biyomalzemeler tercih edilmektedir. Metalik implantların dayanımı ve elastisite modülü, kemiğin dayanımından daha yüksektir (Walter, 2006; Roe, 2012). Metalik biyomalzemelerin elastisite modülleri çok yüksek (316L paslanmaz çelikte 200 GPa, titanyumda 110 GPa) seviyelerde iken, insan kemiğinde bu değer 10-15 GPa'dır (Parthasarathya, 2010; Harrysson vd., 2008). Bu mekanik uyumsuzluk, implantların yapısal olarak insan kemiğinden daha sert olmasına sebep olmakta ve kemik dokusundaki gerilme dağılımını olumsuz yönde etkilemektedir. Bundan dolayı seçilen implant malzemesinin kullanım yerindeki kemik dokunun elastisite modülüne en yakın malzemeden seçilmesi ve o bölgede yeterli derecede rijitlik sağlanması gerekmektedir (Yalçın, 2007). Şekil 2.1'de doğal dokuların ve metal implant malzemelerinin elastisite modüllerinin karşılaştırmasına ait grafik görülmektedir.



Şekil 2. 1. Doğal doku ve implant metallerinin elastisite modüllerinin karşılaştırılması (Yuehuei ve Draughn, 2000)

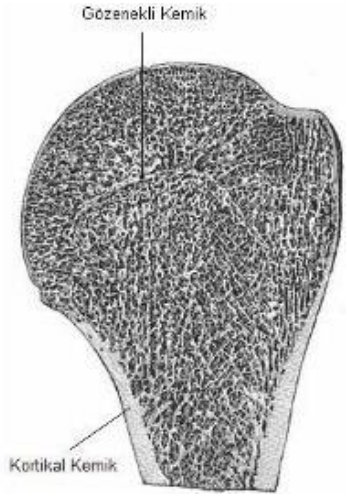
İmplant malzemesi olarak kullanılan alaşımların dayanımı oda sıcaklığında yapılan standart çekme, % kesit daralması veya uzamasıyla yeterli süneklik değerlerinin elde edilmesiyle birlikte kemiğe yakın eğilme dayanımının optimize edilmesi gerekir. İmplant malzemelerinde, yorulma-aşınma korozyonu ve çevresel gerilme çatlakları oldukça yaygındır (Thompson, 2001). Yorulma-aşınma kriterinin optimize edilmemesi durumunda, uzun süreli kullanımlarda, protezin gevşemesi, implant malzemesinden kemiğe yük transferinin yetersiz olması ile implantta bozulmalar meydana gelebilir. Bu ise, doku kaybına yol açmaktadır. Dolayısıyla, doğal kemikle implant malzemesi arasında elastisite modülüne bağlı olarak, esneklik veya sertlik farkı oldukça önem arz eder (Thompson, 2001). Çizelge 2.6'da implant üretiminde kullanılan biyomalzemeler ile doğal dokuların bazı mekanik özellikleri belirtilmiştir.

Çizelge 2. 6. İmplant üretiminde kullanılan biyomalzemeler ve dokuların bazı mekanik özellikleri

Malzeme Cinsi	**Çekme Dayanımı (MPa)**	**Akma Dayanımı (MPa)**	**Uzama %**	**Elastisite Modülü (GPa)**	**Yoğunluk (g/cm3)**	**ν(poisson oranı)**
316L	485 (sıcak dövülmüş) 860 (soğuk dövülmüş	172 690	40 12	193	7,9	0,28
Ti6Al4V	ELİ 860-965 895-930	795-875 825-870	10-15 6-10	101-110 110-114	4,5	0,342
CoCrMo	655	450	8	220	8,3	0,3
CoCrWNi	860	550	10	-	9,2	0,3
PMMA(polimetilmetakrilat)	59	-	2,5	2,9	1,19	0,35-0,4
HA (Hidroksiapatit)	294 (Basma) 197 (Eğilme)	-	-	4-117	3,16	0,27
PEEK (Polietereterketon)	13-156	~100	1,9-3,4	3,5	1,4-1,51	0,4
Arter (Atardamar)	1-1,6	-	0,8-1,1	0,03-3 (MPa)	-	-
Kalp kapağı	2-4,5	-	10-18	41-64 (MPa)	-	-
Elastik kıkırdak	3	-	30	15 (MPa)	-	-
Deri	6,2-14	-	110-140	23-44 (MPa)	-	-
Kas zarı	12-14	-	14-17	300(MPa)	-	-
Kas şeridi	59-69	-	8-9	966 (MPa)	-	-
Kortikal kemik	120	-	1,4	10-15	~1,7-1,9	0,33

2.1.2. Kemik Özellikleri

İskelet sisteminin amacı iç organları korumak, kasların bağlanması için rijit bağlantı bölgeleri sağlamak, kasların ve vücudun hareket etmesini kolaylaştırmaktır. Kemik, bu görevi yerine getirmesi için eşsiz yapısal ve mekanik özelliklere sahiptir. Kemik, kalsiyum fosfat gibi minerallerden ve protein liflerinden (kollajen) yapılmış canlı ve dinamik bir bağ dokusudur. Kemiklerin esas görevi, kasların yapışmasına olanak sağlamak, beyin ve omuriliği korumak, başta kalsiyum olmak üzere birçok mineral için depo görevi görmek ve iç organları koruyarak desteklemektir (Hulisioğlu, 2006). Kemiğin biyomekaniği de bu karmaşık görevleri yapabilmesi için özelleşmiştir. Kemiklerin önemli bir fonksiyonu yük taşımalarıdır. Kemiğin yük taşma kapasitesi; geometrisi, şekil, boyut ve kemik kütlesinin dağılımı, malzeme özelliklerine (doku özellikleri) ve uygulanan yükün yönü ve büyüklüğüne bağlıdır (Bouxsein, 2001, 2003). Biçimsel (morfolojik) olarak, kemik dış kısmında kabuk tabakası (kortikal), iç kısmında da süngerimsi (spongios) bir yapıdan oluşur. Kortikal yapıdaki kemik boşluksuz yapıda ve süngerimsi kemiğe göre daha yoğun yapıdadır. Süngerimsi kemik ise gözenekli bir yapıdan oluşur. İnsan kemiğinde gözenekliliğin toplam hacme oranı %20 ile %50 arasında olup, eğme/bükme dayanımı ise 30-180MPa arasındadır (Hayashi vd., 2005). Şekil 2.2' de bir kemiğinin kesit alınmış görüntüsü verilmektedir



Şekil 2. 2. Kemik kesit görüntüsü; dışarıda kortikal kemiğin örttüğü gözenekli kemik dokusu

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri uygulanan deneyin cinsine bağlı olmakla birlikte, statik basma deneylerinden elde edilen maksimum basma dayanımı ve elastisite modülü sınır değerleri sırasıyla 135-295 MPa ve 14,7-34,3 GPa'dır. Statik çekme deneylerinden elde edilen maksimum çekme dayanımı ve elastisite modülü sınır değerleri sırasıyla 92-188 MPa ve 7,1-28,2 GPa'dır (Tüfekçi,2008). Vücut içerisinde bulunacak olan implant malzemelerinin, çalışma ortamında doğal dokuların (kemiklerin) sağladığı mekanik özelliklerle uyumlu bir şekilde bulunması gerekmektedir. Çizelge 2.7'de doğal insan dokularına ait bazı mekanik özellikler verilmiştir (Currey, 1998).

Çizelge 2. 7. Doğal insan dokularının bazı mekanik özellikleri

Grup	**Reilly ve Burstein**	**Yoon ve Katz**	**Knetz et al**	**Ashman et al**
Kemik	Femur	Femur	Tibia	Femur
Malzeme	Tl	Tl	ORTH	ORTH
Yöntem	Makine testi	Ultrasound	Makine testi	Ultrasound
E1 (GPa)	11.5	18.8	6.91	12.0
E2 (GPa)	11.5	18.8	8.51	13.4
E3 (GPa)	17.0	27.4	18.4	20.0
G_{12} (GPa)	3.6	7.17	2.41	4.53
G_{13} (GPa)	3.3	8.71	3.56	5.61
G_{23} (GPa)	3.3	8.71	4.91	6.23
v_{12}	0.58	0.312	0.49	0.376
v_{13}	0.31	0.193	0.12	0.222
v_{23}	0.31	0.193	0.14	0.235
v_{21}	0.58	0.312	0.62	0.422
v_{31}	0.46	0.281	0.32	0.371
v_{32}	0.46	0.281	0.31	0.350

2.2. İmplant Tasarımı ve Analizi

Tasarım geçişli gözenekli implant olup, özelliği dış kısımdan içeriye doğru (kemik geometrik yapısına uygun olarak) gittikçe büyüyen geçişli gözenekli şekildedir. İmplantın dış kısmı mikro düzeyde gözenekli dış bölgelerden (yarım küresel, eliptik, silindirik vb. diğer geometriler) oluşan, hafif bir yapıya sahip, maliyeti az bir sistemdir. Geçişli gözenek implant tasarımı ile insan ve hayvanlarda

kullanılacak implantların kemik dokusuna benzer geometriye sahip olacak şekilde tasarlanıp imal edilmesi amaçlanmıştır.

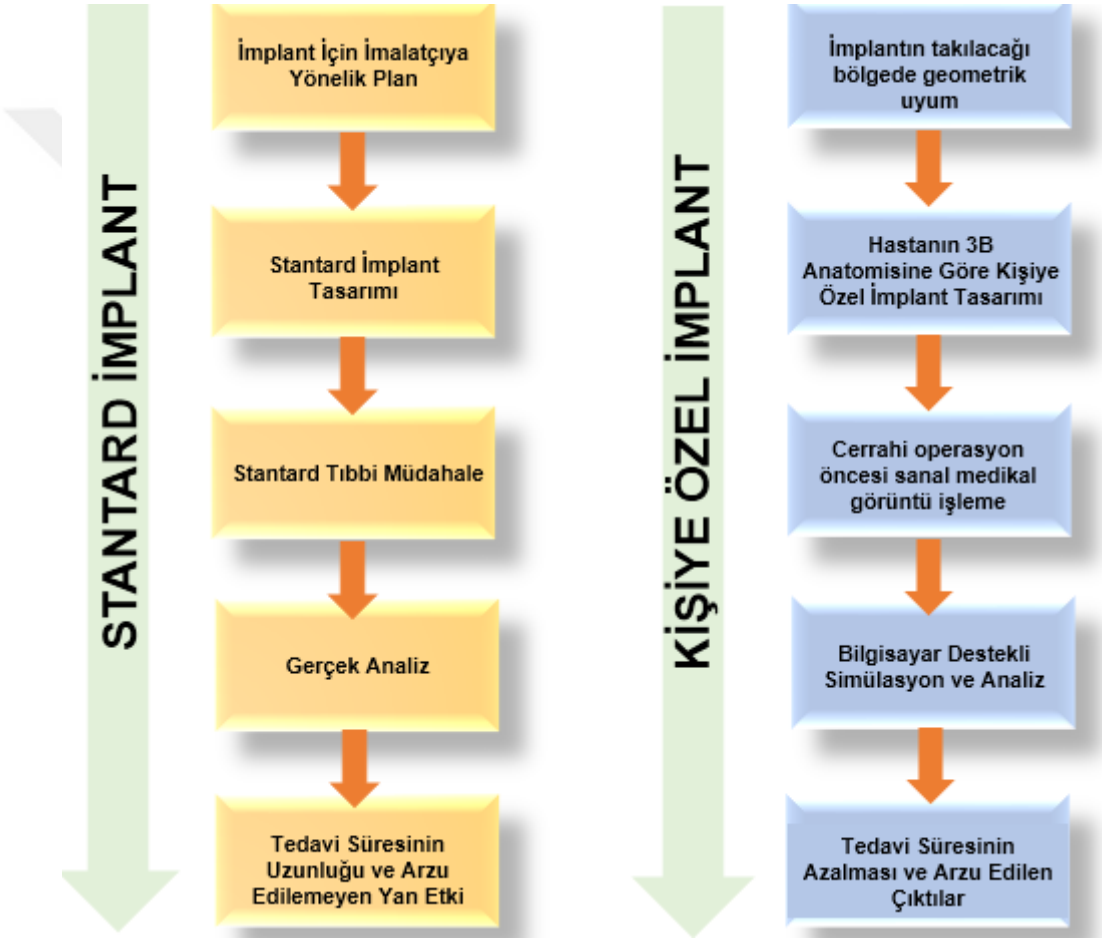
Bu yapının diğer bir amacı ise dış yüzeydeki yarım küresel/eliptik boşluklara hücrelerin implantta doğru gelişim başlangıç yeri fonksiyonu görevi yapmaktır. Yarım küresel/eliptik bölgede gelişen hücreler, hücre gelişim kanalından geçerek implantın iç bölgesindeki boşluklara (merkeze doğru gittikçe büyüyen boşluklu yapı) hücrelerin gelişimini imkân sağlayacaktır. İmplant içindeki ve çevresindeki hücreler sürekli canlı olduklarından dolayı güçlü bir implant-kemik entegrasyonu oluşturmaktadır.

Gerçekleştirilen geçişli gözenekli implant tasarımın cerrahi operasyon ile takılması sonrasında görevini yerine getirip getiremeyeceği belli değildir. Bu konuya cevap verilebilmesi için gerekli mühendislik hesaplarının ve analizlerinin yapılması gerekir. Ayrıca implantın tasarım farklılığından ve modellerdeki farklılıktan kaynaklanan kemik ve implantta gerilme oluşumları 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmektedir.

2.2.1. Kişiye Özel İmplant

İnsanların ırk, cinsiyet, yaş, hormonal yapı ve beslenme gibi değişkenlere bağlı bir yaşam sürdüğü ve buna bağlı olarak kişinin farklı bir anatomik yapıya sahip olduğu bilinen bir gerçektir. Genel olarak cerrahi operasyonlarda standartlaştırılmış boyut ve ölçü aralıklarındaki implantlar kullanılmaktadır. Standartlaştırılmış implantların takılması hastaların yaşam rahatlığının istenilen düzeyde olmasına engel olmaktadır. Bu nedenle hastalarda anatomik yapıya uygun ve kişiye özel implantların tasarlanan implantlardan cerrahi operasyon sonrası yaşam rahatlığında daha iyi neticeler elde edildiği değişik araştırmacılar tarafından ifade edilmektedir. Ayrıca anatomiye en uygun implantın kullanılması durumunda cerrahi operasyon planlanmasının kolaylığı, cerrahi operasyon süresinin azalması, hastayı memnun edici estetik sonuçlar elde edilmesi, hastanın implant ile yaşamındaki uyum sürecinin kısalması ve daha çabuk iyileşmesi gibi önemli avantajlar da sağlanmaktadır (Oliveira vd., 2008; Kumar, 2010; Lohfeld

vd., 2007; Cunningham, 2006; Parthasarathya vd., 2010; Harrysson vd., 2008; Francesco vd., 2012; Pounkens vd., 2010). Bu avantajlara örnek olarak Dr. Peckitt üst çene kemiği kesit parça alma ve yeniden yapılandırma (reconstruction) operasyonunu stantard implantların kullanılması ile 13 saat gibi bir süre ile gerçekleştirirken, kişiye özel implantlar ile aynı operasyonu 2,5 saat gibi daha kısa bir sürede gerçekleştirmiştir (Lohfeld vd., 2007; Jun ve Choi, 2010). Geleneksel imalat ile kişiye özel imalat süreçlerinin karşılaştırılması Şekil 2.3'de gösterilmiştir.



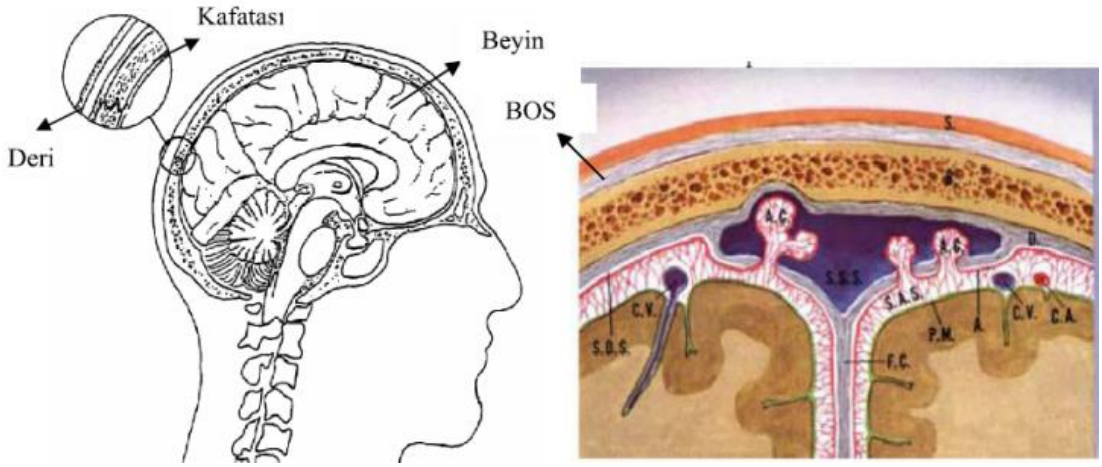
Şekil 2. 3. İmplant üretim süreçlerinin karşılaştırılması. a) geleneksel implant b) kişiye özel implant (Francesco vd., 2013)

Literatürde yer alan çalışmalar implantın geometrik uyumu açısından incelendiğinde kişiye özel implant uygulamalarında bile implantın yerleştirileceği yerlerdeki kemik miktarı, en uygun geometrik implant tasarımı, hizalama ve implant-kemik arasında geometrik uyumsuzluktan kaynaklanan

temas gerilmeler ile ilgili sorunlar üzerinde halen yoğun olarak çalışılmaktadır. Bütün bunlar dikkate alındığında, her ne kadar literatürde kişiye özel implantlar üretilmesi ve kullanılmasına yönelik yoğun olarak çalışılmasına karşın anatomik yapıya tam uygun implant imalatında ve kullanımlarında zorluklarla karşılaşıldığı anlaşılmaktadır (Cluett, 2011; Bougherara vd., 2008; Carr ve Goswami, 2008).

2.2.2. Gözeneklilik ve Hafifletme

İnsanlarda kemik yapısı kortikal (kompakt) ve gözenekli (trabekuler) kemik olmak üzere iki tipte sınıflandırılır (Şekil 2.4). Asıl faz olan kortikal kemikler en az %50 gözenekli bir yapıya sahiptir. Trabekuler kemikler ise %75'in üzerinde gözeneklidir. İnsan kemiklerindeki gözeneklerin boyutları, 100 - 500 µm aralığında değişmektedir (Pasinli ve Aksoy, 2010).



Şekil 2. 4. Kafatasının üst kısmından alınan koronal kesit (Ünal, 2007)

İmplantın hasta anatomisine tam uygun olması için kişiye özel tasarımın yanında, doku gelişiminin implant ile yeterince entegre olmasını sağlayacak özellikler taşıması gerekmektedir. İmplantların gözenekli yapılması bahsedilen sorunun çözümünde önemli bir rol oynamaktadır. Ayrıca, gözenekli yapı ile daha az malzeme kullanarak daha düşük elastisite modülüne sahip implantlar elde

edilmektedir (Parthasarathya, 2010; Barbas vd., 2012; Petrovic vd., 2012; Lopez-Heredia vd., 2007; Dudek vd., 2013).

İmplant malzemesinin elastisite modülünün kemik dokusunun elastisite modülüne yakın olması, implant-kemik rijitliğinin yakın değerlerde olmasını ve revizyon süresinin uzamasını sağlar. İmplantlar zaman içinde, uygulandıkları yerlerde bağ dengesinin azalması, dengeli (stabil) fiksasyonun eksikliği, uygun olmayan kollar ve bacaklar (ekstremite), kısıtlı hareket ve eklem çizgisinin kaymasından dolayı revizyon (yenileme) geçirirler. Bir implantın revizyon süresi çok kısa olmamakla birlikte, türüne, malzemesine, implantın üzerine gelen kuvvetlere bağlı olarak, literatürde 10-15 yıllık belli bir cinsiyet, yaş gibi benzer özellikleri olan kişilerin (kohort) araştırmaları mevcuttur. Yapılan araştırmalar, uzun dönem total diz artroplasti (eklemi yeniden oluşturmak) sonuçlarında kullanılan sabit taşıyıcı total diz protezlerinin yaşlı hastalarda yüksek dayanıklı olduğunu göstermiştir. On ila onbeş yılda implant sağ kalımı (kullanım süresi) % 95-97, 20 yıl üzerinde %90 civarında bulunmuştur (Köse vd., 2007).

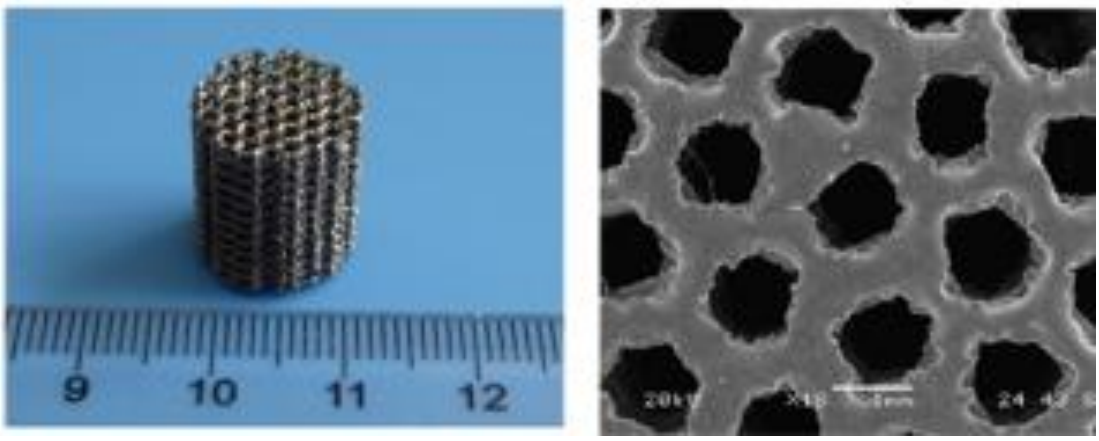
Modern malzeme kullanımı ve imalat tekniklerindeki gelişmeler ile tam diz eklemi ameliyatı, 15 yılda bazı tipler için, implant sağ kalım oranının %98,9 olduğu ve giderek artan başarılı bir ameliyattır (Ritter, 2015). İmplant uygulamalarında genel olarak; geometrik sorunlar, biyolojik, mekanik, malzeme, cerrahi operasyon, gevşeme, aşınma, kemik yetersizliği, implantın ağırlığı, doku gelişimini izin verecek gözenekli yapının olmaması, gerilme kalkanı (stress shielding) gibi sorunlardan bahsedilmektedir. Bu tip hataların ortaya çıkmasında hastanın aktif yaşam tarzı, yaşı, cinsiyeti, seçilen implantın geometrik ve mekanik özellikleri, ameliyatı uygulayan cerrahın tecrübesi (tespit ve hizalama) vb. birçok etken rol oynamaktadır (Parthasarathya vd., 2010; Carr ve Goswami, 2008; Petrovic vd., 2012; Completo vd., 2009).

Gerilme kalkanı, kemiğin implant ile temas ettiği bölgelerde kemik yoğunluğunun azalarak kemiğin dayanma direncinin düşmesi olarak tanımlanmaktadır. Bu direncin azalmasında etkin olan mekanizma, implant malzemelerinin, kemiğe gelecek normal yükleri almasını engelleyerek gelen gerilmeyi emmesi ve kemiği

korumaya geçmesi sonucunda kemiğin iş yapmayarak bozulmasına sebep olmasıdır (Bougherara vd., 2009).

Kemiğin bu özelliğinden dolayı implantın da benzer geometrik özelliklere sahip olmasıyla, kemiğin veya dokunun implantın içerisine doğru büyümesi ve daha kuvvetli bağ oluşturması gibi avantajlar sağlamaktadır. Söz konusu kuvvetli bağların oluşamaması durumunda, implant ile kemik arasındaki mekanik özelliklerin uyumsuzluğundan ve yeterince bağ yüzeyi oluşturamamasından dolayı gerilme kalkanı oluşmaktadır. Bu sorunlardan birisi olan yeterince bağ kuracak yüzeyin oluşmaması (gözeneksizlik) sebebiyle ortaya çıkan gerilme kalkanını ortadan kaldırmak için gözenekli implant kullanılması önerilmektedir (Barbas vd., 2012; Petrovic vd., 2012; Xu-Bin S vd., 2012).

Gözeneklilik üzerinde yapılan çalışmalarda; 200 - 500 μm arasında gözenek boyutun dokunun gelişimine ve damar oluşumuna uygun olduğunu göstermişlerdir. Elde edilen gözeneklilik hacim oranları ise %50-65 arasında bir değerdir. Şekil 2.5'de gösterildiği gibi imal edilen gözenekli deney numunelerin mekanik özelliklerinden dayanım değeri; insan kortikal kemiğinden daha yüksek bir değerdedir. Elastisite modülünün ise insan kortikal kemiğine benzerlik göstermektedir (Carr ve Goswami, 2008; Barbas vd., 2012; Petrovic vd., 2012). Yapılan diğer bir çalışmasında üç farklı gözenek boyutu (600-700-800 μm) seçilmiş ve test edilmiştir. Elde ettiği gözeneklilik %49.7, %57.5, %66.5'dir. İmal edilen gözenek değeri %57.5 olan titanyum alaşımın elastik modülü gözenekli tantalyum, kortikal ve trabekülar kemik değerine eşit olduğunu göstermiştir (Bougherara vd., 2009). Yapılan çalışmaların tümü kemiğin mekanik ve biyolojik özelliklerine yakın gözenekli implant imalatını gerçekleştirecek ileri aşamada kayda değer bir çalışma bulunmadığını göstermektedir.



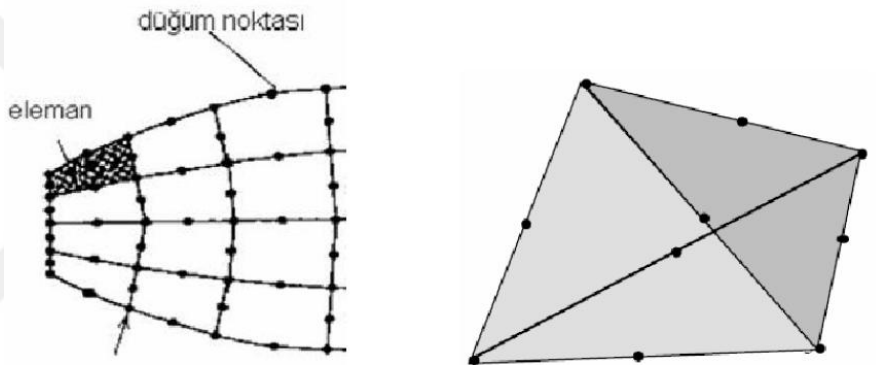
Şekil 2. 5. İmal edilmiş gözenekli deney numunesi (Li, 2009)

İmplantın uygulandıkları bölgelerde kişiye özel gözenekli implant içerisinde dokuların daha geniş yüzeyde bağ kurması ile bir ağırlık oluşmaktadır. Hastada rahatlığın artması için, oluşan toplam ağırlığın ideal kemiğin ağırlığına yakın bir değerde olması istenmektedir. Bu nedenle implant tasarımında kemik gelişimine izin verecek ölçüde gözenek boyutlandırılmalı, doğal kemiğin ağırlığına yakın implant ağırlığı elde edilmelidir (Harrysson vd., 2008; Li, 2009). Yapılan diğer çalışmalarda, mevcut gözenekli malzemeler ve canlı dokuların bütünsel gözlemleri sonucunda kemiğin büyümesi için gözenek boyutunun 300 - 700 μm arasındaki bir değerin en uygun bir değer olduğu söylenmiştir (Petrovic vd., 2012; Hayashi vd., 2005; Heinl vd., 2008). İmalatı gerçekleştirilecek implantların gözenekliliği bu değerlere en yakın oranda ve gerekli dayanım sınırlarının altına düşmeyecek şekilde olmalıdır. Ayrıca insan vücudu için implant tasarımı ve imalatında, implantın yüzeyinin kimyasal yapısı, implant-kemik doku ara yüzey tabakasının kimyasal yapısı, implantı çevreleyen konakçı hücrenin oluşturduğu implant-doku etkileşimi gibi birbiri ile etkileşen üç ayrı dinamik unsur göz önünde bulundurulmalıdır (Gür ve Taşkın, 2004).

2.2.3. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar yöntemi dünyada mühendisler tarafından geliştirilen ve en yaygın olarak kullanılan sayısal analiz yöntemi olup, ilk olarak gerilme analizi problemlerine uygulanmıştır. İncelenen yapı, birçok elemana bölünerek "düğüm

noktası" adı verilen noktalarla tekrar birleştirilirler. Bu şekilde cebir bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler düğüm noktalarındaki denge denklemleri olarak bilinir. Sonlu elemanlar yönteminde bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğüm noktalarındaki değerlerdir. Bir varsoyonel prensip (enerjinin minimum olması prensibi veya ağırlıklı artıklar yöntemi) kullanılarak büyüklük alanının düğüm noktalarındaki değerleri için bir denklem takımı elde edilir. Bu denklem takımının matris formundaki gösterimi $[K]\{u\} = \{F\}$ şeklindedir. Burada $\{u\}$, büyüklük alanının düğüm noktalarındaki bilinmeyen değerini temsil eden vektör, $\{F\}$ bilinen yük vektörü ve $[K]$ ise sabitler matrisidir. Gerilme analizinde $[K]$ rijitlik matrisi olarak bilinmektedir (Ünal, 2007) , (Şekil 2.6).



Şekil 2. 6. Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar (Ünal, 2007)

Rhino/Solver 3 boyutlu elastik ve elastik olmayan katı ve yapıların büyük şekil değişmelerine maruz kaldığı statik/dinamik durumların 3 boyutlu sonlu elemanlar analizin yapıldığı programdır. Bu program çok geniş yelpazeli malzeme modelleri ve ara yüzler ile pek çok mühendislik problemlerin matematik modellerin oluşturulmasına imkân sağlamaktadır.

2.3. İmplant İmalatı ve İmal Edilebilirliği

Bu bölümde implantın hangi malzemeden imal edileceği ve implant imalatı ve imal edilebilirliği ile ilgili literatür taraması özetlenmiştir.

i. Malzeme Seçimi

İmplantların malzeme özellikleri; biyouyumluluk, bir kortikal (zar) kemiğe yakın düşük elastiklik modülü, yüksek aşınma direnci, yüksek dayanım, yüksek korozyon direnci, yüksek kırılma tokluğu ve yüksek süneklik olmalıdır (Schmoelz, 2012). Yapısal uyumluluk düşünüldüğünde, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerler ise yumuşak doku uygulamaları için seçilebilir. Metaller ve seramiklerin "elastik modül" ile tanımlanan sertlik dereceleri, insan vücudundaki sert dokulara oranla 10 - 20 kat daha fazla olur. Ortopedik cerrahide karşılaşılan en önemli problemlerden biri, kemikle metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin birbirini tutmamasıdır. Kemik ve implanta binen yükün paylaşılması doğrudan bu malzemelerin sertliğiyle ilgilidir. İmplantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla aynı olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak deformasyonları engeller. Kullanımdaki tüm bu olumsuzluklar ortadan kaldırmak amacıyla, liflerle güçlendirilmiş polimerik malzemeler, yani polimer kompozitler alternatif olarak sunulmaktadır (Gümüşderelioğlu, 2012). Alman EOS firmasına göre, yüksek sıcaklık dayanımı ve biyouyumluluklu PEEK (polyaryletherketone) malzemenin, kafa yaralanmaları veya doğuştan deformeleri olan hastaların kafatası implantları (BT-tarama geometrisi ile üretilen) için titanyuma bir alternatif olacağını bildirmektedir (Smock, 2011). Fakat bu malzemeden (PEEK) yapılmış, çalışma ve gerçek uygulama çok az sayıda bulunmaktadır (Çizelge 2.8).

Bir implantın sünek ve güçlü olması amacı ile kullanılan malzemeler paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımı veya titanyum alaşımlı malzemelerdir. Titanyum paslanmaz çelikten daha pahalı olmasına rağmen yüksek dayanım, düşük ağırlık oranı, korozyon direncinin yüksek olması gibi üstün karakteristik özelliklerinin yanında uzun ömürlü olması sebebiyle daha çok tercih edilir (Prein ve Rahn,1998; Long ve Rack,1998). (Williams, 2001)'a göre titanyum ve titanyum alaşımlarının, biyomalzeme gruplarından en etkili malzeme olduğunu ve günümüzde birçok yapısal implant uygulamalarında tercih edildiğini tespit etmiştir. Titanyum ve titanyum alaşımlarının biyolojik özelliklerinin iyi olduğu bilinmektedir. Bu alaşımların oda sıcaklığında, yüzeyinde kısa sürede yoğun bir

oksit tabakası oluşmaktadır. Bu oksit tabakası yoğun elektron akışını ve iyonların geçişini önlemektedir. Titanyum ve titanyum alaşımları yüksek polarizasyon direnci göstermekte ve böylece, korozif etkilere karşı dayanıklı olup, hücreler üzerine olumsuz bir etkileri olmamaktadır (Gümüşderelioğlu, 2012). Arama sonuçlarına göre, sert kemiklerde en çok kullanım oranına sahip malzemenin titanyum alaşımlarının olduğu görülmüştür.

Çizelge 2. 8. Ortopedik implantlarda kullanılan malzemelerin kullanım oranları

	Malzeme Türü	**Arama sonucu (adet)**	**Yüzdelik (%)**	**Ara toplam (%)**
Metaller	Co-Cr Alaşımlar	9	3,04	48,99
	Paslanmaz Çelik	28	9,46	
	Titanyum alaşımları	98	33,11	
	Tantalyum	10	3,38	
Seramikler	Alüminyum	6	2,03	12,50
	Hidroksiapatit	29	9,80	
	Zirkonyum	2	0,68	
Polimerler	Polietilen (PE),	35	11,82	18,58
	PEEK	3	1,01	
	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen(UHMWPE)	2	0,68	
	polimetilmetakrilat (PMMA)	15	5,07	
Kompozitler		59	19,93	19,93

Titanyum alaşımı malzemenin sahip olduğu çok yüksek yüzey kalitesi elde edebilme, mükemmel dayanım, çok iyi biyouyumluluk, düşük yoğunluk, çok iyi korozyon direnci, yüksek yorulma direnci, hafiflik, kayma deformasyonuna dayanıklı ve kontrol edilebilir gözeneklilik gibi özelikler çalışmamıza konu olan hafifletilmiş kafatası implantı için arzu edilen özelliklerdir. Diğer malzemelerle kıyaslama yapıldığında ve uygulanacağı yer bakımından bu malzeme çalışmamız için en uygun malzeme olarak öne çıkmaktadır. Bu sebeple çalışmamızda titanyum alaşımı (Ti6Al4V) malzemenin kullanılması düşünülmüştür.

ii. İmplant İmalatı/İmal Edilebilirliği

İmplantların canlı dokularda kullanılması fikri antik çağlara dayanır. Eski Mısır medeniyetlerinden bugüne ulaşan duvar resimleri kırılan kemiklerin tedavisi için çeşitli usullerin düşünüldüğünü göstermektedir. İlk implantlar saf metallerden ve basit alaşımlardan yapılmıştır. 1900'lü yılların başında metal esaslı ortopedik implantlar ve kemik vidaları üzerinde çalışmalar yoğunluk kazanmış ve ilk kobalt esaslı implantlar 1924 yılında hayvanlarda denenmiştir. Kobalt-krom implantlar da ilk kez 1938 yılında insanlarda kullanılmıştır. 1950 yılında bu implantların yerini hassas döküm tekniği ile imal edilen ve şekil olarak günümüzdekilere benzer implantlar almıştır (Erten, 1997).

1952'de John Bremnon halka tipi mukoza bağlantılı barlı implant uygulamıştır. 1965 yılında Jacques Sciolam tripot tarzında implantlar üretmiştir. Tantalyumdan yapılan bu implantları özellikle üst çene için tavsiye etmiştir. Aynı yılda Branemark çalışmalarında implantın dokularla uyumu (osseointegrasyon) kavramını ilk defa ortaya çıkarmıştır. 1985 yılında Bicon firması oldukça kısa 8 mm'lik implantlar imal etmiştir (Çetin, 2011).

Türkiye'de ilk medikal kafatası yüz implant tasarımı, imalatı ve cerrahisi uygulaması 2003 yılında Cadem AŞ ve Amerikan Hastanesi'nden Opr. Dr. Sacit Karademir işbirliği ile yapılmıştır (Negis,2009). Kafatasına ait BT veriler kullanılarak dokunsal duyulu 3B modelleme sistemi ile implant tasarımı yapmış olup, 3B yazıcı kullanılarak model elde etmiştir. Dr. Karademir tarafından hassas dökümden imal edilmiş titanyum implantı hastaya takmıştır. Ayrıca Slovenya'daki Maribor Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü ve Üniversite Klinik merkezi ile Ljubljana Üniversitesi Tıp Fakültesi öğretim üyeleri işbirliği ile kemik yapılarında kullanılabilecek implantların tasarımı ve hızlı prototipleme teknolojileriyle üretimi konusunda araştırma ve uygulama çalışmaları yapılmıştır (Drstvensek, 2009).

Teknolojinin gelişmesi ile her alanda olduğu gibi biyomedikal alanda da imalat teknolojilerine yansımıştır. Günümüzde Bilgisayarlı Tomografi ve MR verilerinin

bilgisayar ortamında medikal görüntü işleme programların geliştirilmesiyle, 3B CAD verilerine dönüştürülerek SLS/M makinelerinde implant imalatı devam etmektedir.

2.4. İmplant İmalat Yöntemleri

Biyomedikal alanda kullanılan implantlar, günümüzde eklemeli imalat yöntemleri ile kişiye özel olarak geleneksel imalat yöntemlerine göre son derece hızlı ve yüksek boyutsal hassasiyetle imal edilebilmektedirler. İmplantta kişiye özellik, implantın dokularla uyumu (osseointegrasyon) ve geometrik uyum sayesinde, hastanın implant uygulandıktan sonraki iyileşme süreci ve şikâyetleri azalmaktadır. İhtiyaca bağlı olarak gelişen teknolojiyle birlikte implantlar da sürekli gelişmekte ve çeşitlenmekte; buna bağlı olarak da üretim yöntemleri çeşitlilik göstermektedir. Hastaya en uyumlu implantların en kısa sürede ve minimum maliyetle üretilebilmesi için sürekli üretim yöntemleri de geliştirilmektedir. Eklemeli imalat cihazlarının özellikle tıp alanındaki implant üretimi uygulamalarındaki kolaylıkları ve kazandırdığı yeniliklerle insan hayatını kolaylaştırması ve birebir uygulanabilirliği sayesinde kullanımı oldukça yaygındır.

Eklemeli imalat katmanların oluşturulma tekniği ve inşa hammaddesi olarak kullanılan malzemenin özelliğine göre çok farklı olabilmektedir. Buna bağlı olarak implant imalat yöntemleri, kullandığı teknolojiye göre; Işıkla Kürleme (IK), Seçme Lazer Sinterleme (SLS), Eriyik Yığma (EY) ve Seçiçi Lazer Ergitme (SLE) olmak üzere dört ana kategori altında toplanabilir (Chua vd., 1999).

SLA (Stereolithography – Işıkla kürleme) işleminde ışığa maruz kaldığında katılaşan ışığa duyarlı bir sıvı (reçine) kullanılır. Reçine bir tekne içinde yer alır ve bu teknenin üstünde ultraviyole ışığı yayan bir lazer bulunur. Reçine yüzeyindeki lazer, hareketlerini CAD sisteminden alan hareket edebilir aynalardan alır. Tekne ile birlikte hareket edebilen yapı platformu her bir katman katılaştığında bir katman kalınlığı kadar aşağıya inerek yeni katman inşa edilmeye hazır hale gelir.

FDM (Fused Deposition Modeling) yönteminde toz yerine imalat hangi malzemeden yapılacaksa o malzemenin filamen (ince tel) formu kullanılır. Kullanılan malzemeler genelde elastomer ya da ABS türevi polimer esaslı malzemelerdir. Bu filamen ara mamül, cihazın x-y koordinatlarında CAD sisteminden aldığı komutlarla hareket edebilen nozulundan geçerken ısıtılır. Ergimiş metal katman konturları üzerine homojen bir şekilde dağıtılarak katman tamamlanır. Parça çok karmaşık geometriye sahipse destek parçalar kullanılır. Destek parçaların oluşturulması için ise cihazda ikinci bir nozula ihtiyaç duyulur. Bu destek yapı cisim oluşturulduktan sonra su ile çözünebilir ve ortamdan uzaklaşır.

SLS (Selective Laser Sintering – Seçici Lazer Sinterleme) bir azot atmosferinde çok çeşitli metal tozlarının kullanıldığı bir yöntemdir. Bu yöntemde kullanılan metal tozları, lazer ışını tarafından ergime noktalarının altındaki bir sıcaklığa getirilir ve kısmi ergimiş metal tozları bu sayede birbirleri ile birleşmiş olurlar. Bu olaya Sinterleme denir. İmalatı gerçekleştirilen parçanın her bir konturu için bu işlem tekrarlanır. İnşa platformu parça tamamlanıncaya dek her bir döngü için bir katman kalınlığı kadar aşağıya iner. SLM (Selective Laser Melting - Seçici Lazer Ergitme) bir toz malzeme yatağı yüzeyinde ve azot ya da argon atmosferinde bilgisayar kontrollü bir lazer veya daha başka bir enerji ışını uygulanarak, üç boyutlu ve karmaşık yapıdaki parçaların ardışık tabakalarının ergitmesi ile tek parça halinde imal edilmesi yöntemidir (Cornelius ve Gibson, 1999; Over vd., 2002; Kruth vd., 2005; Yadroitsev vd., 2007). SLE yöntemi, SLS yöntemine benzemekle birlikte aralarındaki en büyük farklılık lazer gücünün fazla ve malzemenin işlem sırasında ergime sıcaklığına kadar ısıtılmasıdır. Lazer tarama türü ve şekline bağlı olarak üretilecek parçalarda ısıl gerilmelerin oluşmaması için rastgele tarama seçilmeli ya da üretilen parça işleme sonrasında gerilme giderme tavlamasına tabi tutulmalıdır.

İstenilen mekanik özelliklere sahip malzemelerin işlenebilirliğinin ve şekillendirilmesinin zor olmasından dolayı implantların imalatlarında lazer ergitme metodu geleneksel imalat yöntemlerine göre sıklıkla tercih edilmeye

başlanmıştır (Taylan vd., 2012). Bu imalat yöntemi ile ayrıca orijinal malzeme yoğunluğuna çok yakın yoğunlukta numune imal etmek mümkün olmaktadır (orijinal malzeme yoğunluğunun %99'dan fazla). Biyomedikal alanda kullanılacak bir implantın hangi imalat yöntemi ile üretileceği implant malzemesine, implantın kullanılacağı yere, implantın kullanım yerinde maruz kalacağı kuvvetlere göre seçilir. İmplantların ve protezlerin imalatında lazer ergitme kullanılabilmesi için ergitilerek üretilmiş parçaların kimyasal ve mekanik özelliklerinin kullanılacağı yerde minimum revizyon (yenileme) ihtiyacına sahip olması izin verilen yüzey pürüzlülüğünü ve boyutsal doğruluğu tam olarak sağlaması gerekmektedir (Vandenbroucke ve Kruth, 2006). Biyomedikal alanında kullanılan bazı biyomalzemelerin imalat yöntemleri Çizelge 2.9' da avantaj ve dezavantajları ile birlikte karşılaştırmalı olarak verilmiştir.

Biyomedikal alanda kullanılan implantlar kullanım yerlerine bağlı olmakla birlikte oldukça karmaşık yapıya sahiptirler. Bu sebepten dolayı imal edilebilirlikleri gelişen teknolojiyle birlikte oldukça artmıştır. Çalışmamızda imal edilmesi düşünülen kişiye özel kafatası implantın hafifletilmesi, gözenek boyutunun ayarlanması ve uygulanacağı yere geometrik ve biyolojik açıdan tam uyumlu olabilmesi için Seçmeli Lazer Sinterleme (SLS) yöntemi tercih edilmiştir.

Çizelge 2. 9. Biyomalzemelerin imalat yöntemleri ve karşılaştırması

Yöntem		Kullanılan Malzeme	Kullanım Yeri	Kuvvetli Yönleri	Zayıf Yönleri
EKLEMELİ İMALAT	**FDM (Fused Depotision Modelling)**	Termoplastikler PPSF/PPSU	Fonksiyonel parçalar, Biyouyumlu parçalar, Konsept parçalar, ABS'den daha kaliteli paralar, Dental uygulamalar, Sterilize parçalar, Otomotiv sektörü, Medikal cihazlar, Isıya dirençli parçalar	Birkaç farklı malzemeyi aynı parça içerisinde üretebilmek, ABS (Akrilonitril bütadien stiren) malzemesinin darbe dayanımı ve dayanım özellikleri bu yöntemle iyi sonuçlar verir. Malzeme değişimi kolaydır. Zehirleyici madde oluşumu yoktur. Operasyon sıcaklığı düşüktür. Bakım giderleri azdır	Metal kullanılamadığı için düşük dayanımlı parçalar üretilebilmektedir. Katmanlar arasında izler oluştuğu için üretim sonrası ekstra kumlama ve parlatmaya ihtiyaç duyulur. Operasyon sırasındaki sıcaklık dalgalanmaları tabakalar halinde bir yapı oluşturur. Parçaların inşa eksenine dik dayanımı zayıftır. Ekstrüzyon kafası sürekli hareket halinde olmalı, aksi halde malzeme yığılması görülür.
	SLA (Stereolithography)	Fotopolimerler	Prototipler, Kauçuk kalıplama Hızlı prototipleme Kulak içi implantlar Derialtı implantları	Bilgisayarda modellenen karmaşık geometriler, prototipler, geleneksel yöntemlerle üretilemeyen parçalar bu yöntemle üretilebilirler.	Cihazda kullanılan malzeme (foto polimer) pahalıdır. Genelde düşük dayanıma sahip parçalar. Üretim kapasite ebatları, tezgâh ebatlarıyla sınırlı ve genelde küçüktür. Çok büyük parçalar üretilemez.
	TM (Toz Metalurjisi)	Bir çok metal (Toz halde)	Biyomalzemeler, otomotiv ve havacılık sektörü	Yüksek yoğunlukta parça üretimi, Boyutsal doğruluk fazla, Karmaşık yapıdaki parçaları tek yönde kısa sürede oluşturabilme.	Sıkıştırma tek yönde olduğundan dolayı, faklı yönlerde karmaşık geometriye sahip parçaların üretiminde kısıtlı kalmaktadır.

Çizelge 2. 10. Biyomalzemelerin imalat yöntemleri ve karşılaştırması (devamı)

Yöntem		Kullanılan Malzeme	Kullanım Yeri	Kuvvetli Yönleri	Zayıf Yönleri
EKLEMELİ İMALAT	**SLS-SLM (Selective Laser Sintering /Melting)**	Poliamid Karbon fiber 316L paslanmaz çelik Ti6Al4V Nikel alaşımları Co-Cr alaşımları	Havacılık, Rüzgâr türbinleri, Otomotiv, Yarış motoru parçaları, Biyomalzeme ve implantlar	Orijinal malzeme yoğunluğuna çok yakın yoğunlukta nihai ürün elde edilmesi. İstenilen gözeneklilik oranına sahip ve gözenekli yapıda ürünler. Karmaşık geometrik yapıya sahip dayanımlı parçalar üretilebilir.	Metal malzemeden doğan ısıl gerilmeler parça içerisinde kalabilir. Üretim sonrası ek parlatma ve gerilme giderme tavından dolayı maliyet artışı ve zaman kaybı vardır. Üretim kapasite ebatları tezgâh ebatlarıyla sınırlı ve genelde küçüktür. Çok büyük parçalar üretilemez.
	EBM (Electron Beam Melting)	316L paslanmaz çelik Ti6Al4V Nikel alaşımları Co-Cr alaşımları	Diz, kalça, çene, kafatası implantları. Uçak, otomobil parçaları. Prototipler.	Proses vakumlu ortamda işlediğinden dolayı oksitlerden ve nitrat bileşiklerinden arındırılmış, yüksek dayanımlı ürün elde edilir. Gözeneksiz ve yoğun parçalar üretilebilir. İmalat tablası sıcak olduğundan, parça üretilirken artık gerilmeler oluşmaz.	İşlem sıcaklığı yüksektir.(700-1000^{o}C) İmalat vakum ortamında yapıldığından ek bir vakumlama sistemine ihtiyaç duyar. Operasyon sırasında ortama X ışınları yayılır. Tedbir alınmalıdır.
Talaşlı imalat		Metal ve polimer malzemeler	Biyomalzemeler İmplantlar Diş köprüleri Protezler Otomotiv, havacılık ve	Parametre sayısı az olduğundan işlem kontrolü kolaydır. Birçok metal ve alaşım talaşlı imalata uygundur. Boyut sınırı genelde yoktur.	İşçilik ve zamandan kayıp vardır. Talaşlı imalat yöntemleriyle üretilen parçaların imalat safhası uzun sürer. Takım izleri çentik etkisi oluşturabilir.

2.5. Eklemeli İmalat

Eklemeli imalat, katmanlar halinde bir biri üzerine malzeme eklenerek parça imal eden (ısıtarak veya yapıştırarak toz bağlama, kürleme vb.) modern imalat yöntemlerinden biri olarak adlandırılır (Giannatsis ve Dedoussis, 2009; CustomPartNet, 2008; Çelik vd., 2013).

Geleneksel imalat yöntemlerinde parça işleme ahşap veya metal blok gibi bir stok malzemeden kesilmektedir. Eİ yönteminde ise parçalar, Bilgisayar Destekli Tasarım (BDT) yazılımı ile oluşturulan sayısallaştırılmış Üç Boyutlu (3B) modele göre, bir hammaddeden (genel olarak tozlar, sıvılar ya da erimiş katılar) imal edilirler (CustomPartNet, 2008; Stratasys, 1989; AMazing, 2014).

Eklemeli imalat teknolojileri 1980' li yılların sonlarında ABD' de ortaya çıkmıştır. Başlangıçta hızlı model ve prototip imalatı amacıyla geliştirilip kullanıldığından bu teknolojiler kapsamı ve anlamı bakımından çok uygun olan "Hızlı Prototipleme" adıyla anılmıştır (UT, 1883). Daha sonraları tanımlamadaki farklı terimler ve fikirler sebebiyle bu teknolojiler farklı isimlerle ortaya çıkmıştır (Yarkınoğlu, 2007). Literatürde bu isimlerden Eklemeli İmalat (Eİ), Eklemeli Üretim (EÜ), Üç Boyutlu Yazıcı, Katmanlı İmalat (Kİ), Katmanlı Üretim (KÜ), Hızlı İmalat (Hİ), Direkt İmalat (Dİ), Sayısal İmalat (Sİ), Masaüstü İmalat (Mİ), Katı Serbest Şekilli İmalat (KSŞİ), Serbest Şekilli İmalat (SŞİ), e-İmalat (e-İ), e-Üretim (e-Ü) olarak bahsedilmektedir (Kochan vd., 1999; Sofu, 2006).

Kavram kargaşasına yol açmamak ve tek bir isim kullanmak için bu çalışmada adı geçen isimler içerisinden günümüze en uygun kullanımı sebebiyle “Eklemeli İmalat (Eİ)” ismi benimsenmiştir (Şekil 2.7).



Şekil 2. 7. Eklemeli imalat şematiği (Duman, 2016)

Eİ'nin tüm işlemleri üç farklı birimde gerçekleştirilen aşamalara ayrılabilir (Şekil 2.8). Bu birimler bilgisayar destekli tasarım yazılımı (Autocad, SolidWorks vb.) Eİ yazılımı (MiniMagics, Netfabb vb.) ve Eİ makinası olarak listelenebilir. İmalat işlemi bir modelin BDT yazılımında tasarımı ile başlar ve modelin makinada imal (inşa) edilmesi ile sonlanır. Eklemeli imalat işlemi genel olarak aşağıdaki aşamalardan oluşur (Mahamood vd., 2014; Özuğur, 2006; Yarkınoğlu, 2007):

- Parçanın katı model çiziminin BDT yazılımları ile oluşturulması (Autocad, Solid Edge, Unigraphics, Pro Engineer, Rhino, 3D Studio, CATIA, Solid Works, vb),
- Oluşturulan modelin STL biçimli dosyaya dönüştürülmesi,
- STL dosyada ön işleme-tamir işlemleri
- Parça yerleşimi
- Parçanın Z ekseninin belirlenip, destek yapıların oluşturulması,
- Parça ve desteklerin belirlenen Z ekseninde dilimlenmesi,
- Gerekli işleme parametrelerinin seçimi,
- Parçanın imalatı (Parça tamamlanana kadar iki boyutlu dilim kesitlerinin katman katman inşası)
- Parçanın imalat makinesinden alınıp son işlemlerin yapılması.



Şekil 2. 8. Eklemeli imalat işleminde genel aşamalar

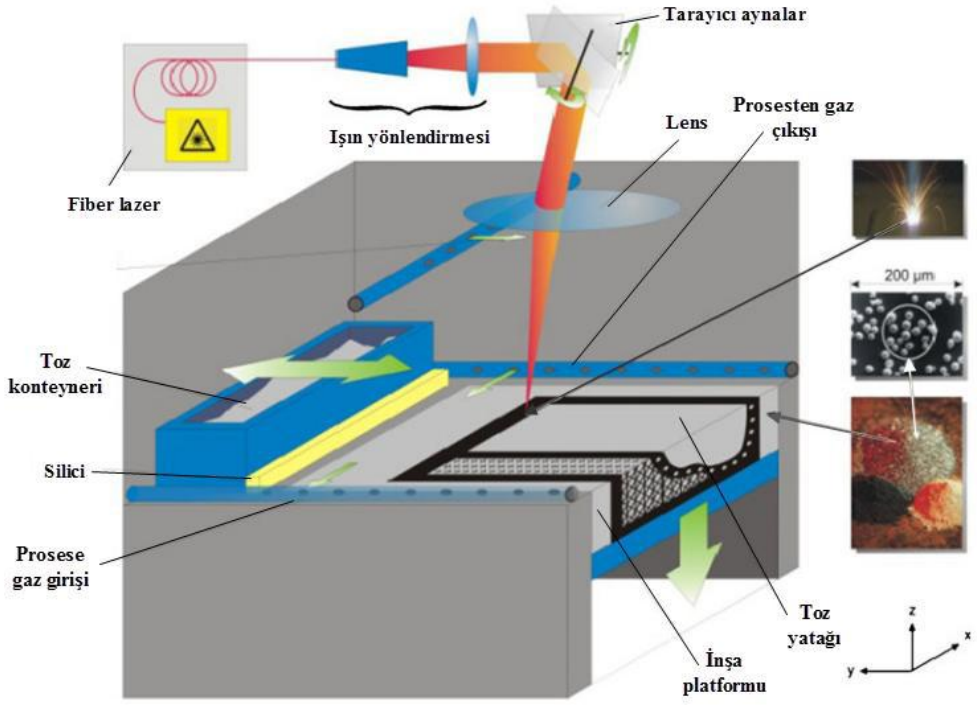
Eİ tekniği, talaşlı ve talaşsız imalat işlemlerinden kendi doğası gereği farklıdır. Talaşlı imalat işlemleri (freze, torna, delme vb.) iş parçasından malzeme kesip çıkartarak (talaş kaldırarak) istenen parça şeklinin oluşturulması için dikkatlice planlanmış takım hareketlerini kullanmaktadır. Talaşsız imalat işlemleri de (döküm, kalıplama vb.) malzeme katılaşması için özel olarak tasarlanmış kalıpları kullanmaktadır. (Giannatsis ve Dedoussis, 2009; CustomPartNet, 2008; Çelik vd., 2013). Eklemeli imalat işlemleri ise diğer imalat yöntemlerinde olduğu gibi planlı takım hareketleri ve özel takımlar gerektirmemektedir. İmal edilecek bir parça, BDT yazılımı ile oluşturulan 3B modelden dilimleme ile 2B geometrilere dönüştürülmekte ve katman katman inşa edilmektedir.

Eklemeli imalat teknolojilerinde metal parça imalatında en yaygın kullanılanlarından bir tanesi Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)'dir. Bu yöntemde ısıtıldığında kaynaşabilen toz halindeki bir inşa hammaddesi ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılır. Ardından yüzeydeki seçilen bölgeler lazer ışınıyla taranır. Işının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla toz malzeme kısmen eriyerek veya sinterlenerek temas halinde olduğu diğer toz taneleri ile

kaynaşır. Bu işlemden sonra inşa zarfının tabanında bulunan platform, bir katman kalınlığı kadar aşağı çekilir. Her katmanın inşası için bu işlemler gerektiği kadar tekrarlandıktan sonra, inşa süresince doğal bir destek görevi üstlenmiş olan serbest tozlar fırça veya vakum emici ile manuel olarak temizlenerek üretilen parça alınır. Şekil 2.9' da DMLS işlemi şematiği verilmiştir.



(a)

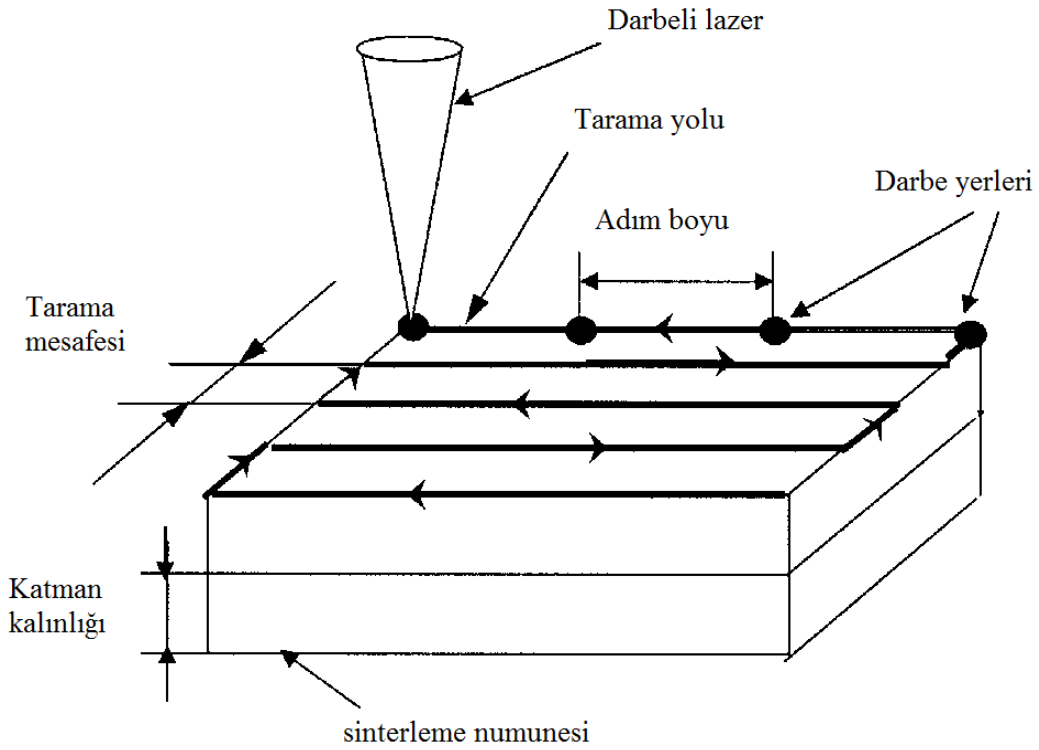


(b)

Şekil 2. 9. DMLS'nin şematiği a) lazer ergitme işleminde seçilen bölgelerin lazer ile ergitilmesi, b) SLE prosesinin genel görünüşü (Tolosa vd., 2010)

DMLS sürecinde imal edilecek numunede istenilen nitelikleri elde etmek için kontrol edilebilen ve değiştirilebilen çok miktarda giriş parametreleri vardır. Bu

yüzden gerçek metal parça imalatında giriş parametreleri önemli bir rol oynamaktadır. Bu parametrelerden bazıları katman kalınlığı, tarama mesafesi, tarama hızı, adım boyu, toz karakteristikleri ve lazer parametreleridir. Lazer parametreleri olarak lazer gücü, darbe frekansı, parça-katman sıcaklığı, darbe boyu, benek çapı gibi parametrelerden bahsedilebilir. Toz karakteristiği parametreleri olarak da toz boyutu, toz yoğunluğu ve karışımın toz oranı olarak bahsedilebilir. Şekil 2.10' de bazı parametreler şematik olarak gösterilmiştir.

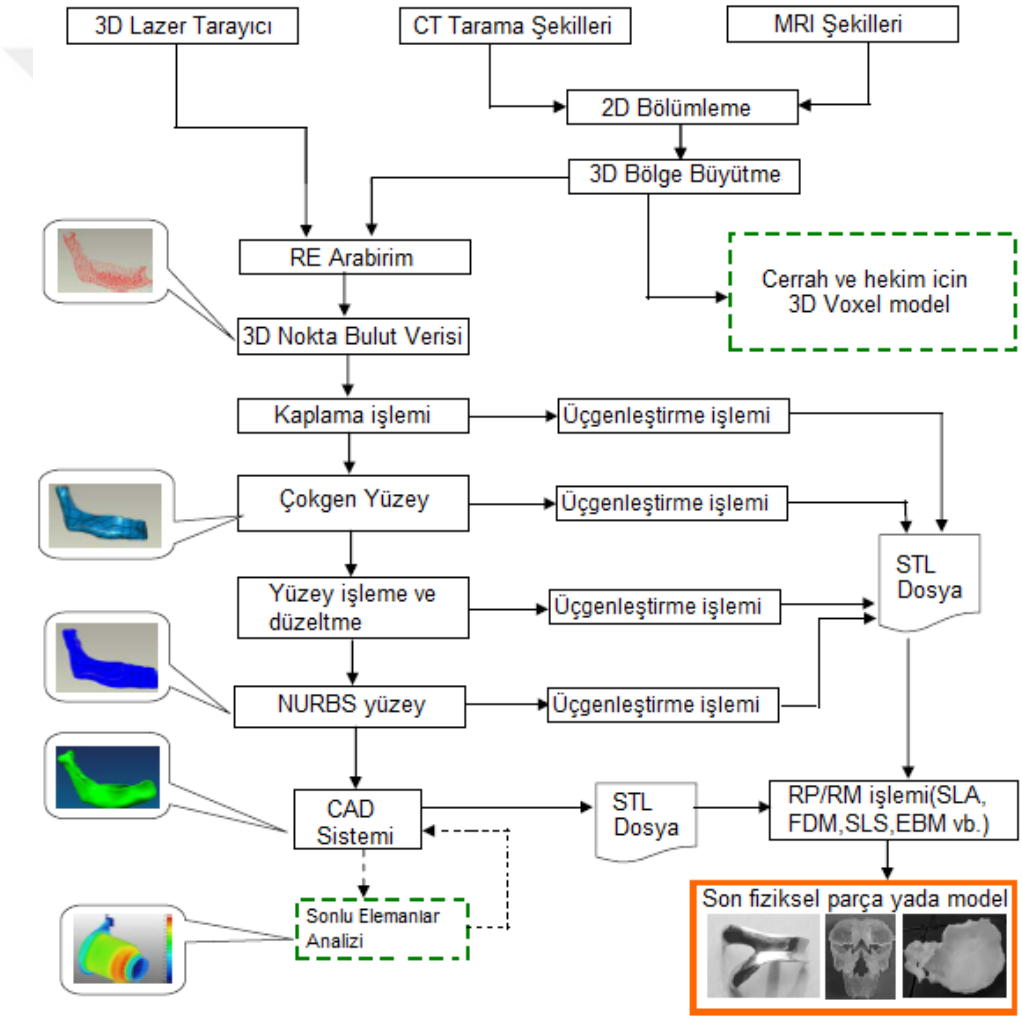


Şekil 2. 10. İşlem parametrelerinin şematik gösterimi (Chatterjee vd., 2003)

Giriş parametreleri değiştirilmek suretiyle imal edilecek parçada yoğunluk, gözeneklilik, pürüzlülük, dayanım gibi çıkış özellikleri belli ölçülerde ayarlanabilmektedir. Literatürde imalat parametrelerini içeren çok sayıda çalışma bulunmakta ve bu çalışmalar ışığında imalat esnasında kullanılacak başlangıç parametreleri öngörülebilmektedir.

İmalat için ön görülen işleme parametreleri ile parça istenilen mekanik özelliklere yakın seviyede üretilmektedir. Şekil 2.11'de implant tasarımdan imalata kadar tüm süreçleri kapsayan işlem basamakları gösterilmektedir.

BT'den alınan verilerden çokgen yüzeyler oluşturulabilir. Çokgen yüzey oluşturma, nokta kümesi düzenleme ve NURBS yüzey oluşturma için kullanılan ticari yazılımlar Materialise, Geomagic, Rhino, RapidForm, Medical Modeler vb.' dir. Meydana gelen yüzeyler CATIA, Solid Edge, Solid Works gibi CAD yazılımlarına aktarılabilir, ANSYS, NASTRAN, COSMOS WORKS gibi programlarda mühendislik ve yapısal olarak sonlu elemanlar analizi ve simülasyonu yapılabilir. Son olarak STL dosya oluşturulur ve fiziksel modelin üretimi için eklemeli imalat makinesine gönderilir. Lazer işleme parametreleri girilerek işlem başlatılır ve son fiziksel parça elde edilmiş olur.



Şekil 2. 11. Herhangi bir implantın tasarımdan imalata işlem basamakları (Syam vd., 2011)

2.6. İmplantlarda Mekanik Özellikler

Mühendislik malzemelerin seçiminde sertlik, süneklik ve dayanım gibi mekanik özelliklere bakılır. Bu mekanik özellikler ise malzeme içyapısına bağlıdır. Malzeme içi yapıları hakkında bilgi almak amacıyla metalografi deneyleri yapılır. Mühendislik malzemelerinin statik yük altındaki davranışlarını ve statik yüke dayanımlarını belirlemek amacıyla çekme veya basma deneyleri yapılır. Benzer şekilde malzemelerin darbeli yük altındaki davranışları darbe veya çarpma deneyleriyle incelenir. Ayrıca malzemelerin kesilmeye, aşınmaya yani plastik deformasyona karşı direnci ise sertlik deneyleriyle ölçülür. Tüm bu deneyler tahribatlı malzeme muayenesi için gerekli yöntemleri kapsamaktadır. Bu bölümünde malzemelerin tahribatlı muayene yöntemlerine genel bir bakış amaçlanmıştır.

2.6.1. Çekme Deneyi

Bu deneyin yapılış amacı malzemelerin mekanik özelliklerinin belirlenmesi ve belirlenen mekanik davranışlara göre sınıflandırılmanın yapılmasıdır. Çekme deneyi sonucunda elde edilen veriler direkt olarak mühendislik hesaplarında kullanılır. Bu nedenle çekme deneyi malzemelerin mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla kullanılan en yaygın tahribatlı muayene yöntemidir(Can, 2006).

(Gatto vd.,2011), Ti6Al4V metal toz malzemesi ile eklemeli imalat yöntemlerinden laser sinterleme ile üretilen numunelerin mekanik özelliklerini belirlemek üzere bir çalışma yapmıştır. Çalışmada, EOSINT-M270 laser sinterleme tezgahı ile stantard parametreler ile ASTM E8M boyutlarında numuneler imal edilmiştir. Numunelerin akma dayanım değerleri 1080-1110 MPa arasında bir değerdir. Test edilen numunelerin çekme dayanım değerleri elektron ışınla ergitme ve sıcak izostatik basınç ile imal edilen numune değerleri ile kıyaslandığında eşit veya daha yüksek bir değer elde etmiştir.

(Dobrzanski vd., 2015), Ti6Al4V metal toz ile sinterlenmiş farklı oranda gözenekli numunelerin mekanik özelliklerini karşılaştırma yapmak üzere bir çalışma yapmıştır. Çalışmada, belirli sinterleme koşullarında seçici lazer sinterleme ile gözenekli numuneler imal etmiştir. Numuneler üzerinde çekme ve basma deneyi yapılmıştır. Autofab yazılımı içerisinde seçilen birim hücre yardımıyla farklı boyutlarda gözenek oluşturulmuştur. Zwick 020 çekme cihazında numunelerin çekme ve basma testi yapılmıştır. Gözenek tipi, boyutu ve yerleşimi çekme dayanımını önemli ölçüde değiştirdiği görülmüştür. SLS ile gözenek oranını %80'e çıkartabilmiştir. Ayrıca çekme dayanımı 125MPa -180MPa arasında değişen değer elde etmiştir.

2.6.2. Basma Deneyi

Basma deneyi prensip olarak çekme deneyi ile aynı olmasına rağmen hazırlanan numunelere basma kuvveti uygulamak suretiyle yapılır. Basma deneyi basma kuvvetlerinin etkin olduğu uygulamalarda gevrek malzemelerin dayanım değerlerinin belirlenmesinde kullanılan bir yöntemdir. Basma deneyinde akma sınırı basıya ve ezilmeye zorlanan sümek malzemelerin dayanım sınırı olarak alınır(Can, 2006).

(Parthasarathy vd., 2010), Ti6Al4V metal toz ile eklemeli imalat yöntemlerinden elektron ışını ile ergitme ile üretilen farklı boyutta gözenekli numunelerin basma deneyi üzerine bir çalışma yapmıştır. Çalışmada efektif katılık olarak (elastisite modülü) 0,57-2,92 GPa değer elde etmiştir. Basma dayanımsi ise 7,28-163 MPa arasında değişen bir değer elde etmiştir. Ayrıca, tıp alanında kişiye özel implantların gözenek imalatında eklemeli imalat yöntemi ile imal edilebilirliği göstermiştir.

(Taniguchi vd.,2016), Titanyum tozu grade2 metal toz malzemesi ile eklemeli imalat yöntemlerinden laser sinterleme ile üretilen gözenekli implantların mekanik özelliklerini belirlemek üzere bir çalışma yapmıştır. Çalışmada, EOSINT-M270 laser sinterleme tezgâhı ile stantard parametreler ile %61, %64 ve %64 gözenek oranında üç adet implant imal edilmiştir. İmplantların elastik

modülü sırasıyla 557-661-648 MPa, basma dayanım değerleri 36-42-54 MPa'dır. Gözenekli implantların basma dayanımı yaklaşık olarak 50 MPa'dır. Bu değer kortikal kemiğin (80-120MPa) değerinden küçüktür. Her bir gözenekli implantın elastik modülü yaklaşık olarak 610 MPa'dır. Bu değer yine kortikal kemiğin (17 GPa) değerinden oldukça küçük bir değerdir (Dong, 2004).

2.6.3. Çentik Darbe Deneyi

Mühendislikte darbe bir elemana ya da yapıya uygulanan dış yükün doğal titreşim periyodunun üçte birinden daha kısa zamanda uygulanması olarak tanımlanmaktadır. Bazı yapı elemanları veya makine parçaları çalışırken darbeli yüklere maruz kalırlar. Bu şekilde darbeli yüklemeye maruz kalan elemanların veya parçaların çarpma dayanımları yavaş yükleme durumundaki statik dayanım değerlerinden çok daha küçüktür (Can, 2006).

Çentik darbe deneyi malzemelerin çarpma dayanımlarını ya da kırılma enerjilerini ölçmek amacıyla yapılır. Çentik darbe deneyi standart çentik içeren bir numunenin darbe etkisi ile kırılması için gerekli enerjinin ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Ölçülen bu enerji darbe dayanımı (direnci) olarak adlandırılır ve birimi Joule'dür.

(Yasa ve Kruth, 2010) yaptığı çalışmada, üç farklı metal toz olan Ti6Al4V, AISI 316L (X2CrNiMo18-14-3), maryaşlanma çeliği 300 (X3CoMoTi18-9-5) ile SLM yöntemiyle çentikli darbe numuneleri imal edilmiştir. SLM işlemi sonrasında numuneler üzerinde farklı ısıl işlem uygulamıştır. Elde edilen sonuçları ve kırık yüzeyleri SEM altında incelemiştir. Darbe enerjisini ısıl işlem görmeden 11,5 ±0,5 J, ısıl işlem sonrası 10,1±0,5 J değeri bulmuştur. Geleneksel yöntemlerinden hassas döküm ile üretilen numunelerin darbe enerjisinin 15J olduğunu belirtmiştir.

(Santos vd., 2002), SLM yöntemiyle, lazer parametrelerinin saf titanyum modellerin mikro yapılarını ve mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemiştir. Çekme testi sonuçları literatür ile kıyaslandığında iyi olmasına rağmen, darbe

enerjisi ve yorulma dayanımları düşük bir değer elde etmiştir. Darbe enerjisi için numune boyutları başlangıçta 54x11x11 mm iken, tornalama ile 53x10x10 mm boyutları elde etmiştir. 0,5kW, 1 kW, 0,75kW lazer parametrelerinde 15 numune imal edilmiştir. Elde edilen sonuçlar ortalama olarak sırasıyla 0,5, 0,75, 1kW lazer parametre için 5J, 7J, 12J değerleridir.

2.6.4. Sertlik Deneyi

Sertlik bir malzemenin çizilmeye, kesilmeye, aşınmaya ve delinmeye karsı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Diğer bir ifadeyle sertlik bir malzemenin dislokasyon hareketine veya plastik deformasyona karsı gösterdiği dirençtir (Savaşkan, 1999). Sertlik izafi bir ölçü olup malzemenin temel bir özelliği değildir. Bu nedenle malzemelerin sertlikleri ölçülürken genelde başka malzemelerin sertliği ile kıyaslama yapılır.

Sertlik deneyi prensip olarak bir malzemenin yüzeyine batırılan bir uca veya kesici takıma karsı gösterdiği direncin ölçülmesi esasına dayanır. Malzemeye batırılan uçlar piramit, bilye veya koni biçiminde olup genelde elmas, sinterlenmiş tungsten karbür veya sertleştirilmiş çelik gibi sertliği deney malzemesinin sertliğinden daha fazla olan malzemelerden yapılır (Savaşkan, 1999).

Foat vd., (2009) Ti-6Al-4V and Ni-Cr-Ti-Mo malzemelerin morfolojik, mikro yapısal ve sertlik gibi yüzey özelliklerini analiz ederek kıyaslama yapmıştır. 5x2 mm beş disk üzerinde Vickers sertlik değerleri ölçmüştür. Elde edilen sertlik değerleri Ni-Cr-Ti-Mo için 452±3.9 HV iken, Ti-6Al-4V için 375±15 HV değeri olarak belirlemiştir.

Companelli vd., (2014) Ti6Al4V metal toz malzeme ile eklemeli imalat yöntemlerinden SLM ile mikro –kafes yapılı yapıların imalatı gerçekleştirilmiştir. Daha sonra farklı gözenek boyutlarında numuneler üzerinde yüzey pürüzlüğü ve sertlik değerleri ölçülmüştür. Tıp alanında kullanılan Titanyum alaşımların

sertlik değeri olan 349 HV (ASTM Stantards. Medical) 'dan oldukça büyük bir değer olan ortalama 398 HV değeri elde etmiştir.

2.7. Deney Hayvanları ve İmplantın Uygulanması

Sağlık bilimleri alanındaki çalışmalarda bilimsel bilgi elde edilmesinde çeşitli deney hayvanları kullanılmaktadır. Özellikle temel tıp bilimlerinde ve cerrahi branşlarda, kanser, kalp damar hastalıkları, beyin ve kafatası araştırmalarında hayvanlar üzerinde yapılan çalışmaların çok yoğun olduğu görülmektedir. İnsan vücudu içerisine implantların takılmadan önce implant doku etkileşimini incelemek için deney hayvanına implantasyon yapılmakta ve etkisi gözlemlenmektedir. Olumlu neticeler olduğuna karar verilen implantlar insan üzerinde uygulanmaktadır.

2.7.1. Deney Hayvanları

Biyomedikal alanlarda hipotezi bilimsel kurallara göre oluşturulmuş araştırmalarda ve biyolojik testlerde kullanılan hayvanlara Deney Hayvanı denir. Deneylerde omurgasız hayvanlar kullanıldığı gibi bir çok omurgalı hayvan da kullanılabilmektedir (Altuğ vd., 2004). Deney hayvanların kullanılma sıklığına göre sınıflandırılması Çizelge 2.11'de gösterilmiştir.

Çizelge 2. 11.Deney hayvanların kullanıma göre sınıflandırılması(Altuğ vd., 2004)

En çok kullanılan deney hayvanları	**Orta düzeyde kullanılan deney hayvanları**	**Az kullanılan deney hayvanları**	**Özel deneylerde kullanılan deney hayvanları**
Sıçan	Kobay	Koyun	Yılan
Fare	Hamster	İnek	Kurbağa
Tavsan	Köpek	Opossum	Kaplumbağa
	Kedi	Tavuk	Sirke Sineği
	Domuz	Güvercin	Diğer bazı
	Maymun	Keçi	
		At	
		Gerbil	

Bilimsel kayıtlarda ilk deney hayvanı kullanımına M.Ö. 400 yıllarında yazılan Corpus Hippocraticum kitabında rastlamaktadır. İlk defa deneysel diyebileceğimiz uygulamayı Galen'de görmekteyiz. Galen domuz, maymun ve köpeklerin bazı organlarını vücuttan ayırarak çeşitli organların fonksiyonlarının nasıl olduğunu görmeye çalışmıştır. 19. yüzyılda Claude Bernard fizyolojik deneyler için hayvan kullanımının gerektiğini kesin bir dille anlatmıştır.

Deney hayvanları çok çeşitli alanlarda kullanılmakla birlikte en fazla sağlık bilimleri alanındaki çalışmalarda kullanılır. Deney hayvanları sağlık bilimlerinin hemen hemen tüm alanlarında yapılan araştırmalarda ciddi miktarlarda denek olmaktadır. Çünkü deney hayvanlarının bilimsel deneylerde kullanılmaya başlamasıyla birlikte araştırma verilerinin aydınlatıcı yönlerinin hiçbir ön yargı olmadan tekrarlanabildiği ve istenen koşullar da yeniden elde edilebildiği görülmüştür. Kısacası deney hayvanlarının bilimsel bilgi elde edilmesindeki değerlerinin takdir edilemeyecek kadar fazla olduğu anlaşılmıştır.

2.7.2. İmplantın Uygulanması

Deney hayvanına implant uygulanması; implant tasarımı ve imalatı, implant sterilizasyonu, kranioplasti, implant-kemik etkileşiminin gözlemlenmesi (osteointegrasyon) aşamalarından oluşmaktadır.

İmplant Sterilizasyonu

Tasarımdan sonra imalatı gerçekleştirilen implant, deney hayvanına takılmadan önce steril hale getirilmektedir. İmplant sterilizasyonu kritik araçların ya da vücut içine yerleştirilecek implantların kullanılabilmeleri steril olmalarına bağlıdır. Tıbbi ve cerrahi girişim yapılacak araç ya da implantın sterilizasyon işleminde ilk tercih edilecek yöntem ısıdır. Bu yöntem ile sterilizasyon en kolay, en ucuz, en güvenilir, zehirleyici etkisi olmayan ve insandan kaynaklanan uygulama hatalarına en az rastlanılan yöntemdir. Isı, mikro organizmaların enzim ve yapı proteinlerini bozar. 80 – 85 °C'de vejetatif bakteriler saniyeler içinde ölür. Isı ile sterilizasyonda en sık kullanılanı basınç altında nemli ısı ile

yapılanıdır. Nemli ısı, kuru ısıya oranla mikroorganizmalar üzerine daha fazla öldürücü etkiye sahiptir.

Basınçlı buhar ile sterilizasyon yönteminde temel prensip, basınç altındaki doymuş su buharında 100°C'nin üzerinde sterilizasyondur. Bu yöntemde basınçlı su buharının taşıdığı yüksek enerji mikroorganizmaların proteinlerini hidroliz yoluyla etkisiz hale getirir. Bu amaçla otoklav denilen araçlar kullanılır. Otoklav ile sterilizasyonda nem, ısı derecesi, uygulama süresi ve basınç sterilizasyon işlemini etkiler. Otoklav sıcaklığı °C veya °F, otoklav basıncı ise kg/cm2 veya psi ile gösterilir. Basınçlı buhar sterilizasyonunda sterilizasyonu sağlamaya yeterli olan sıcaklık, basınç ve uygulama süreleri; 121°C için 1 atmosfer ve 15 dakika, 134°C için ise 2 atmosfer ve üç dakikadır. Bu yöntemle ısıya dayanıklı tıbbi araçlar yanında sıvılar da steril edilebilir. Temel ilke steril edilecek malzemenin her noktasının belli bir ısıya sahip doymuş su buharı ile yeterli süre temas etmesini sağlamaktır. Beyin, kafatası veya kornea gibi enfeksiyon açısından yüksek risk taşıyan organlar ile temas eden araçlar ve bu bölgelere yerleştirilecek implantlar 132°C'de 30 dakika veya alternatif olarak 121°C'de 30 dakika sterilizasyon işlemine tabi tutulurlar.

Kranioplasti

Kranioplasti tanım olarak kraniumdaki bir defekt veya deformitenin tamir edilmesidir. Bunun pratik uygulamadaki en sık örneği kraniotomi sonrasında kemik flebin tekrar yerine yerleştirilmesidir. Ancak kranioplasti denince kranial defekt oluşumu sırasında kemikte ayrılma ve bunun tamiri veya orijinal kemik dışında başka bir materyal kullanılması akla gelmektedir (Sanan, 1997).

Kemiğin içinde veya kenarında bulunan ve yeni kemikle dolması gereken bölgeler olarak tanımlanan kemik kusurlarını kemik dokusunun kendini rejenere etme ve yeniden şekillendirme özelliğiyle iyileşmektedir. Ayrıca bu mekanizmanın yetersiz kaldığı konjenital veya travmaya bağlı olarak ortaya çıkan deformitelerin ve kemik patolojilerinin cerrahi eksizyonu sebebiyle meydana gelen geniş kemik defektlerinin tedavisinde, yeni kontür sağlanması ve kemik iyileşmesinin

desteklenmesi amacıyla kemik greftleri veya kemik yerine geçen materyalerin kullanımı gerekmektedir (Bernand, 1991;Çılbır 1999).

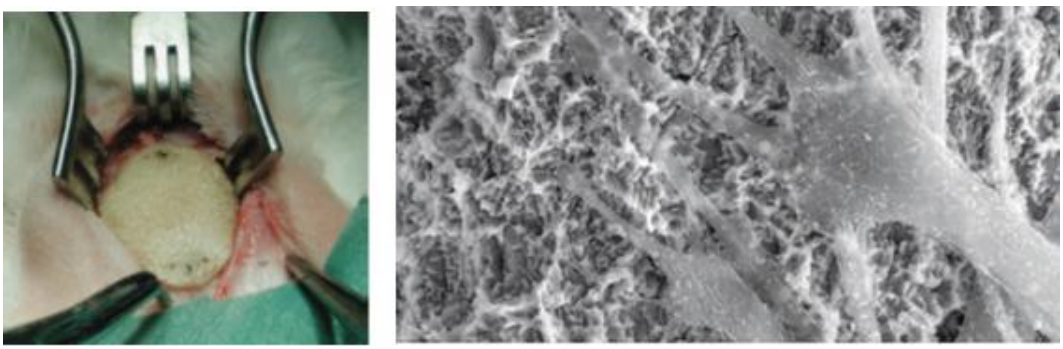
Osteointegrasyon

Osteointegrasyon canlı kemik ile takılmış implant arasında yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanır. Osteointegrasyon kemik ile implant arasında fibrotik dokular oluşmadan materyalin kemik yüzeye direkt olarak kimyasal bağlanmasını sağlar. Yapının istenen rijiditeyi sürdürmesi ancak kemik implant kontaktının arada fibröz tabaka olmadan sıkı bir şekilde oluşmasına bağlıdır. Ancak bu şekilde implant mobilitesinden ve enfeksiyon riskinden kaçınılabilinir. İdeal bioaktif materyallerin önemli komponentlerinin kalsiyum ve silikat olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Bu yapıtaşları materyalin osteokondüktif olmasını sağlar. Böylece kemiğin materyalin üzerine doğru büyümesini uyarırlar. Dolayısıyla materyalin osteointegrasyonu desteklenmiş olur (Çolak, 2009).

Deney hayvanından belirlenen kemiğin çıkarılması, imal edilen parçanın deney hayvanına implantasyonu, deney hayvanı gözlemi kranioplastinin (implantın defekt olan bölgeye yerletirilmesi) asıl amacı çeşitli nedenlerden dolayı kafatası kısmende olsa çıkartılmış canlıların beyin dokusunu koruyacak kemik yerine geçecek bir malzeme kullanımıdır. Ayrıca implantın takıldığı bölgede estetik görünümde önemlidir. Methylmethacrylate ile kranioplasti travma, enfeksiyon veya tümöre sekonder kranial defekti olan hastalarda en sık kullanılan yöntemdir. Methylmethacrylate 1940 da bulunmuş ve 1953 de William Spence ile kranioplasti materyali olarak daha çok kullanılır hale gelmiştir (Sanan ve Haines 1997; Büyükakyüz ve Darwish 2009). Daha önceden saklanmış kemik, hastadan alınan otogreft, titanyum mesh, titanyum plaka, sentetik kemik maddesi, akrilik cerrahi esnasında hazırlanan kullanılmaktadır. Kafa kemiğin çıkartılması sonrası kemik fleb derin dondurucuda veya hastanın kendi vücudunda saklanmaktadır. Kemik flebin saklandığı derin dondurucu ortamında bir sorun olduğunda veya vücutta saklandığı yerde bir enfeksiyon geliştiğinde kemik fleb atılmaktadır. Geniş kraniektomi alanı olan hastalarda Methylmethacrylate ile uygun konturu ve şekli vermek bazen sorun

olabilmektedir. Bundan dolayı vakaya özel üretilen 3 boyutlu rekonstrüksiyonu yapılan ve methylmethacrylate da olmayan gözenekli yapılar sayesinde kemik gelişimine olan etkisi deney hayvanı maymunların bulunması, barındırılması maliyetlidir. Bundan dolayı çoğu deneysel çalışma için kıkırdak ve tendon çalışmalarında ya da cerrahi bir tekniğin uygulanacağı çalışmalarda kafatasları daha büyük oldukları için tavşan, köpek ve koyunlar tercih edilmektedir.

Literatür çalışmalarında tavşanlarda değişik metaryellerden yapılan implantlar tavşan kafatasına sabitlemesi sonrası yeni kemik oluşumu gözlenmiş ve takip edilmiştir (Şekil 2.14a). Kemik gözlemlenmesi için veriler histopatolojik, radyolojik ve elektron mikroskobu ile elde edilmektedir. Histopatolojik yöntem de implant-kemik etkileşimi olan doku bölgesinden mikrotom cihazı ile örnek alınarak ışık mikroskobu altında kemik hücrelerin gelişimi incelenmektedir. Radyolojik yöntem ile yeni kemik oluşumunun hacmi, büyüme miktarı, çapı ve üç boyutlu BT çekimleri ile incelenmektedir. Elektron mikroskobu yönteminde ise yeni kemik gelişiminin ışık mikroskobundan daha ayrıntılı olarak hücre düzeyinde osteoblastik hücrelerin yapısı hakkında daha ayrıntılı bilgiye erişmemizi sağlar (Şekil 2.14b).



Şekil 2. 12. a) Kranioplasti sonrası koyun kafatasının görünümü b) Osteoblast hücresinin implantı kavraması SEM görüntüsü

3. MATARYEL VE YÖNTEM

Bu bölümde tasarım için Solidwors ve Netfabb programları kullanılmıştır. Analiz içinde Rhino/Solver programı kullanılmıştır. Numune imalat için EOS M280 DMLS tezgâhı kullanılmıştır. Mekanik özelliklerin belirlenmesi için SHIMADZU marka üniversal çekme-basma cihazı, çentik darbe ve mikro sertlik cihazları kullanılmıştır. Mikro yapı incelemeleri için LEICA Research Polarizan DMLP Model optik mikroskop ve Carl Zeiss firmasının ürünü olan EVO 50 tezgâhlar kullanılmıştır. Bunlar gereç kısmında anlatılmıştır. Yöntem bölümünde ise tasarım, analiz değerlendirme yöntemleri ile ilgili bilgiler verilmiştir.

3.1. Materyal

Bu bölümde deneysel çalışmalar için kullanılan cihaz, sistem ve tezgâh anlatılmıştır. Deneyde kullanılan Ti6Al4V metal toz malzeme özellikleri verilmiştir. Numunelerin ve implantların imalatında kullanılan DMLS tezgâhından bahsedilmiştir. Mikro yapı görüntülenmesi için cihazlar anlatılmıştır. Koyun kafatasındaki kusurlu bölgenin görüntülerini çeken BT cihazından bahsedilmiştir.

3.1.1. Deneyde Kullanılan Ti6Al4V Metal Toz Malzeme

Titanyum metal toz malzemeden üretilen parçalar dayanım, biyouyumluluk, düşük yoğunluk, iyi korozyon direnci, yüksek yorulma direnci gibi üstün özelliklere sahiptir. Diğer malzemelerle kıyaslama yapıldığında ve uygulanacağı yer bakımından bu malzeme çalışmamız için en uygun malzeme olarak öne çıkmaktadır. Bu sebeple çalışmamızda, Ti6Al4V metal toz malzeme kullanılmıştır. Toz karakteristiği parametreleri; toz boyutu, toz yoğunluğu ve karışım toz oranı Çizelge 3.1.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3. 1. Ti6Al4V toz malzemesi özellikleri

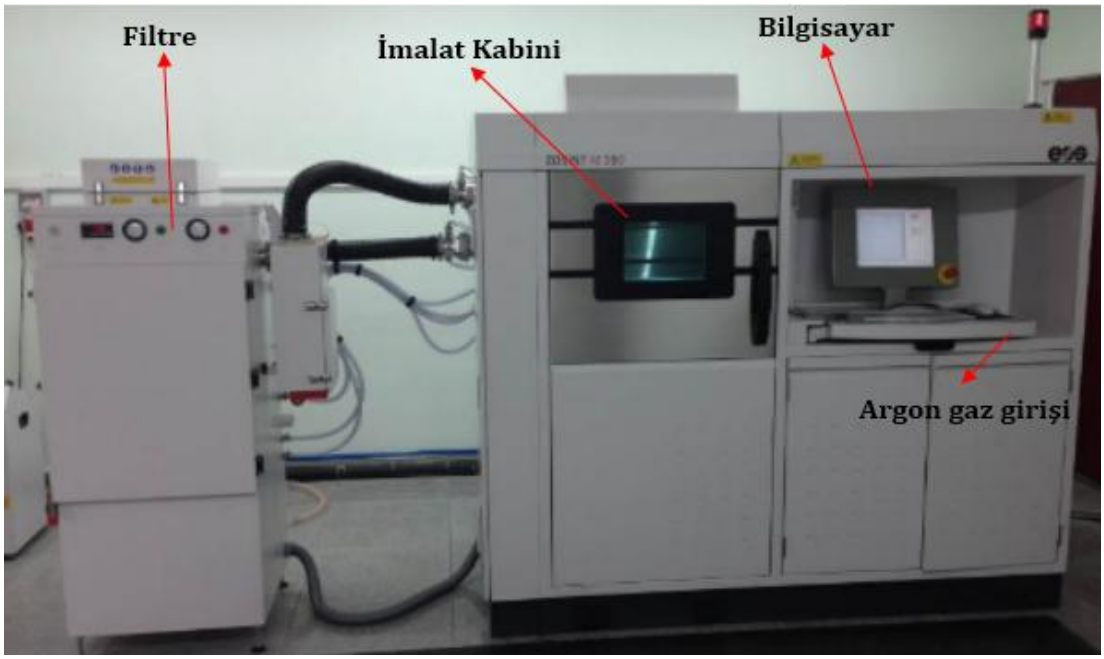
Malzeme Bileşimi	Al (%5,5 - %6,5)
	V (%3,5 - %4,5)
	O< 2000 ppm
	N<500 ppm
	C<800 ppm
	H<120 ppm
	Fe<2500 ppm
Stantard Parametreler İle Kısmi Yoğunluk Oranı	Yaklaşık %100
Stantard Parametreler İle Yoğunluğu	4,41 g/cm^3

3.1.2. Cihaz ve Sistemler

Çalışmamızda cihaz ve sistem olarak; EOS M280 DMLS tezgâhı, Bilgisayarlı Tomografi Cihazı, Optik ve Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) yer almaktadır.

3.1.2.1. DMLS Tezgâhı

Deney numuneleri ve implant imalat işlemleri S.D.Ü CAD/CAM Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde EOS M280 DMLS tezgâhında gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.1). Ayrıca tezgâhın teknik özellikleri Çizelge 3.2'de verilmiştir.



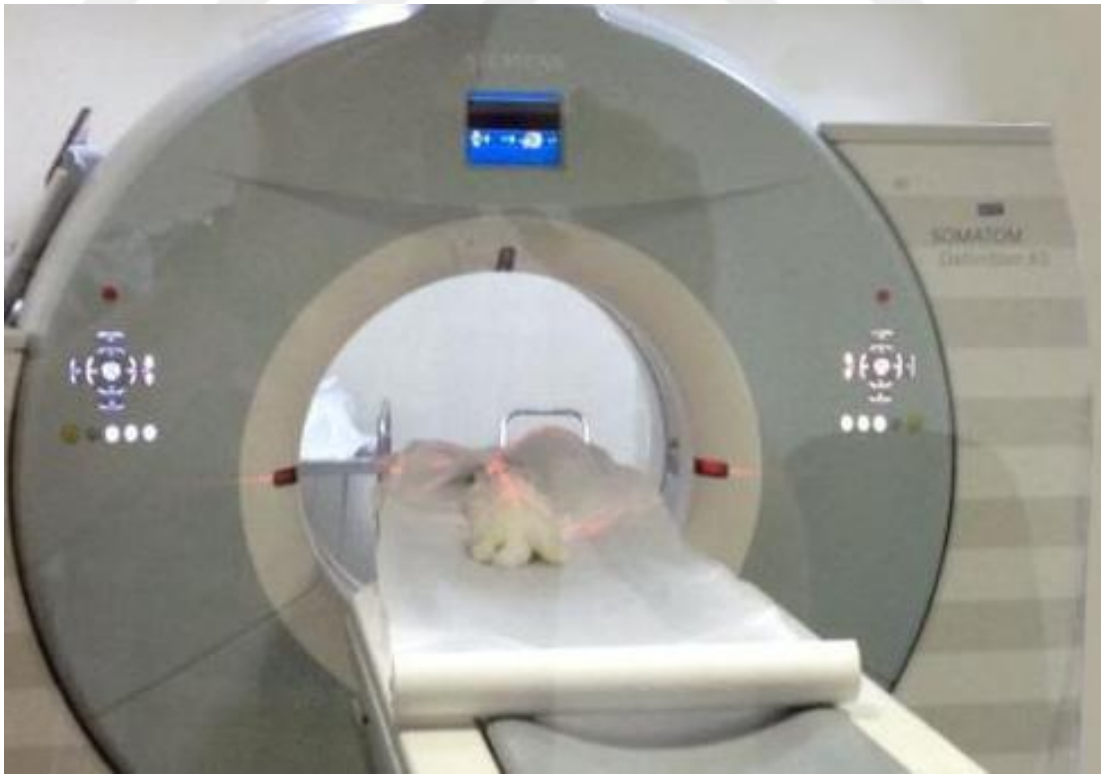
Şekil 3. 1. EOS M280 DMLS tezgâhı görüntüsü

Çizelge 3. 2. EOS M280 DMLS tezgâhın özellikleri

İnşa kapasitesi	250 x 250 x 385 mm. (x,y,z)
Lazer tipi ve gücü	Yb-Fiber Lazer, 200W
Lazer Soğutma Sistemi	2 -20 cm 3/h
İnşa hızı (malzemeye bağlı)	2 -20 cm 3/h
Katman kalınlığı (malzemeye bağlı)	30 µm
Tarama hızı	7 m/s'e kadar çıkabilen
Odak çapı	70 µm
İmalat ortam gaz desteği	3 çeşit gaz bağlantısı
İmalat ortam gaz tüketimi	10 m^3 /h
Çalışma koşulları	15 -45 °C

3.1.2.2. Bilgisayarlı Tomografi Cihazı

Deney hayvanı tavşan ve koyunun kafatası kemiğindeki kusurlu bölgenin kesit görüntüleri S.D.Ü Tıp Fakültesi bünyesinde bulunan BT cihazı ile çekilmiştir (Şekil 3.2). Elde edilen kesit görüntüleri ile kusurlu bölgeye uygun bir geometride implant tasarımı gerçekleştirilmiş olup, BT cihazın teknik özellikleri Çizelge 3.3'de verilmiştir.



Şekil 3. 2. Bilgisayarlı tomografi cihazı görüntüsü

Çizelge 3. 3. BT cihazın teknik özellikleri

Marka Adı	Siemens SOMATOM Defination-AS 128 Multislice BT,
Güç	120kVA, 350 mAs
CTDI Hacmi	60.47 mGy
Dilimleme ve Adım	0,6 mm, 1 mm
Dönüş Zamanı	1.0 s
Pozisyon İlerleme	0.6 mm
Çözünürlük	512x512
Yönelme	RAX

3.1.2.3. Stereo Zoom Optik Mikroskop

DMLS tezgâhı imal edilen deney numunelerin ve implantların mikro yapıları LEICA Research Polarizan DMLP Model alt ve üstten aydınlatmalı optik mikroskop ile incelenmiştir. Fotoğraflamalar mikroskoba bağlı Leica DFC280 dijital kamerayla x25 büyütme ile paralel ve çapraz nikolde, değerlendirmeler de Leica Qwin Digital Imaging Programı kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3. 3. LEICA Research Polarizan DMLP Model optik mikroskop

3.1.2.4. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

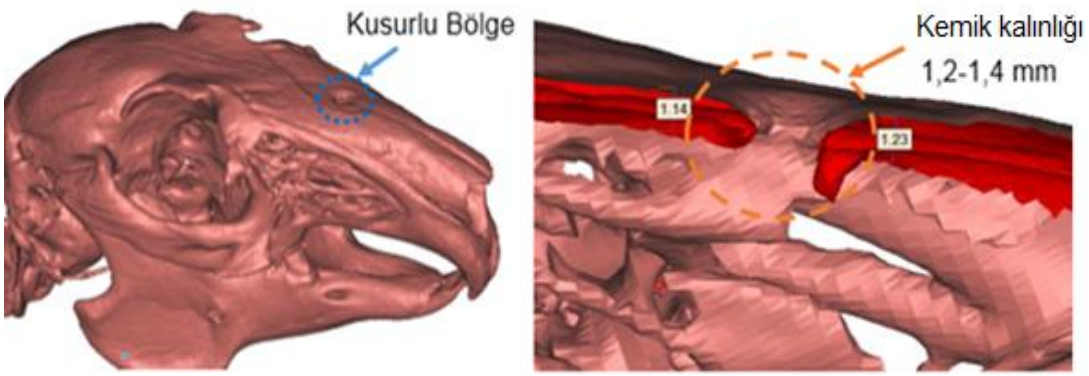
Çalışmada imal edilen implantlar ile kemik arasındaki doku gelişimi Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) cihazı ile incelenmiştir. Fotoğraf çekimleri 4x'den 1.000.000x'e kadar büyültme (zoomlama) aralığına sahip Carl Zeiss firmasının ürünü olan EVO 50 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.4). Ayrıca, şu malzemenin kimyasal bileşime dayalı analizleri de EDS analizi ile yapılmıştır.



Şekil 3. 4. EVO 50 Taramalı elektron mikroskop görüntüsü

3.1.3. Deney Hayvanı

Deney hayvanı olarak ortalama ağırlığı 2-2,5 kg olan Yeni Zellanda türü 5 aylık erkek tavşan kullanılmıştır. Tavşanın kafatasının BT görüntüleri S.D.Ü Tıp Fakültesi Radyoloji bölümünde çekilmiştir. Elde edilen BT görüntüleri "Materialise, Mimics" yazılım paket programı ile Şekil 3.5a'da gösterildiği gibi 3B model elde edilmiştir. Tavşanın 3B modelinde Şekil 3.5b'de gösterildiği gibi et kalınlığı ince ve küçük olduğundan yeterince gözenek oluşturulamamıştır.



(a) (b)

Şekil 3. 5. Tavşanın kafatası 3B görüntüsü a) kusurlu bölgenin görüntüsü, b) kesit görüntüsü

DMLS tezgâhında Şekil 3.6'da gösterildiği gibi tavşan kafatasında "Materialise, Mimics" programı ile "kişiye özel gözenekli implant tasarımı ve imalatı" gerçekleştirilmiştir. Fakat 1.2 mm ile 1.4 mm et kalınlığında geçişli gözenek implant tasarımı ve imalatı mümkün olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Projede "B planı olarak yer alan" daha iri kafa yapısına sahip olan koyun deney hayvanı olarak kullanılmıştır.



(a) kişiye özel tasarım (b) imalat

Şekil 3. 6. Kişiye özel tavşan kafatası implant tasarımı ve imalatı

Deney hayvanları olan 12 aylık, 20 kg ağırlığında, sağlıklı 9 adet aynı cins koyun SDU Ziraat Fakültesi Tarımsal Araştırma ve Uygulama Merkezi tarafınca temin edilmiştir. Koyunlar 3 gruba ayrılmış olup her gruba öncelikle aynı cerrahi işlem aynı kişi tarafından uygulanmıştır. Koyunlar stressiz ve hijyen koşullar temin edilecek şekilde bakılmıştır. Veteriner hekim gözetiminde fizyolojik

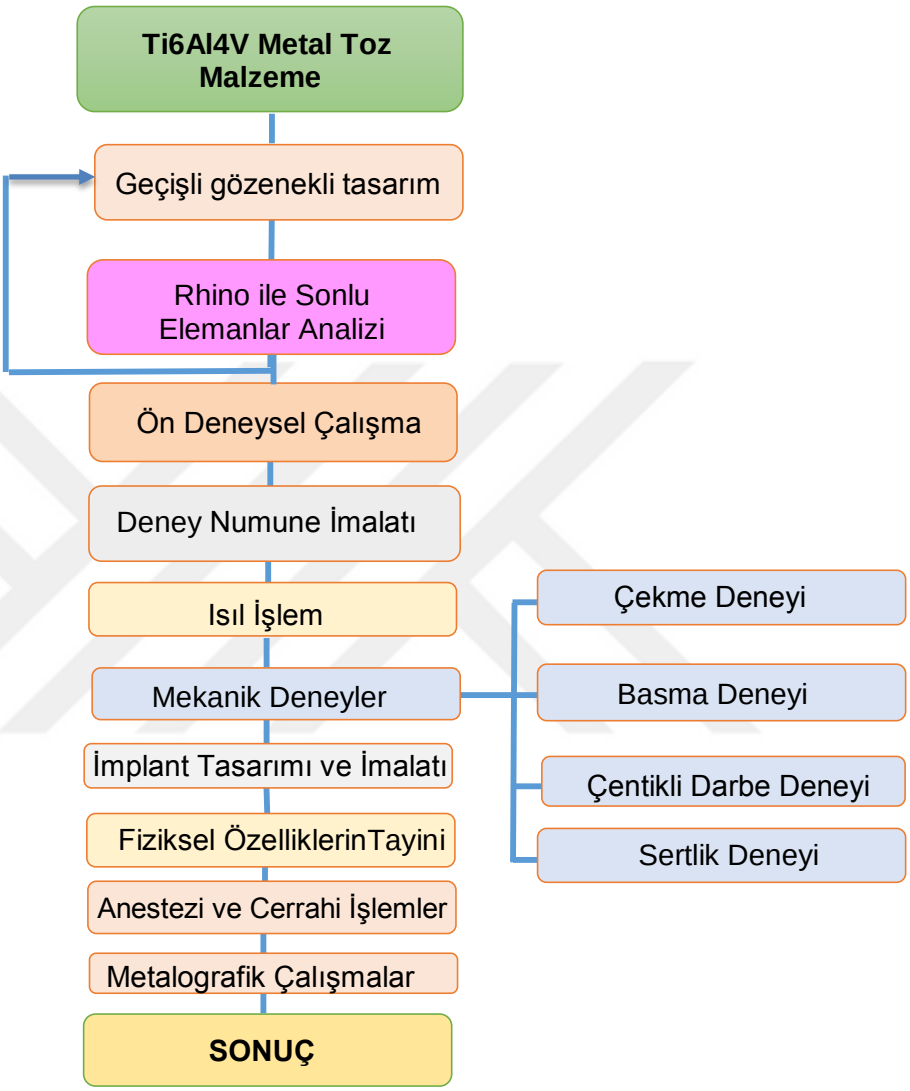
gereksinimleri karşılanmış; sağlıklarını devam ettirecek yeterlilikte hareket alanı, yiyecek, su, çevresel şartlar ve bakımları sağlanmıştır. Sağlık durumları sıklıkla kontrol edilmiştir. Hayvanlar preoperatif (operasyon öncesi) dönemde aynı besinlerle ve aynı miktarlarda beslenmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3. 7. Deneyde kullanılan koyunlar

3.2. Yöntem

Deneysel çalışmaların yapılma sıraları ve iş akış şeması Şekil 3.8'de gösterilmiştir.

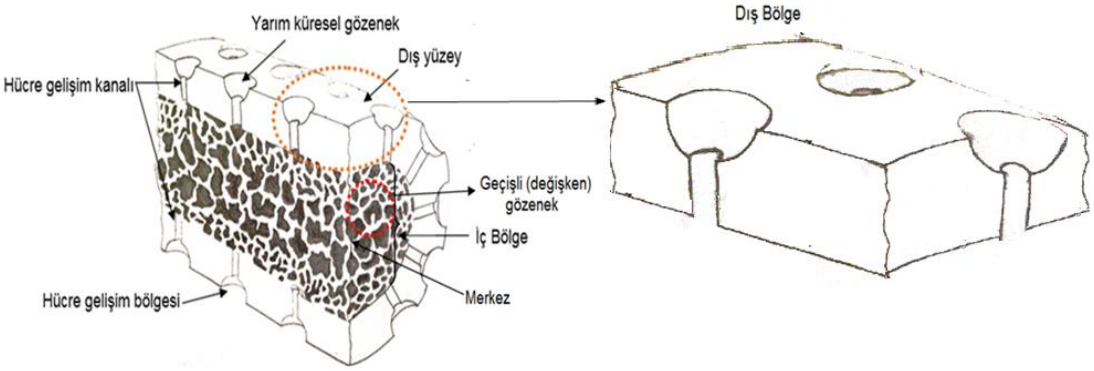


Şekil 3. 8. Deneysel çalışmada iş akış seması

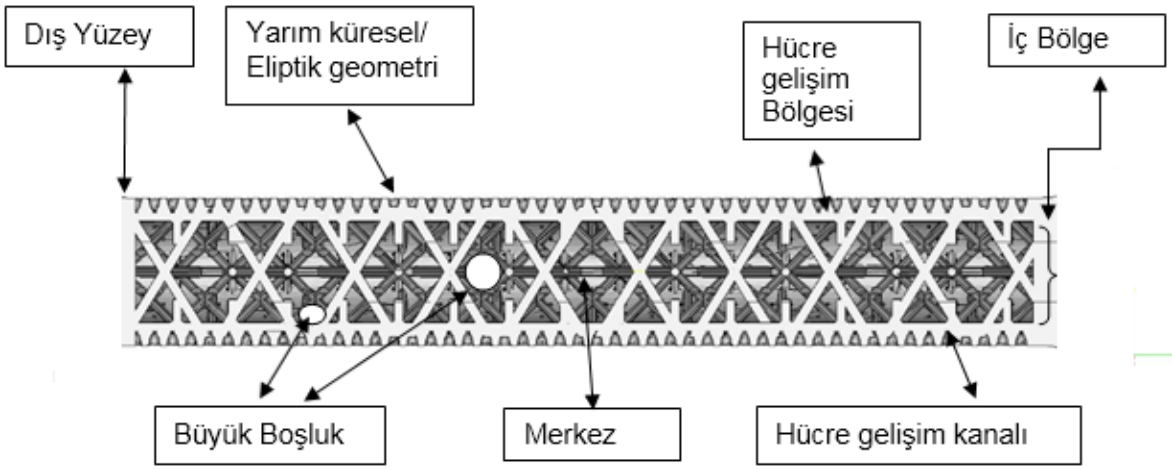
3.2.1. Tasarım

Tasarım çalışması silindirik/düzlemsel biçimde dış bölge (yarım küresel/eliptik gözenek (oyuklar), hücre gelişim kanallar) ve iç bölgeden (dıştan merkeze doğru gittikçe büyüyen geçişli (değişken)) oluşturulmuştur. İki bölge birbirine bağlı olacak şekilde tek parça olarak tasarlanmıştır (Şekil 3.9, Şekil 3.10). Dış bölge mikro düzeyde yarım küresel/eliptik gözenekler oluşturulmuştur. Mikro

gözenekler içerisinde gelişen hücreler ikinci bölge olan hücre gelişim kanalları aracılığı ile iç bölgeye doğru gelişim gösterecek şekilde çizilmiştir. İç bölgede ise hücre gelişim kanallarından içeriye doğru gelişim gösteren hücrelerin rahatça canlı yaşamını sağlayacak şekilde gözeneklilik sağlanmıştır.

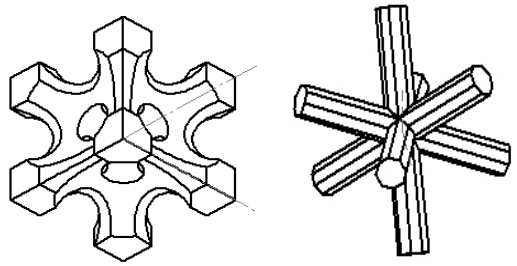


Şekil 3. 9. Silindirik geçişli gözenekli yapı görüntüsü

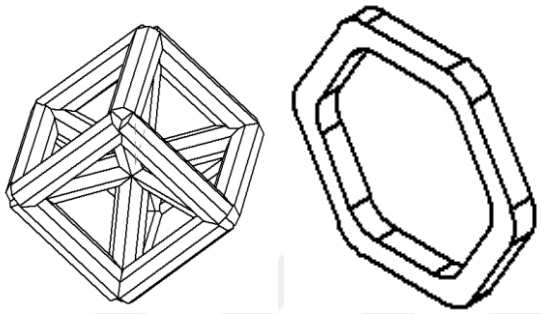


Şekil 3. 10. Düzlemsel geçişli gözenekli yapı görüntüsü

Geçişli gözenekli tasarımda dört (4) adet birim gözenek yapı kullanılmıştır. Bunlar "**FEM**", "**Oktagonal**", "**KRZ**" ve "**Bal peteği"** isimli birim gözenek yapılarıdır (Şekil 3.11).



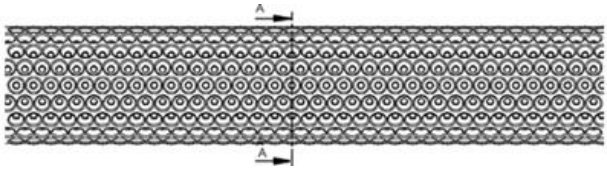
(a) FEM (b) Oktogonal



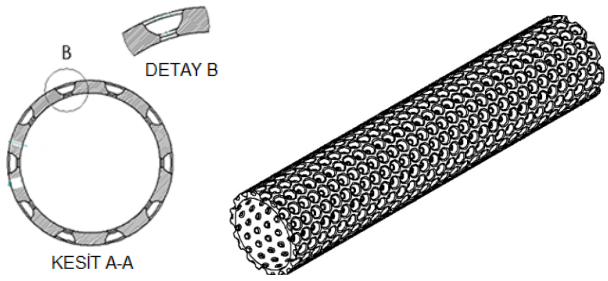
(c) KRZ (d) Bal peteği

Şekil 3. 11. Birim gözenek yapı elemanları

Tüm birim gözenek yapıların dış kısmı "SOLIDWORKS" programı ile Şekil 3.12'de gösterildiği gibi kontrollü (yarım küresel yapı) özel gözenekli modeli ile çizilmiştir.



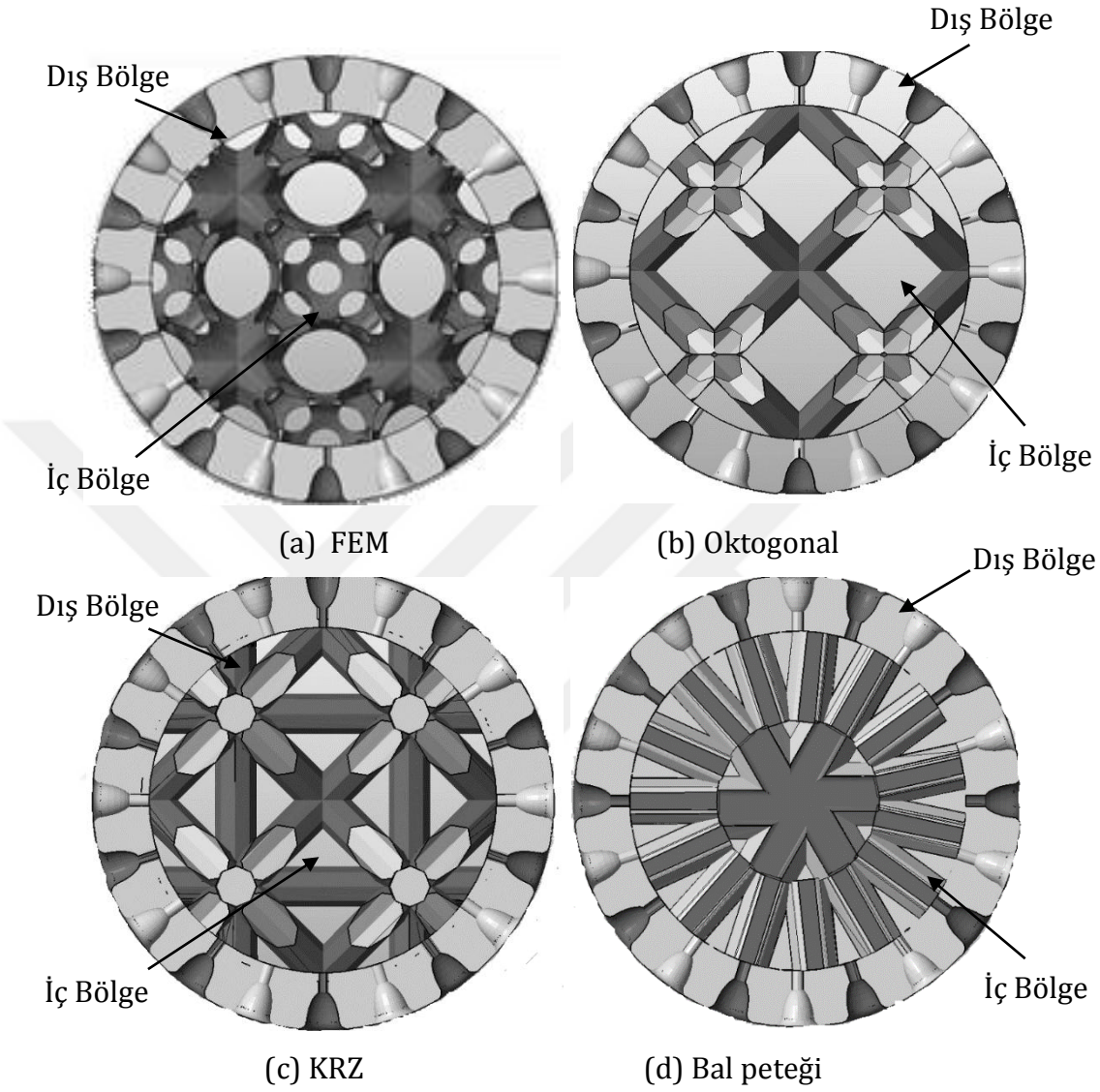
(a)



(b) (c)

Şekil 3. 12. Geçişli gözenekli modellerin dış kısmı a) önden görünüşü, b) kesit A-A ve gözenek detay görünümü, c) izometrik perspektif görüntüsü

FEM, Oktogonal, KRZ ve Bal peteği birim gözenek yapıları ile orta ve iç kısım çizilmiştir. Şekil 3.13'de gösterildiği gibi dış kısım ile orta ve iç kısımlar birleştirilerek geçişli gözenekli tasarımlar gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 13. Geçişli gözenekli modellerin görüntüleri

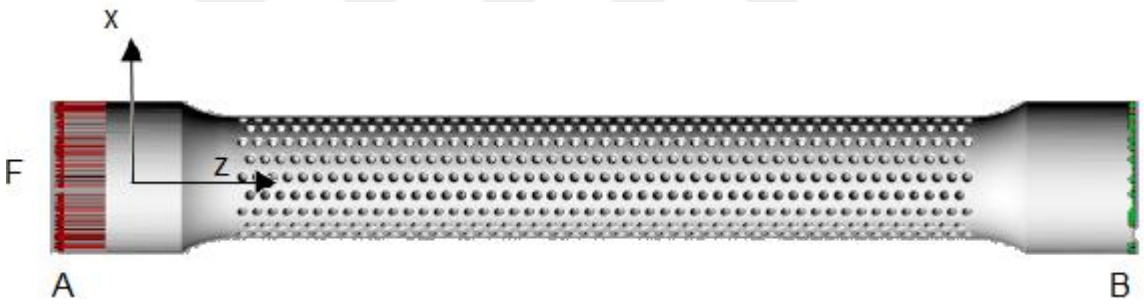
Çalışmanın analiz kısmını oluşturan ve tasarlanmış olan geçişli gözenekli modeller, sayısal ortamda sonlu elemanlar metodu ile analiz edilmiştir. Modellerin yapısal analizi için "Rhinoceros/Scan&Solve" paket programı kullanılmıştır. Karmaşık şekle sahip geçişli gözenekli modeller küçük parçalara (mesh) bölünerek analiz gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, geçişli gözenekli modellerin tipi doğrusal elastik, izotropik olarak modellenmiştir. Modelde Çizelge 3.4'de verilen Ti6Al4V metal toz malzemesinin mekanik özellikleri kullanılmıştır.

Çizelge 3. 4. Ti6Al4V titanyum alaşımın mekanik ve fiziksel özellikleri

Özellik	**Değer**
Elastisite Modülü	1.160e+05MPa
Poisson Oranı	0.34
Kütle yoğunluğu	4500 kg/m^3
Akma Dayanımı	1050 MPa
Termal genleşme katsayısı	9e-006 /K
Termal İletkenlik	6.7 W/mK
Özgül Isı	586.04 J/kgK

Analizde Şekil 3.14'de gösterilen modeller kullanılmıştır. Modellere sınır şartı olarak B noktasında sabitleme yapılmıştır. A noktasında 500N'luk F yükü -z ekseni doğrultusunda uygulanmıştır.



(a) Gözenekli model



(b) Tam dolu model

Şekil 3.14. Modellere uygulanan yük ve sınır şartları

Ti6Al4V modellerinden elde edilen elastisite modül değerleri ile kemik mekanik özelliklerin kıyaslanabilmesi için ayrıca kemik modeli oluşturularak analiz

edilmiştir. Çizelge 3.5'de gösterilen kafatası kemiğin mekanik özellikleri programa girilmiştir.

Çizelge 3. 5. Kafatası kemiğin mekanik özellikleri (Ruan vd.,1991)

Özellik	Değer
Elastisite Modülü	6,5e+09MPa
Poisson Oranı	0.22
Kütle yoğunluğu	2000 kg/m^3

3.2.2. İmalat

Bu bölümde deney numunelerin ve implantın DMLS tezgâhı ile üretimi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca DMLS yönteminde yer alan parçaların konumlandırma, parça destek (support) yapısı, katmanlara (dilimleme) ayırma, işleme parametreleri belirleme ve ortam şartları oluşturma gibi aşamalardan bahsedilmiştir.

3.2.2.1. Deney Numunelerin İmalatı

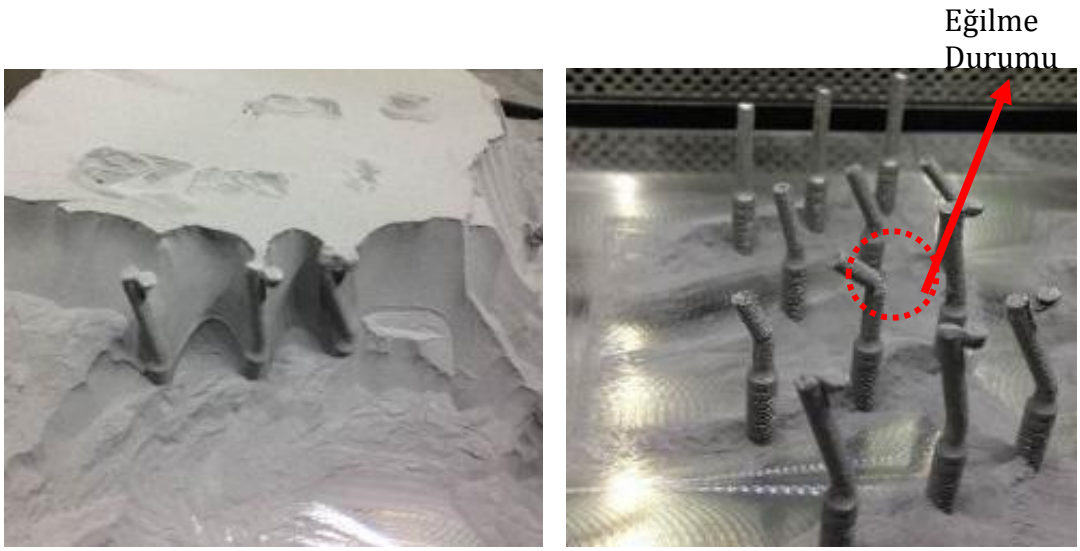
Deney numunelerin dış kısım tasarımları SOLİDWORKS programı ile iç kısım ise NETFABB programı ile gerçekleştirilmiştir. Tasarım verileri DMLS tezgâhına aktarmak için ***.STL** dosya formatına dönüştürülmüştür. STL dosya formatında kaydedilmiş olan deney numunesi verileri konumlandırılmak ve destek yapısı oluşturmak için "Materialise, Magics" programına aktarılmıştır. Bu parçalara, programdaki 250x250 mm'lik standart sanal iş tablası üzerine 10 mm katı (ekstrüze) destek oluşturulmuştur. Parçalar arasında belirli bir mesafe bırakılarak z eksenleri doğrultusunda konumlandırılmıştır.

Tabla üzerine konumlandırılan ve STL formatında dosya olarak kaydedilen veriler "EOS RP-Tools" yazılımına aktarılmıştır. Program ***.CLI** formatında katman bilgileri haline dönüştürülmüştür. Parçaların katmanlara ayrılması işleminde katman kalınlığı ("slice thickness") değiştirilmemiş olup, bu değer EOS firması tarafından 30 μm olarak sabit tutulmuştur.

CLI formatındaki dosyalar “EOS, PSW” süreç kontrol ve işletim yazılımına aktarılarak iş tablası üzerinde konumlandırılmıştır. İmalat işlemi şartları gereği, imalat esnasında toz serici bıçak (recoater blade) ile parçaların birbirlerine dik olarak gelmesi istenmemektedir. Bu amaçla çapraz konumlandırma yapılmıştır. Konumlandırma işleminden sonra, imalat için her bir parçaya işlem parametreleri ayrı ayrı atanmıştır.

Yukardaki yapılan işlemler ile tasarım parçaları verileri imalat aşamasına gelmiştir. İmalat için işleme şartları olan sistem ve imalat kabini basıncı uygun seviyeye (4,5 bar) getirilmiştir. Ayrıca parçanın oksitlenmesini engellemek için imalat atmosferi olarak yüksek saflıkta (%99.99) argon gazı kullanılmıştır. İmalat kabinindeki oksijen oranı %0.01 seviyesine kadar düşürülmektedir.

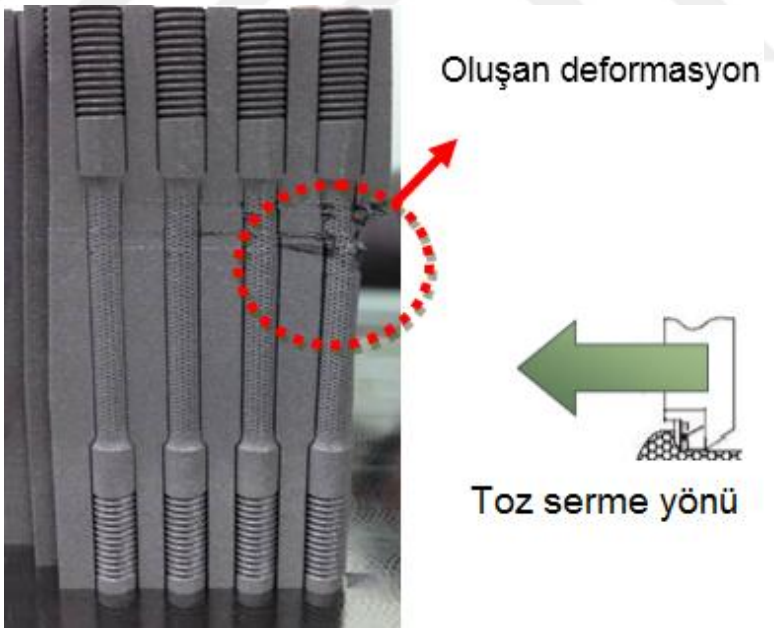
Deney numunelerinin imalat işlemi (bütün katmanlardaki sinterleme işlemi) tamamlandıktan sonra, imalat esnasında parçanın etrafında biriken tozlar temizlenmiştir. İşlem tablası üzerindeki numunelerin kusurlu üretildiği görülmüştür (Şekil 3.15a,b). Literatür ve tezgah üreticisi firma bilgilerinden yararlanılarak, deney numunelerinin en-boy (aspect ratio) oranının 1:8’i geçmesi ve sıyırıcı bıçak (recoater) tozu düzgün sermediği tespit edilmiştir. Deney numuneleri arasına duvar örülerek deney numunelerinin eğilme ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.



(a) Tozların temizlenmesi (b) Numunelerin eğilmesi

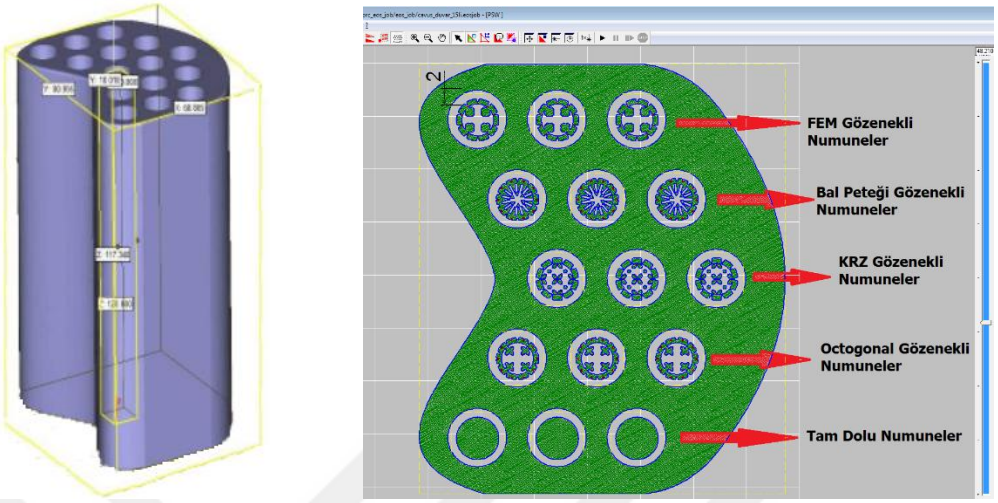
Şekil 3. 15. Deney numunelerin imalatı

Duvar destekli yapı imalatı yukarıda belirtilen işlem şartlarına göre yeniden gerçekleştirilmiştir. İmalat sonrası tozlar temizlenip iş tablası kabinden çıkarıldıktan sonra deney numunelerinde Şekil 3.16' deki gibi deformasyon oluştuğu görülmüştür.



Şekil 3. 16. Deney numunelerinde oluşan deformasyon

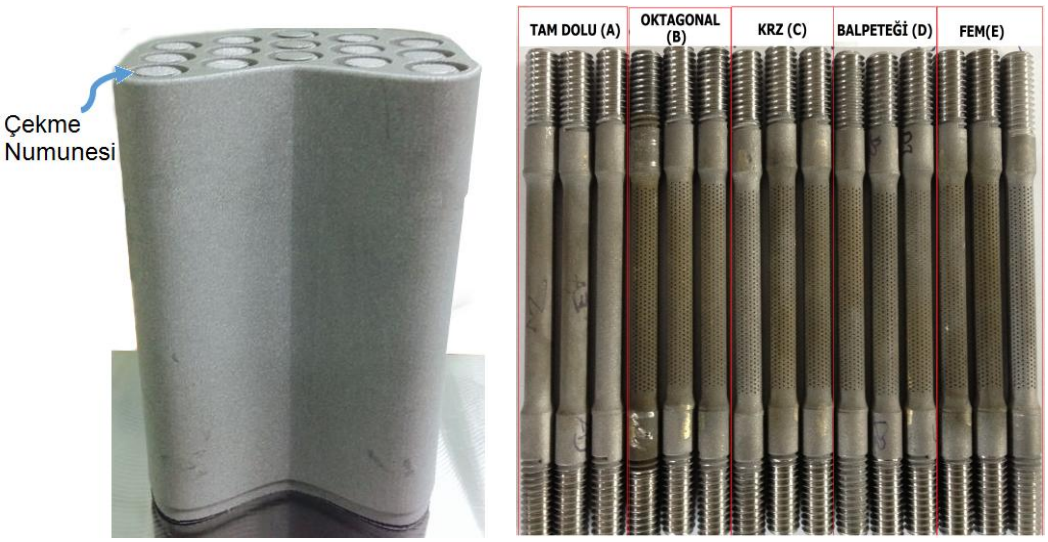
Deney numunelerinin eğilme problemlerini ortadan kaldırmak için numuneleri tam kapsayacak şekilde "**Kovan Destek Yapısı**" örülmüştür. Kovan içerisine numuneler 2 mm'lik boşluk olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.17 a,b).



(a) Kovan (b) Birim gözenek modelleri

Şekil 3. 17. Deney numunelerin kovan içindeki görüntüsü

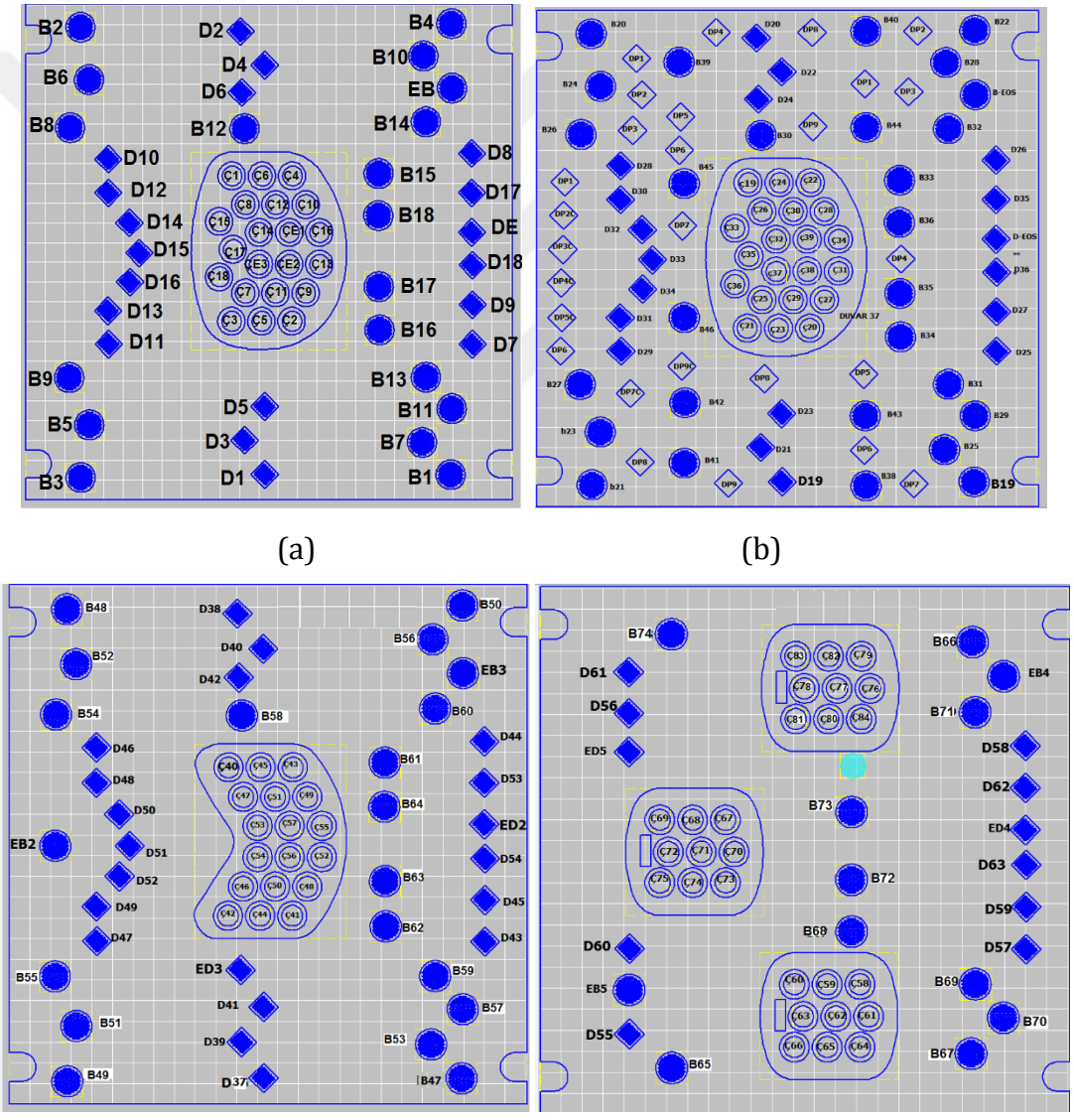
Tasarımlar Şekil 3.18a'da görüldüğü gibi imalat sorunsuz gerçekleştirilmiştir. DMLS tezgâhı ile imal edilen numuneler fırında 680 °C derecede sinterlenmiştir. Daha sonra numuneler tel erezyon tezgâhında çekme deneyine tabi tutulmak suretiyle iş tablasından kesilmiştir (Şekil 3.18b).



a) kovan destekli yapı b) imal edilen numuneler

Şekil 3. 18. Destek kovanı ve numuneler

Başarı ile imal edilen numuneler mekanik özellikleri belirlenmek üzere çekme testine tabi tutulmuştur. Test sonucunda en uygun gözenek modeli belirlenmiştir. Çekme, basma ve çentik darbe numuneleri en uygun gözenek modeli ile tasarlanmıştır. Tutarlı ve doğru bir sonuç elde edebilmek için üç (3) adet deney tekrarı seçilmiştir. Buna göre 87 adet çekme, 77 adet basma ve 67 adet çentikli darbe deney numunesi Şekil 3.19'da gösterildiği gibi imal edilmek üzere sanal iş tablasına konumlandırılmıştır. Tabla üzerinde kısaltmalardan; B:Basma numunesi, Ç: Çekme numunesi, D: Çentik darbe numunesi, E: EOS firma simgesi, EB: EOS basma numunesi, ED: EOS darbe numunesi, ÇE1,ÇE2,ÇE3: EOS çekme numunesini ifade etmektedir.

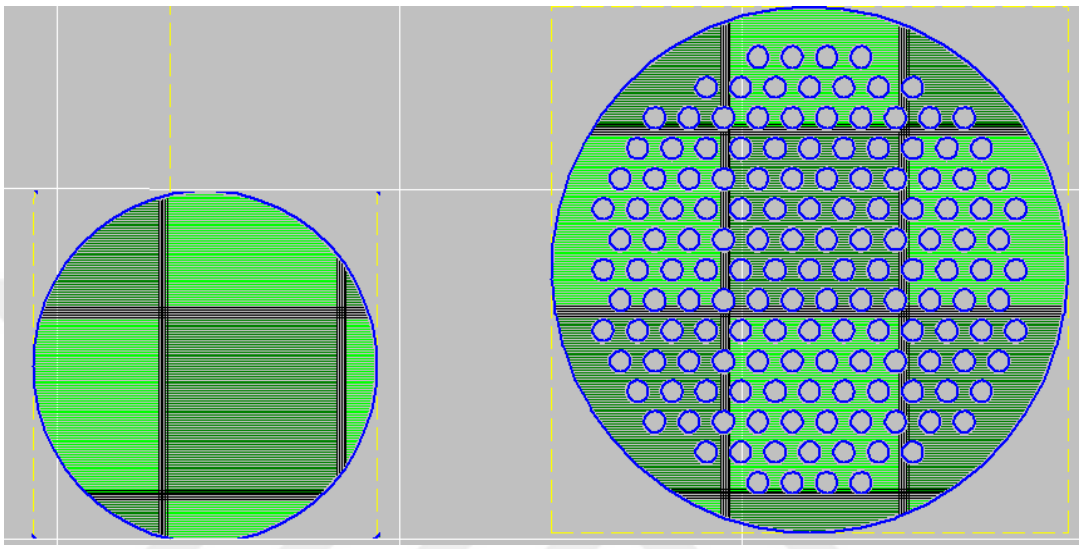


(a) (b)

(c) (d)

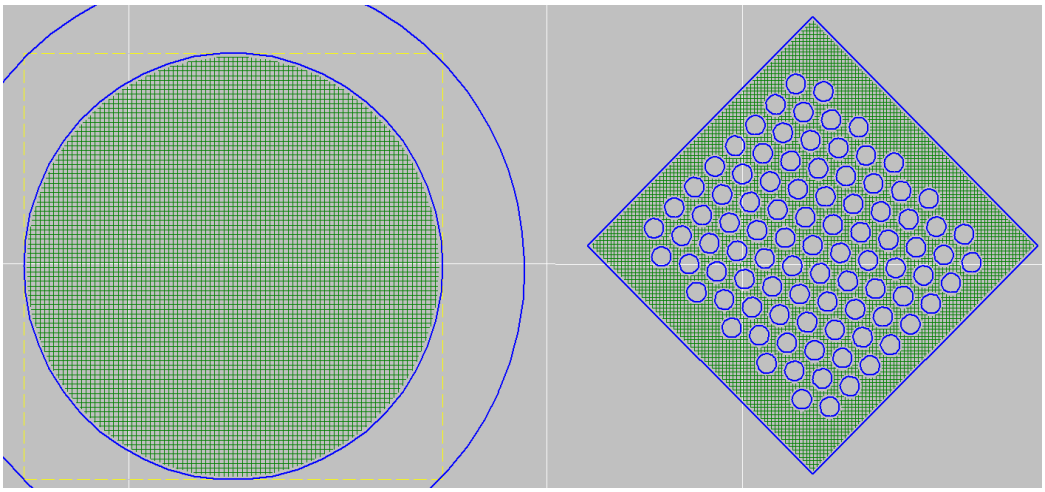
Şekil 3. 19. Çekme, basma, çentik darbe numunelerinin sanal iş tablasında görüntüleri (a,b,c,d)

Numunelerin imalatında tarama stratejisi olarak ada ve ızgara tarama seçilmiştir. Ada tarama yönteminde; lazer ile sinterlenecek katman satranç tablası benzeri karelere (adalara) bölünür ve bu karelerin içi x yönünde tarama çizgileri ile taranır (Şekil 3.20).



Şekil 3. 20. Ada tarama yöntemi

Izgara tarama yönteminde; lazer tarama çizgileri hem x hem de y yönündedir (Şekil 3.21). İlk olarak x yönünde tarar sonra y yönünde tarar. Böylece bir katman iki defa sinterlenmiş olur.



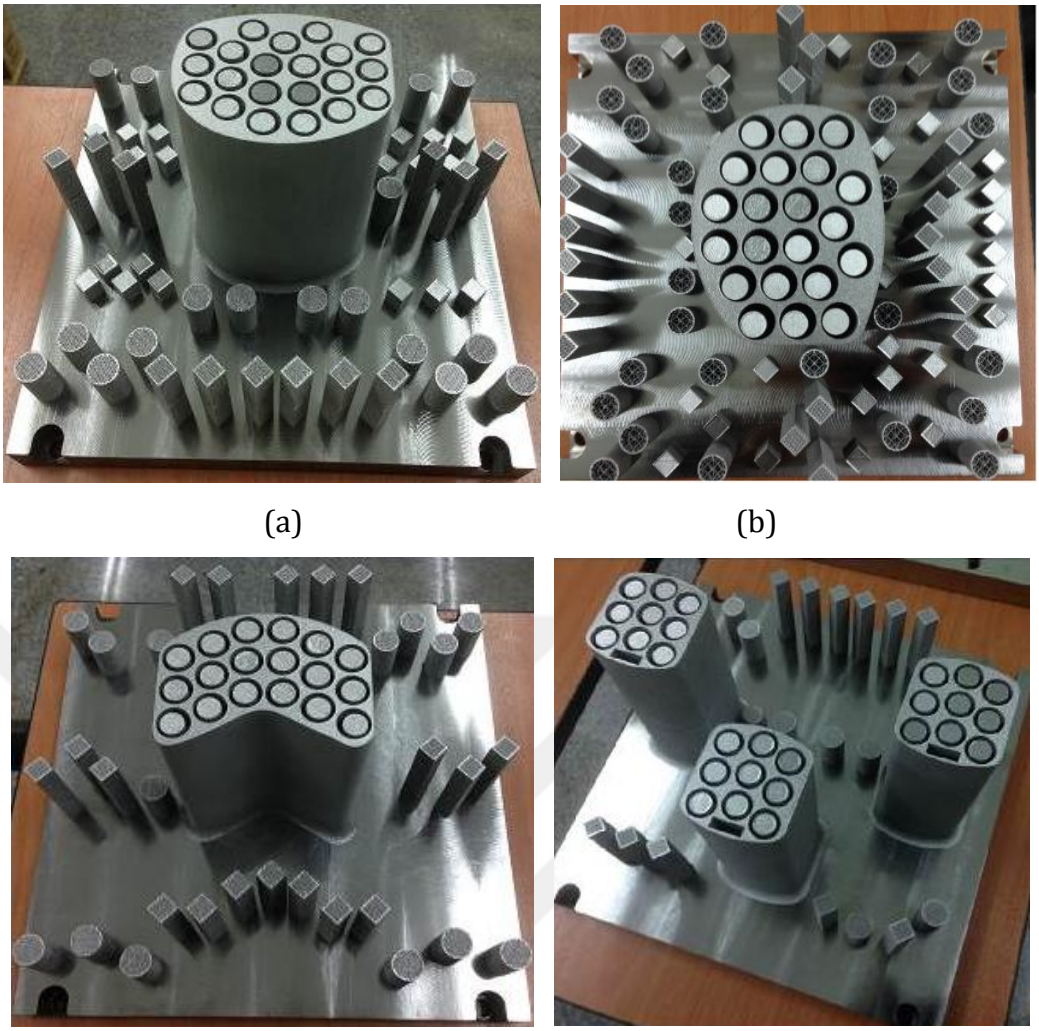
Şekil 3. 21. Izgara tarama yöntemi

DMLS tezgahında imalat için literatür çalışmaları incelenerek işleme parametrelerindan; lazer gücü (140,150,160,170,180,190 W), tarama hızı (1000,1250,1500 mm/s), tarama mesafesi (0.07,0.09,0.11 mm) ve tarama deseni (ada ve ızgara tarama) seçilmiştir. Lazer işleme parametrelerinden lazer gücü, tarama hızı ve tarama mesafesi değerleri 4 faktör ve dört seviyede belirlenmiştir. L18 Taguchi deney tasarımıyla bu parametreler ile deney numunesi üretim sayısı 90'dan 18'e indirilmiştir. Taguchi deney tasarımı yapılan işleme parametre seçimi Çizelge 3.6'da gösterilmiştir.

Çizelge 3. 6. Çekme, basma ve çentikli darbe deney numunelerin imalat işleme parametreleri

	Tarama	**Lazer**	**Tarama**	**Tarama**	**Enerji**
1	Ada	140	1250	0,07	1,6
2	Ada	140	1000	0,09	1,56
3	Izgara	140	1500	0,11	0,85
4	Ada	150	1250	0,07	1,71
5	Ada	150	1000	0,09	1,67
6	Izgara	150	1500	0,11	0,91
7	Ada	160	1250	0,07	1,83
8	Izgara	160	1000	0,09	1,78
9	Izgara	160	1500	0,11	0,97
10	Ada	170	1000	0,09	1,89
11	Izgara	170	1250	0,07	1,94
12	Izgara	170	1500	0,11	1,03
13	Ada	180	1000	0,09	2
14	Ada	180	1500	0,11	1,09
15	Izgara	180	1250	0,07	2,06
16	Ada	190	1000	0,09	2,11
17	Izgara	190	1250	0,07	2,17
18	Izgara	190	1500	0,11	1,15

Farklı işleme parametrelerinde ada, ızgara tarama ile imal edilen çekme, basma, çentikli darbe deney numunelerin görüntüleri Şekil 3.22'de gösterilmiştir.



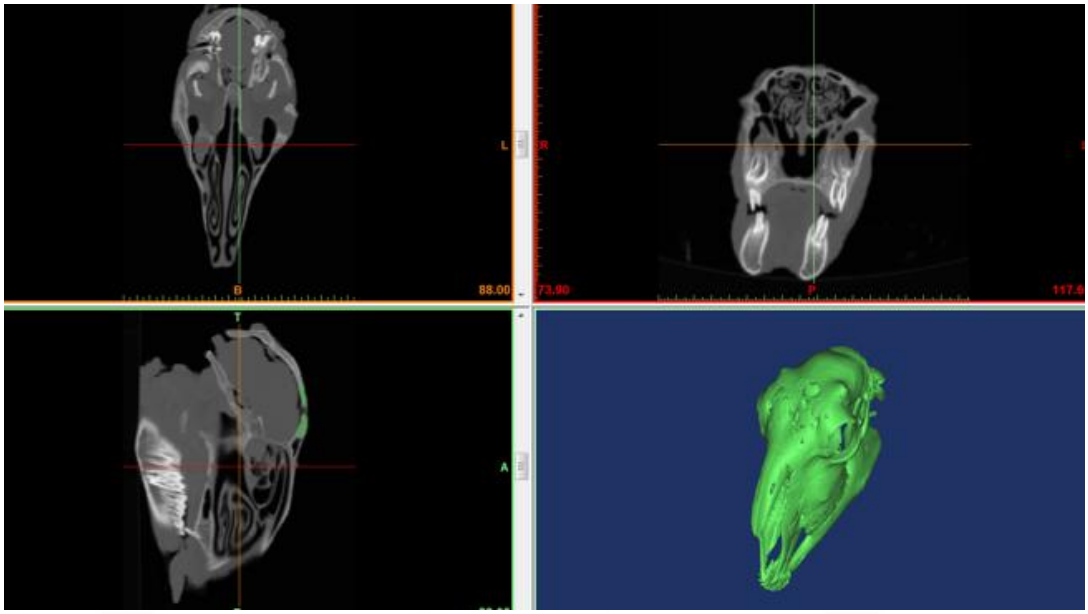
(a) (b)

(c) (d)

Şekil 3. 22. Çekme, basma ve çentik darbe deney numunelerinin görüntüleri (a,b,c,d)

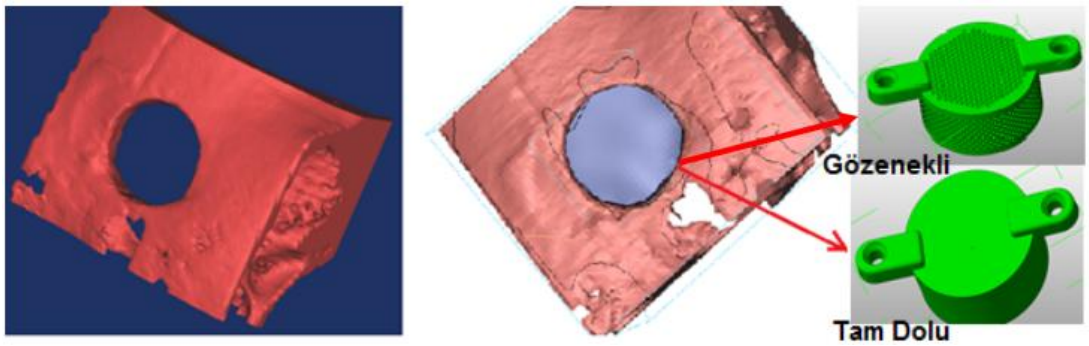
3.2.2.2. İmplant İmalatı

Deney hayvanlarının her birine cerrahi işlem ile kusurlu bölge (defekt) oluşturulmuştur. Kemik kusurlu bölgelerin BT çekimleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra BT verileri kullanarak "Materialise, Mimics" programı ile koyun kafatası 3B modellenmiştir (Şekil 3.23).



Şekil 3. 23. BT'si çekilmiş koyun kafatasının 3B modeli

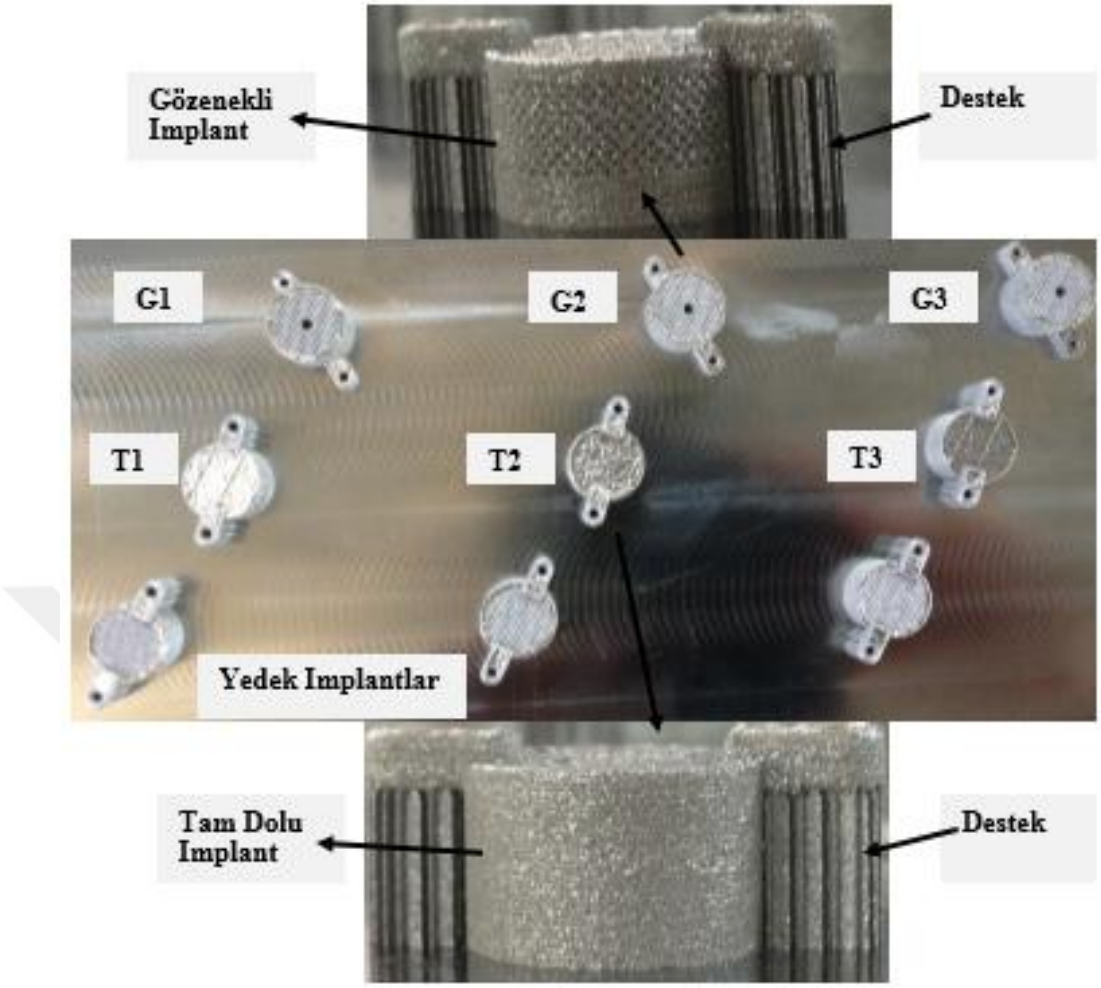
Kusurlu bölgeye implant tasarlamak üzere 3B koyun kafatası modeli 3-Matic programına aktarılmıştır. Kusurlu bölgeye bire bir uyumlu (kişiye özel) implant tasarımı yapılmıştır (Şekil 3.24)



(a) hasarlı bölge (b) hasarlı bölgeye göre tasarlanmış implant

Şekil 3. 24. Kişiye özel hasarlı bölgeye uygun tasarlanmış implant

Kişiye özel hasarlı bölgeye uygun implantın tam dolu ve geçişli gözenekli tasarımları gerçekleştirilmiştir. Ti6Al4V metal toz malzemeden DMLS tezgâhı ile 3 adet tam dolu, 3 adet gözenekli implant imal edilmiştir (Şekil 3.25). Kusurlu bölgeye özel hazırlanan implantlar, implant-kemik gelişimi (osseointegrasyon) izlemek için koyunlara nakledilerek cerrahi işlemler (kranioplasti) yapılmıştır.



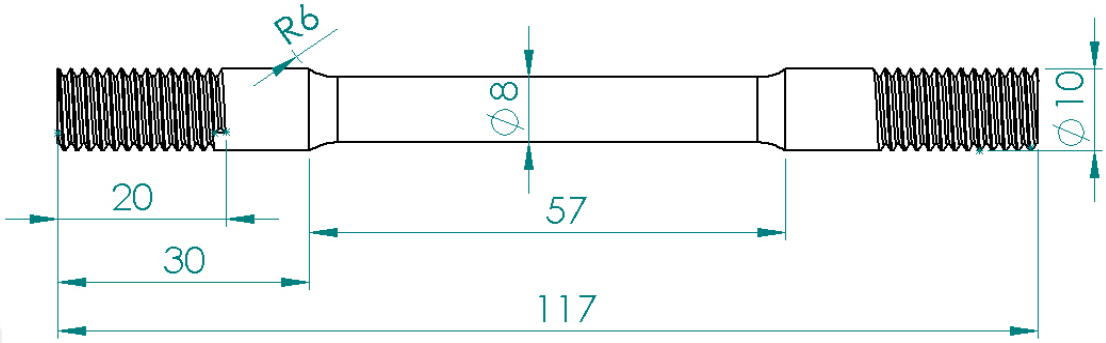
Şekil 3. 25. Gözenekli ve tam dolu implantların imalat görüntüsü

3.2.3. Mekanik Deneyler

DMLS tezgâhı ile imal edilen iş parçalarının işleme parametreleri farklılıktan dolayı mekanik özellikleri de farklı olmaktadır. Dolayısıyla Ti-6Al-4V toz malzemeden Eİ yöntemiyle imal edilen deney numunelerinin mekanik özelliklerinin (sertlik, akma dayanımı, çekme dayanımı vb. gibi) deneysel olarak tespit edilmesi gerekmektedir. Bu bağlamda çekme, basma ve çentik darbe deneyi, mikro sertlik ölçümleri yapılmıştır.

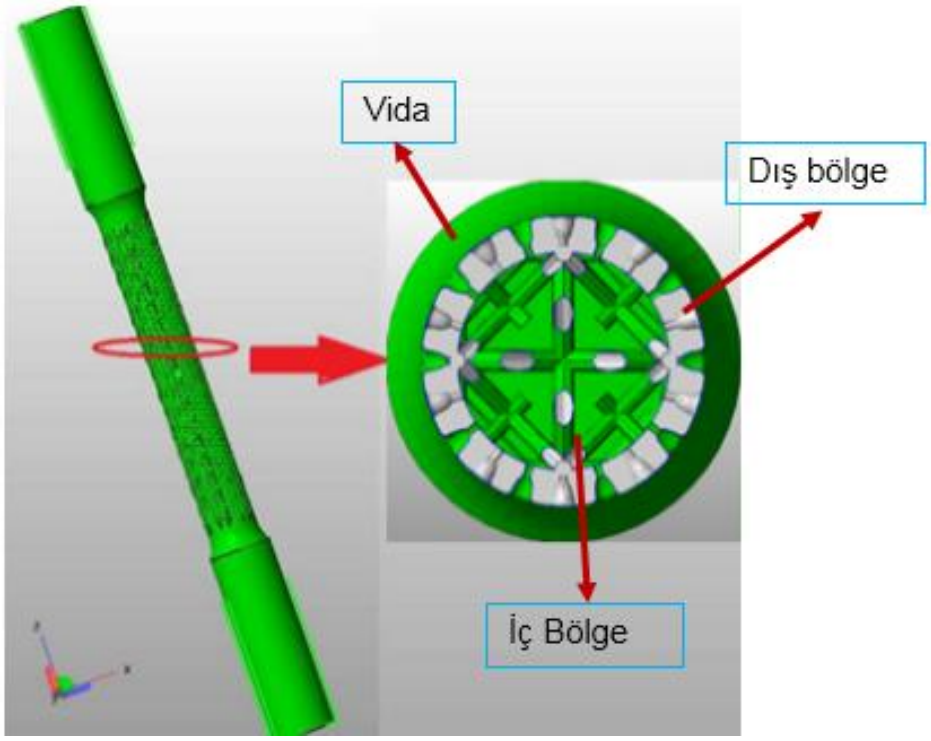
3.2.3.1. Çekme Deneyi

Çekme deney numuneleri TS EN ISO 6892-1 standartlarına göre hazırlanmıştır. Çekme numunesi boyutları Şekil 3.26'da gösterilmiştir.



Şekil 3. 26. Çekme deney numune boyutları

Çekme numunesi tasarım aşamasında dıştan içe doğru geçişli gözenekli bir yapı çizilmiştir. En uygun birim gözenek modeli olan KRZ geçişli gözenekli çekme numunesinin dışı ile hücrelerin içeride rahatça canlı kalmasını sağlayan iç bölge görüntüleri Şekil 3.27'de gösterilmiştir.

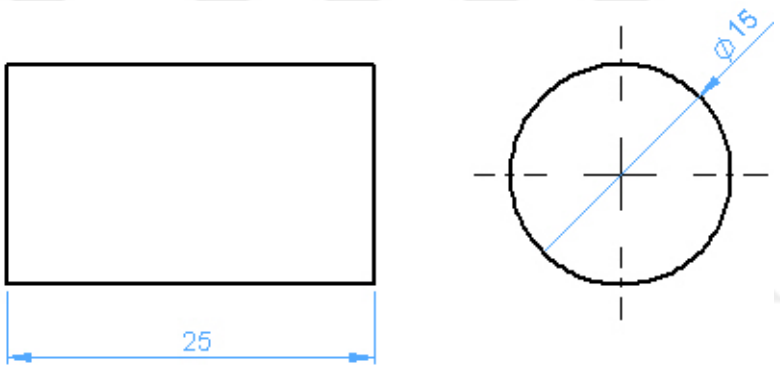


Şekil 3. 27. KRZ geçişli gözenekli çekme numunesi görüntüsü

Tasarlanan geçişli gözenekli çekme numuneleri farklı işleme parametreleri ile imal edilmiştir. İmal edilen numuneler SHIMADZU marka üniversal maksimum 100kN yük kapasite değerine sahip çekme-basma deney cihazı ile test edilmiştir. Deneyler oda sıcaklığında TS EN ISO 6892-1' e göre yapılmıştır. Çekme deneyine tabi tutulan 87 adet çekme numunelerin çekme dayanımı ve uzama değerleri elde edilmiştir. Ayrıca, numunelerin elastisite modül değerleri hesaplanmıştır.

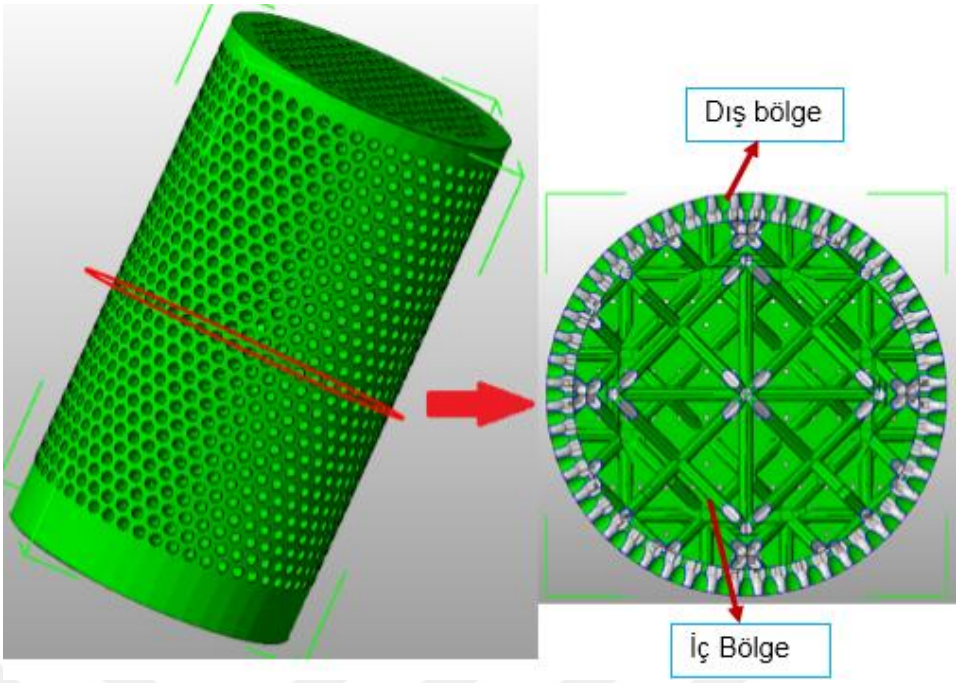
3.2.3.2. Basma Deneyi

Basma deney numuneleri TS 206 standartlarına göre hazırlanmıştır. Basma deney numunesi boyutları Şekil 3.28'da gösterilmiştir.



Şekil 3. 28. TS 206 basma numunesi boyutları

Basma deney numunesi tasarım aşamasında dıştan içe doğru geçişli gözenekli bir yapı çizilmiştir. Elde edilen KRZ gözenekli basma deney numunesinin dış, iç görüntüleri Şekil 3.29'da gösterilmiştir.

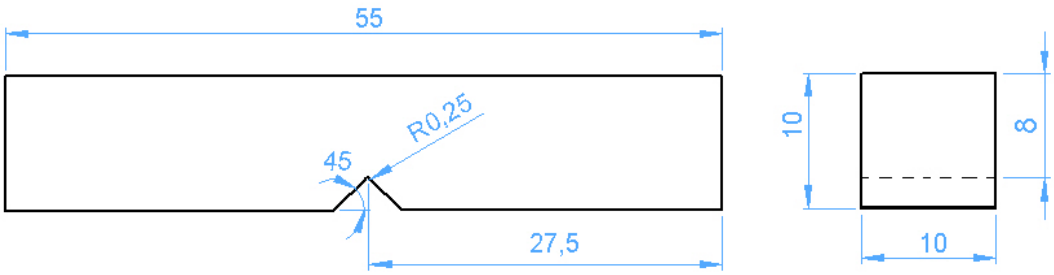


Şekil 3. 29. KRZ geçişli gözenekli basma deney numunesi şekli

Tasarlanan KRZ geçişli gözenekli basma numuneleri farklı üretim işleme parametreleri ile imal edilmiştir. İmal edilen numuneler SHIMADZU marka üniversal maksimum 100kN yük kapasite değerine sahip çekme-basma deney cihazı ile test edilmiştir. Deneyler oda sıcaklığında TS 206'a göre yapılmıştır. Basma deneyine tabi tutulan 77 adet Ti6Al4V metal toz malzemeden imal edilen numunelerin basma dayanımı değerleri elde edilmiştir.

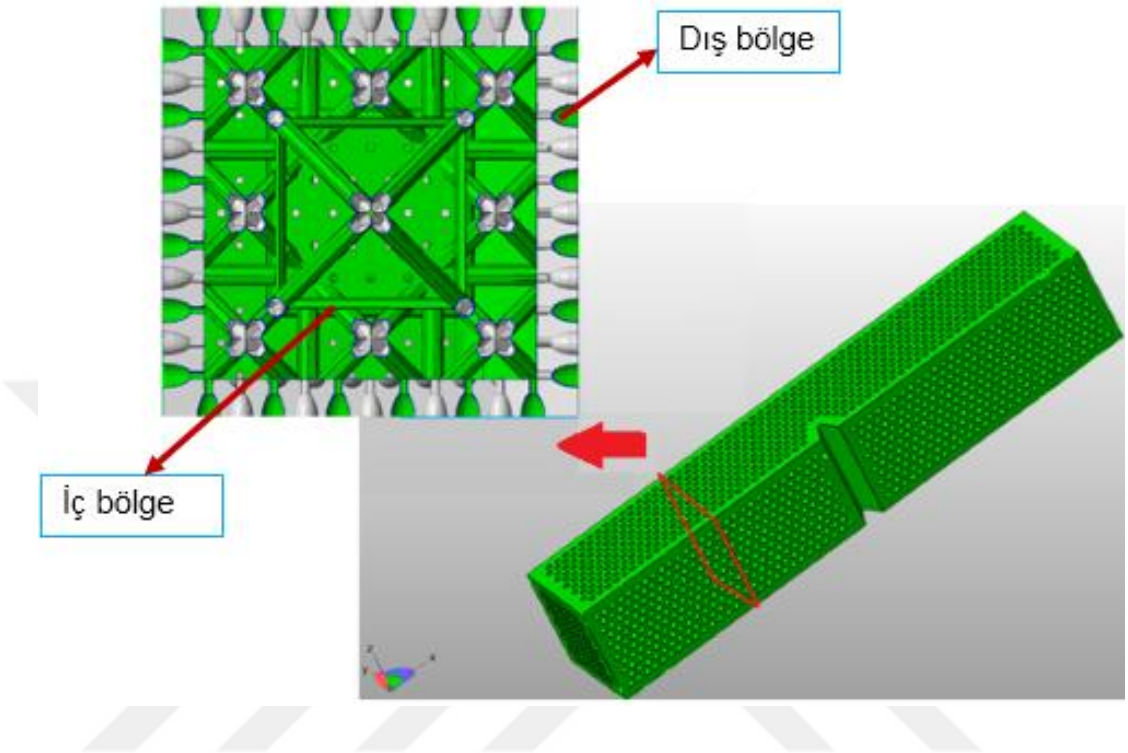
3.2.3.3. Çentikli Darbe Deneyi

Çentikli darbe deney numuneleri TS EN ISO 148-1 V standartlarına göre hazırlanmıştır. Çentikli darbe numunesi boyutları Şekil 3.30'da gösterilmiştir.



Şekil 3. 30. TS EN ISO 148-1 V standartlı çentikli charpy darbe numunesi boyutları

Çentikli charpy darbe deney numunesinin dıştan içe doğru geçişli gözenekli bir yapı çizilmiştir. Elde edilen KRZ gözenekli çentikli charpy darbe deney numunesinin dış, iç bölge görüntüleri Şekil 3.31'de gösterilmiştir.



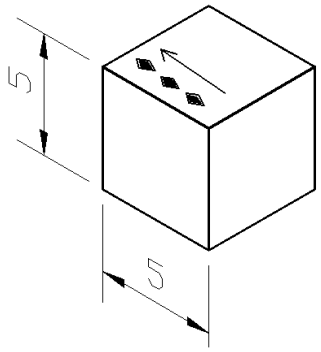
Şekil 3. 31. KRZ geçişli gözenekli çentik darbe deney numunesi şekli

Tasarlanan KRZ geçişli gözenekli çentikli darbe numuneleri farklı işleme parametreleri ile imal edilmiştir. İmal edilen numuneler SHIMADZU marka üniversal çentikli charpy darbe deney cihazında test edilmiştir. Deneyler oda sıcaklığında TS EN ISO 148-1 V'a göre yapılmıştır. Çentikli darbe deneyine tabi tutulan 67 adet Ti6Al4V metal toz malzemeden imal edilen numunelerin darbe enerjisi ve kırılma açısı değerleri elde edilmiştir.

3.2.3.4. Mikrosertlik Deneyi

Her bir işleme parametreleri Ti6Al4V metal toz malzeme için ayrı ayrı mikro sertlik ölçümleri yapılmıştır. Darbe numunelerin uç kısmından 5 mm tel erozyon ile kesilerek mikro sertlik deney numuneleri hazırlanmıştır. Numuneler bakalite alınarak ölçümler alınmıştır. Mikrosertlik ölçme işlemleri SHIMADZU marka

mikro sertlik cihazında Vickers ucu kullanılarak, 50 g yük, 10 sn uygulanarak yapılmıştır. Numune üzerinden ölçüm yapılan yüzeyler Şekil 3.32'de gösterilmiştir. Belirtilen yüzeyler sertlik ölçümü öncesi zımpara ile zımparalanmıştır.



Şekil 3. 32. Mikrosertlik ölçümünün yapıldığı yüzeyler

3.2.4. Fiziksel Özelliklerin Tayini

Çalışmada, DMLS tezgâhı ile imal edilen Ti6Al4V alaşımlı tam dolu ve gözenekli implantların yoğunluk ölçümleri helyum piknometrisi ile belirlenmiştir. Tam dolu ve geçişli gözenekli implantların yoğunluk değişimi 6 adet numune üzerinden ölçümler alınarak tespit edilmiştir. Bu sayede tam dolu ve geçişli gözenekli implant için, kemiğe yakın yoğunluk değerleri ile karşılaştırmak üzere değerlendirilmiştir.

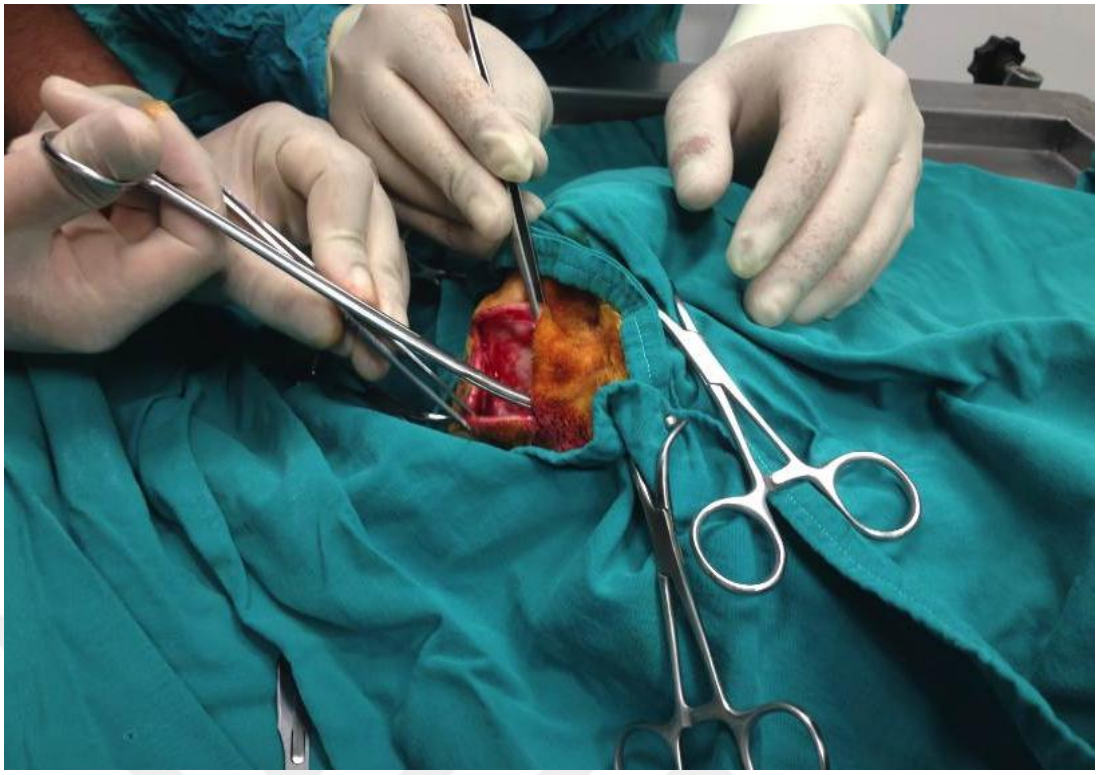
3.2.5. Metalografik Özelliklerin İncelenmesi

Mekanik deneyler sonucunda en uygun işleme parametresi ile imal edilen tam dolu ve geçişli gözenekli implantların metalografik özellikler incelenmiştir. Metalografik analiz olarak implant-kemik arasındaki hücre gelişimi gözlemlenmesi için SEM cihazı kullanılmıştır. Elde edilen kemik-implant segmentlerin SEM altında materyal biyouyumluluk kriteri, yeni kemik oluşturma potansiyeli ve rezorbe (çözünme) olabilme durumu yönünden değerlendirilmiştir.

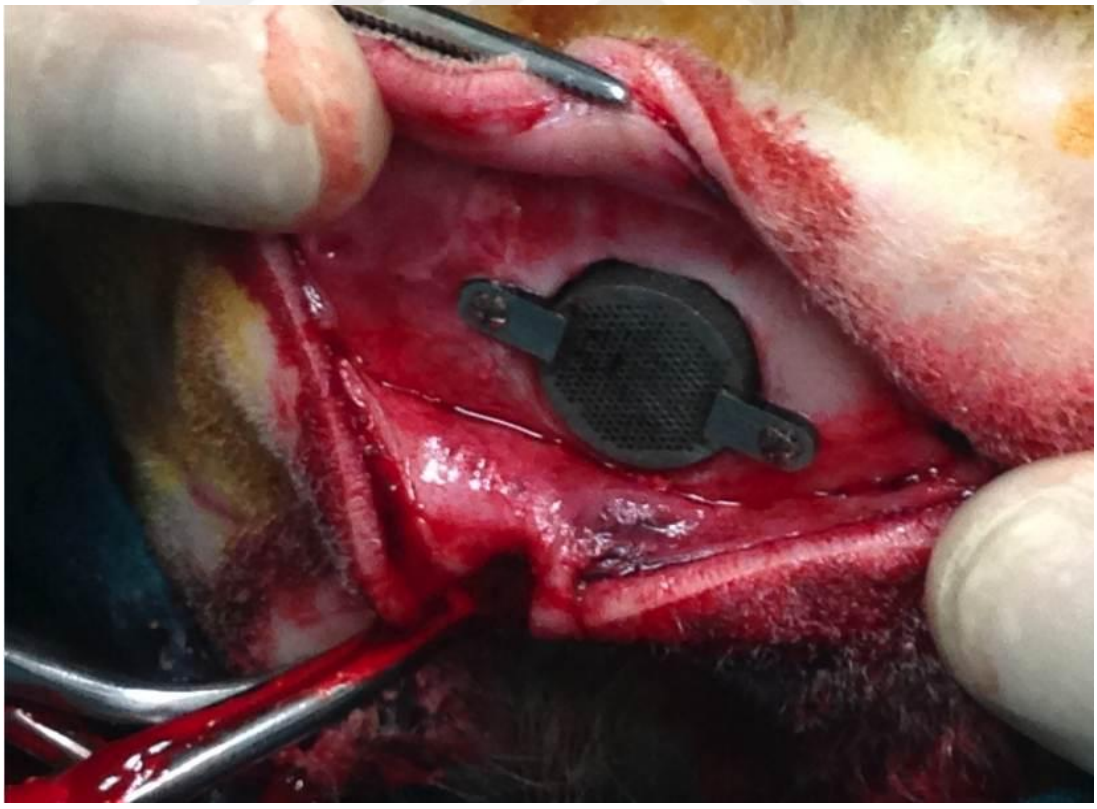
3.2.6. Deney Hayvanında Anestezi ve Cerrahi İşlem

Koyunlar 50 mg/kg IM Ketamin (Ketalar/Pfizer®)+5mg/kg IM Xylazine (Rompun®) ile uyutulmuştur. Yeterli anestezi derinliği sağlandıktan sonra koyunlar Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Veterinerlerik Fakültesi Hayvan Hastanesi'nde operasyon masasına sabitlenmiştir. Koyunların frontal (ön) bölgeleri % 10'luk povidine iyot solüsyonu (Betadine®) ile dezenfekte edilerek traşlanmıştır. 15 numaralı bistüri ile cilt 3 cm lineer kesilmiştir. Künt diseksiyonla periosta ulaşılmış ve periost bistüri ile diseke edilmiştir. El perfaratörü ucuna takılan 5 -10 mm çapındaki topuz uçlu kesici alet ile kemikte kraniektomi (kemiğin çıkartılması işlemi) yapılmıştır. Kusurun oluşturulacağı yeterli miktarda kemik kraniektomi ile çıkartılmıştır. Operasyon loju kraniektomi esnasında serum fizyolojik ile ıslatılarak ısının neden olabileceği doku nekrozu en düşük seviyeye çekilmiştir. Olası yabancı cisimleri uzaklaştırmak için yıkanıp kanama kontrolü yapılmıştır. Kemikler üzerindeki cerrahi uygulamalar tamamlandıktan sonra cilt 3-0 Polipropilen dikiş materyali ile yara dudakları tam karşılıklı gelecek şekilde kapatılmıştır. Sütur (dikiş) bölgesi tekrar %10'luk povidine iyot solüsyonu ile silinerek temizlenmiş ve operasyona son verilmiştir.

Cerrahi işlem yapılan koyunların SDU Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalından alınan izin ile BT'leri çekilmiştir. Kranial kusurlu alanlar 3B formata dönüştürülmüştür. 2 koyun enfeksiyondan ölmüş olup, yerine ikame edilmiştir. Kontrol grubu (3 adet koyun) dışındaki 6 (altı) koyunun üçüne gözenekli, diğer üçüne de gözeneksiz (tam dolu) yapıda kusurlu bölgeye uygun implantlar aynı cerrahi prosedür uygulanarak kranial kusurlu bölgeye sabitlenmiştir (Şekil 3.33).



(a) cerrahi operasyon görüntüsü



(b) İmplatın sabitlenmesi

Şekil 3. 33. İmplantların cerrahi prosedür ile koyun kafatasına takılmış görüntüsü(a,b)

Amaliyat sonrası koyunların kafalarına zarar gelmemesi için birbirlerinden ayrı tutularak takip edilmiştir. Aynı miktarda besin ve aynı şartlarda beslenmiştir. 12 hafta osteointegrasyonun sağlanması için beklenilmiştir. Dekapitasyon aşamasına kadar 2 adet koyunda enfeksiyondan dolayı ölüm oluşmuştur. Diğerlerinde herhangi bir problem gözlenmemiş olup, tüm hayvanlar normal olarak takip edilmiştir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu bölümde, en uygun gözenek yapının bulunması için sonlu elemanlar analizi ve mekanik deneyler sonuçları irdelenmiştir. Ayrıca farklı işleme parametreleri ile yapılan deneysel çalışmalardan elde edilen veriler değerlendirilmiştir. Bu bağlamda elde edilen çekme, basma ve çentikli darbe testi, sertlik ölçümü deneyleri sonuçlarına yer verilmiştir. Bulgular yorumlanmıştır. Numunelerin mikro yapıları incelenmiştir. Geçişli gözenekli ve tam dolu implantların SEM altında kemik oluşturma (osseintegrasyon) potansiyeli değerlendirilmiştir.

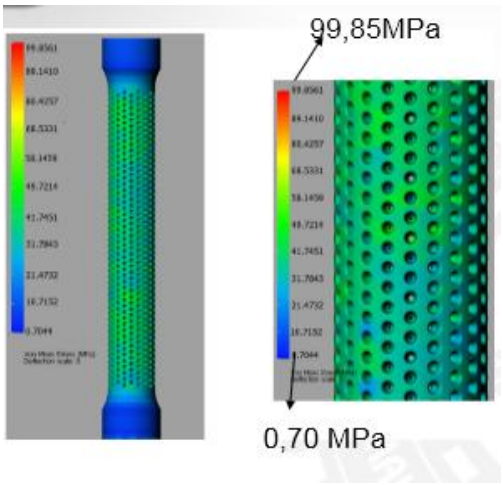
4.1. En Uygun Gözenek Yapının Bulunması

En uygun gözenek modelini bulmak için sonlu elemanlar analizi ve mekanik deneyler yapılmıştır. Yapılan analiz ve test sonuçları ile birim modellerin dayanım, toplam yer değiştirme değerleri elde edilmiştir. Elde edilen verilere göre elastisite modülleri hesaplanmıştır. Numunelerin gözenek geometrisini belirlemek için uzman görüşü yöntemi ile parametre ağırlık oranları karşılaştırılması yapılmıştır. Hesaplama sonucuna göre en uygun gözenek modeli belirlenmiştir.

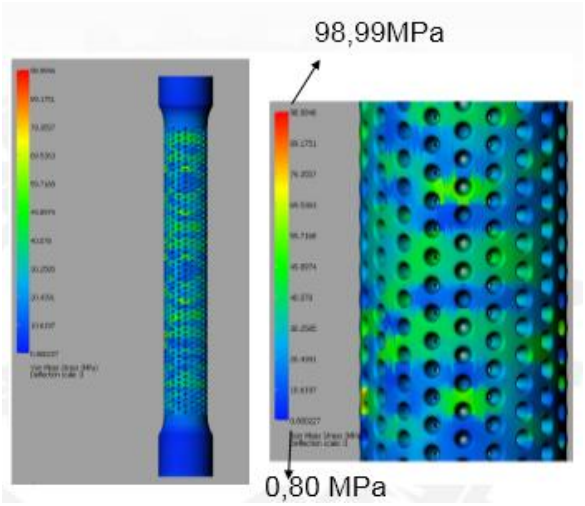
4.1.1. Sonlu Elemanlar Analizi

Çalışmada kullanılan TSE EN ISO 6892-1 standartına göre tasarlanmış geçişli gözenekli, tam dolu, kemik özellikli çekme numuneleri sayısal ortamda "Rhinoceros/Scan&Solve" sonlu elemanlar programı ile yapısal analiz yapılmıştır. Sayısal ortamda yapısal analiz sonucunda mekanik özellikleri karşılaştırılma yapılarak irdelenmiştir.

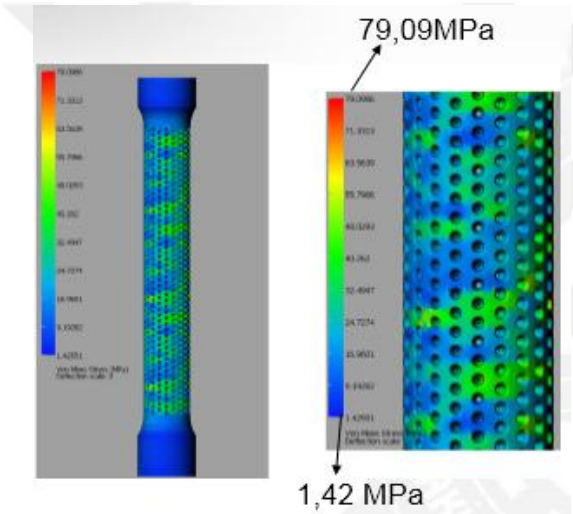
Analiz sonucunda elde edilen dayanım ve yer değiştirme bulguları Şekil 4.1 ve Şekil 4.2 verilmiştir.



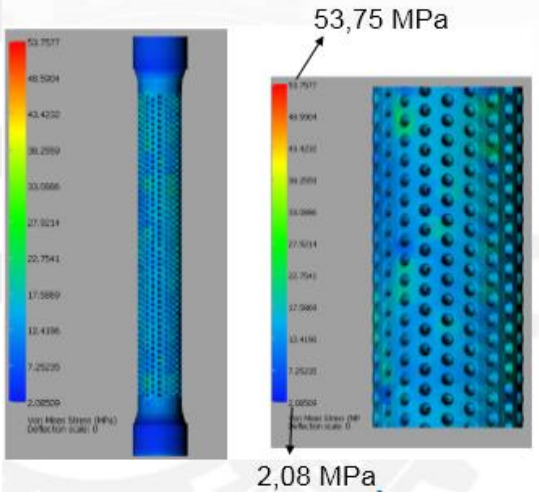
(a) FEM



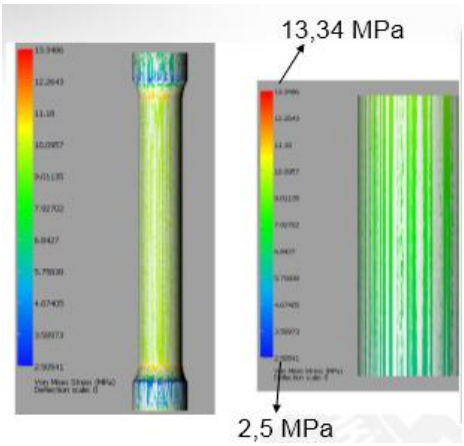
(b) Oktogonal



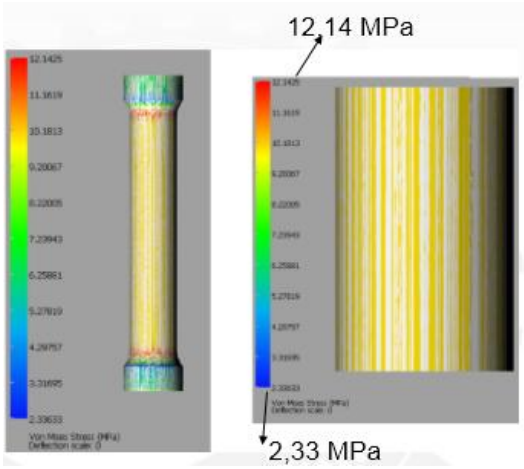
(c) KRZ



(d) Bal peteği

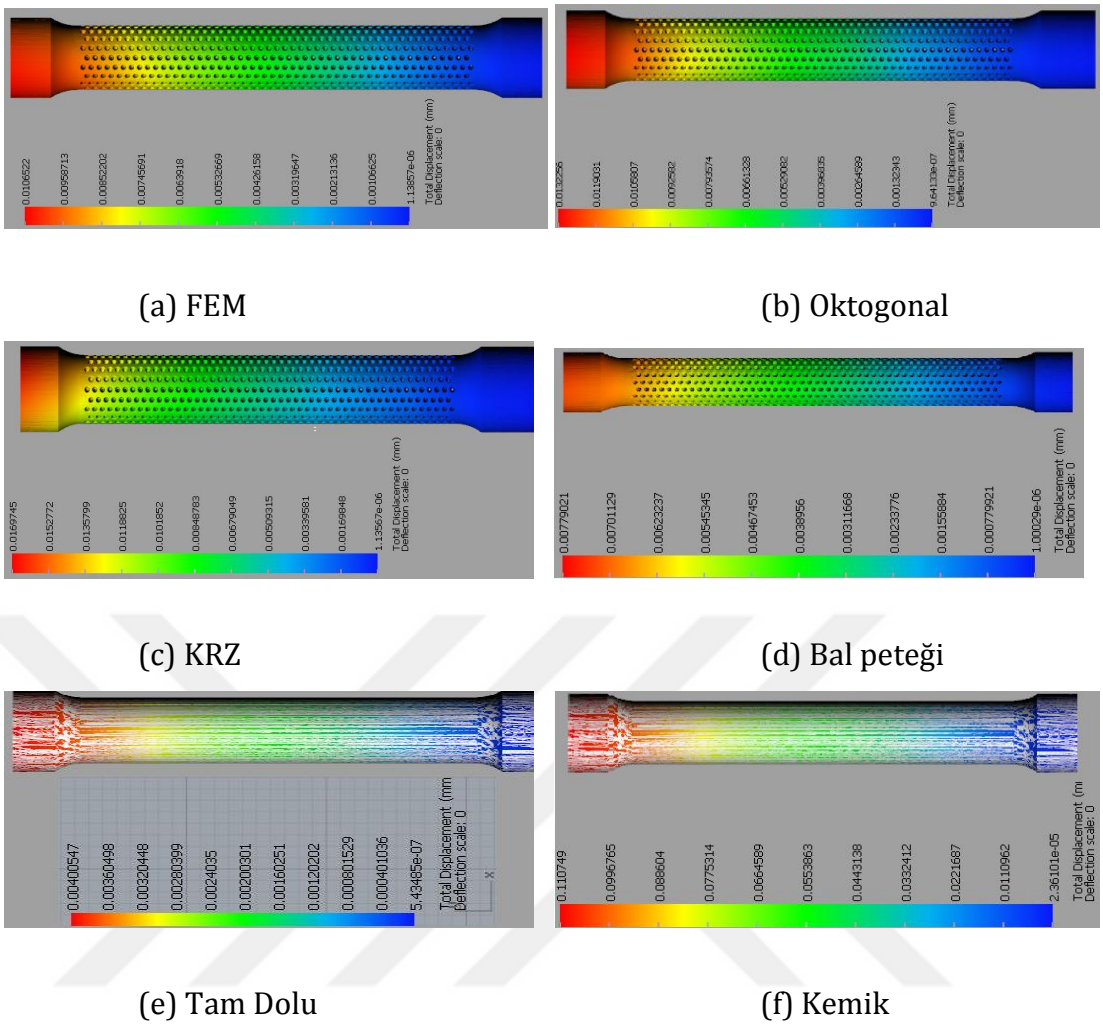


(e) Tam Dolu model



(f) Kemik model

Şekil 4. 1. Çekme numunelerinin dayanım dağılım sonuçları



(a) FEM (b) Oktogonal

(c) KRZ (d) Bal peteği

(e) Tam Dolu (f) Kemik

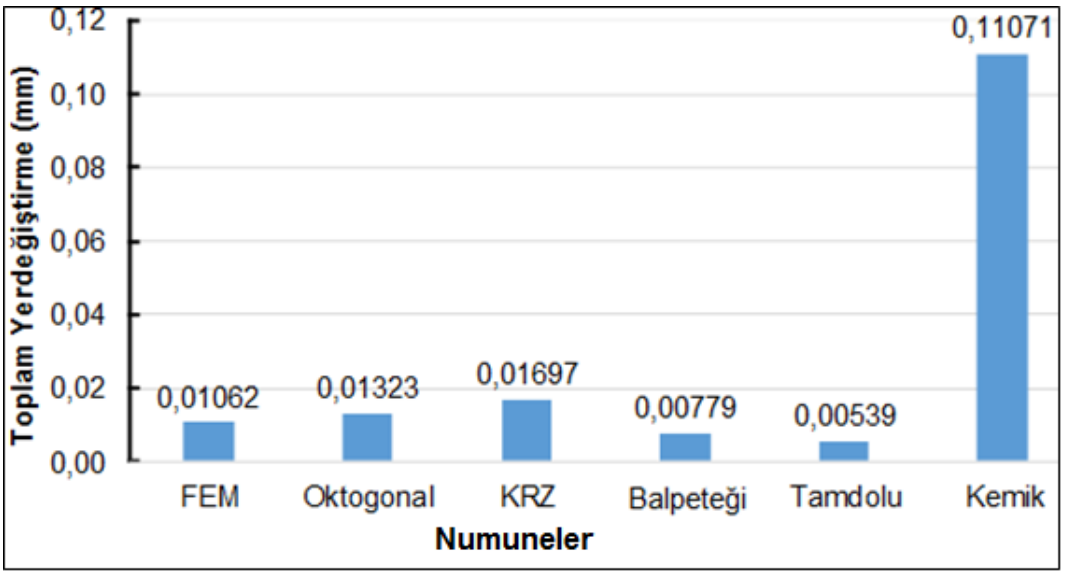
Şekil 4. 2. Çekme numunelerinin toplam yer değiştirme sonuçları

Analiz sonucunda elde edilen minimum ve maksimum toplam yer değiştirme, minimum ve maksimum Von-Mises gerilmesi, kütle sonuçları Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4. 1. Çekme numunelerin mekanik özellikleri

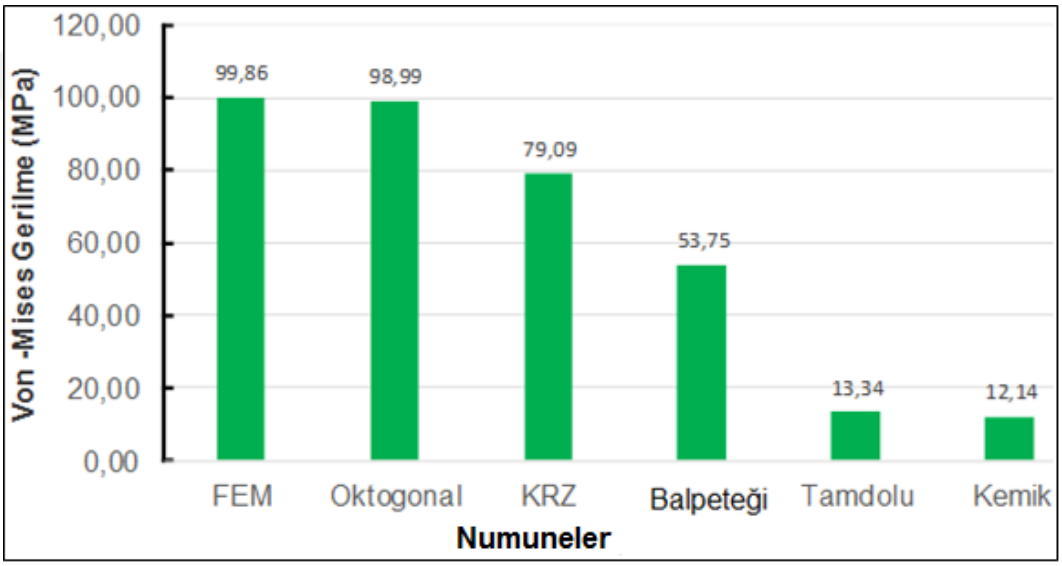
Numuneler	Min.Toplam yer değiştirme (mm)	Max.Toplam yer değiştirme (mm)	Min. Von Mises Gerilmesi (MPa)	Mak. Von Mises Gerilmesi (MPa)	Kütle(g)
FEM	1,13E-06	0,0106200	0,70	99,86	10,78
Oktogonal	9,64E-07	0,0132256	0,80	98,99	11,67
KRZ	1,14E-06	0,0169745	1,42	79,09	11,82
Bal peteği	1,00E-06	0,0077900	2,08	53,75	12,71
Tam dolu	1,06E-06	0,0053870	2,50	13,34	16,78
Kemik	2,36E-05	0,1107149	2,33	12,14	5,33

Şekil 4.3'de çekme numunelerinin maksimum toplam yer değiştirme değişimleri verilmiştir. Burada kemik numunenin uzamasının en büyük olduğu, tam dolu numunenin uzamasının en küçük olduğu görülmektedir. Geçişli gözenekli numunelerin uzama miktarı kemik numunesi kadar değildir. Fakat tam dolu numuneye göre geçişli gözenekli numunelerde uzama miktarlarında artış söz konusudur. "FEM", "Oktogonal", "KRZ" ve "Bal peteği" numunelerdeki geçişli gözeneklerin uzamaya etkisi, kesit alanlarındaki azalma miktarına bağlanabilir.



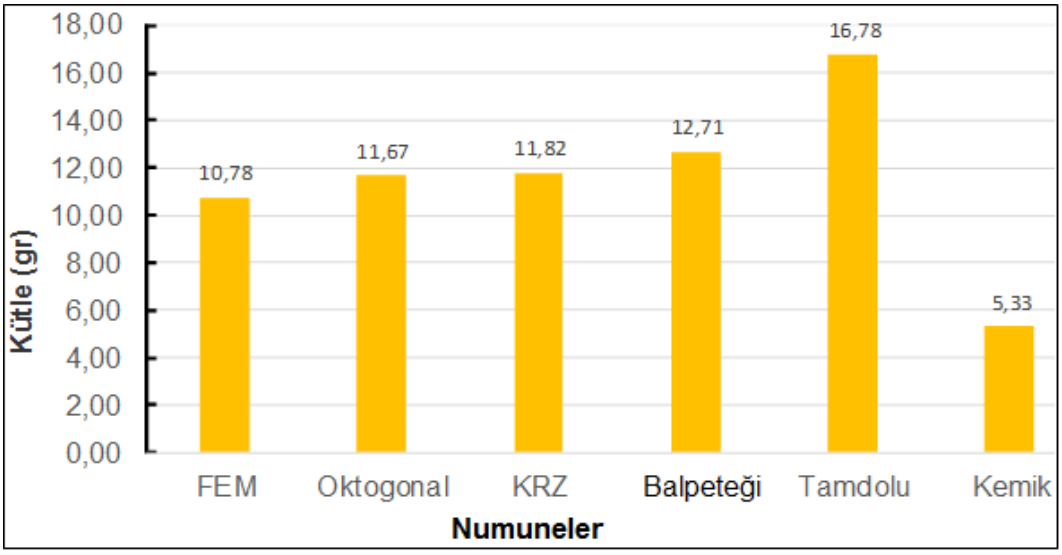
Şekil 4. 3. Numunelerin maksimum toplam yer değiştirmeleri

Şekil 4.4'de çekme numunelerinin Von-Mises dayanım dağılımı verilmiştir. Burada FEM, Oktogonal numunelerin Von-Mises gerilmesi en büyük olduğu, tam dolu ve kemik numunelerin Von-Mises gerilmesinin küçük olduğu görülmektedir. Geçişli gözenekli numunelerin Von-Mises gerilmeleri tam dolu ve kemiğe göre yüksektir. Bunun sebebi elastisite modülünün ve uzama miktarı çarpımın yüksek olmasıdır ($\sigma = E.\varepsilon$). Fakat tam dolu ve kemik numunelerin Von-Mises gerilmeleri birbirine yakın ve küçük çıkmasının sebebi, elastisite modülünün ve uzama miktarı çarpımın gözenek numunelere göre düşük bir değer olmasıdır (Kayacan, 2015).



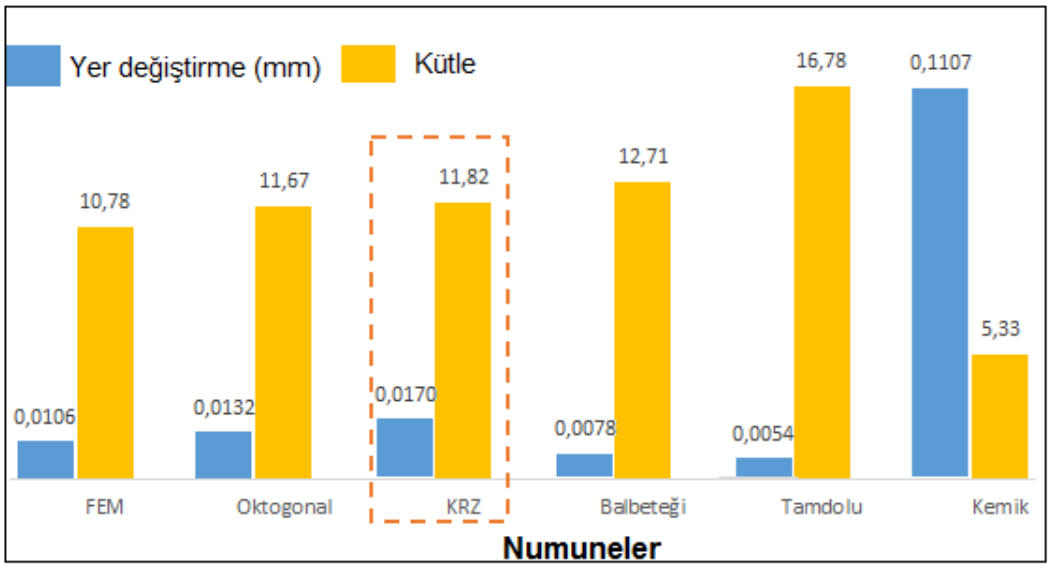
Şekil 4. 4. Numunelerin Von-Mises gerilmeleri

Şekil 4.5'de çekme numunelerin kütle değişimleri verilmiştir. Burada tam dolu modelin kütlesi en büyük olduğu, kemik modelin kütlesi ise küçük olduğu görülmektedir. Gözenek modellerin kütleleri ise tam dolu göre düşük olup kemiğe göre yüksektir. "FEM, Oktogonal, KRZ, Bal peteği" gözenek yapısına sahip numuneler; %37,29 %30,45, %29,55, ve %24,25 oranında hafifletilmiştir.



Şekil 4. 5. Numunelerin kütle değerleri

Numunelerin kütle değerleri ile yer değiştirme değerleri Şekil 4.6' da karşılaştırılmalı olarak gösterilmiştir. Kemiğin numunesi hem sünek hem de hafif olduğu görülmektedir. Uygulamada kemik yerine takılan tam dolu kafatası implantın ağırlığı yüksek olup, sünekliliği düşüktür.



Şekil 4. 6. Numunelerin kütleleri ile yer değiştirme değerleri

Sonuç olarak, sonlu elemanlar analizi ile kütle ve uzama değerleri kemiğe en yakın olması ve tam dolu modele göre hem ağırlık yönünden hem de süneklik yönünden en uygun gözenek modelin **"KRZ model**" olduğu tespit edilmiştir.

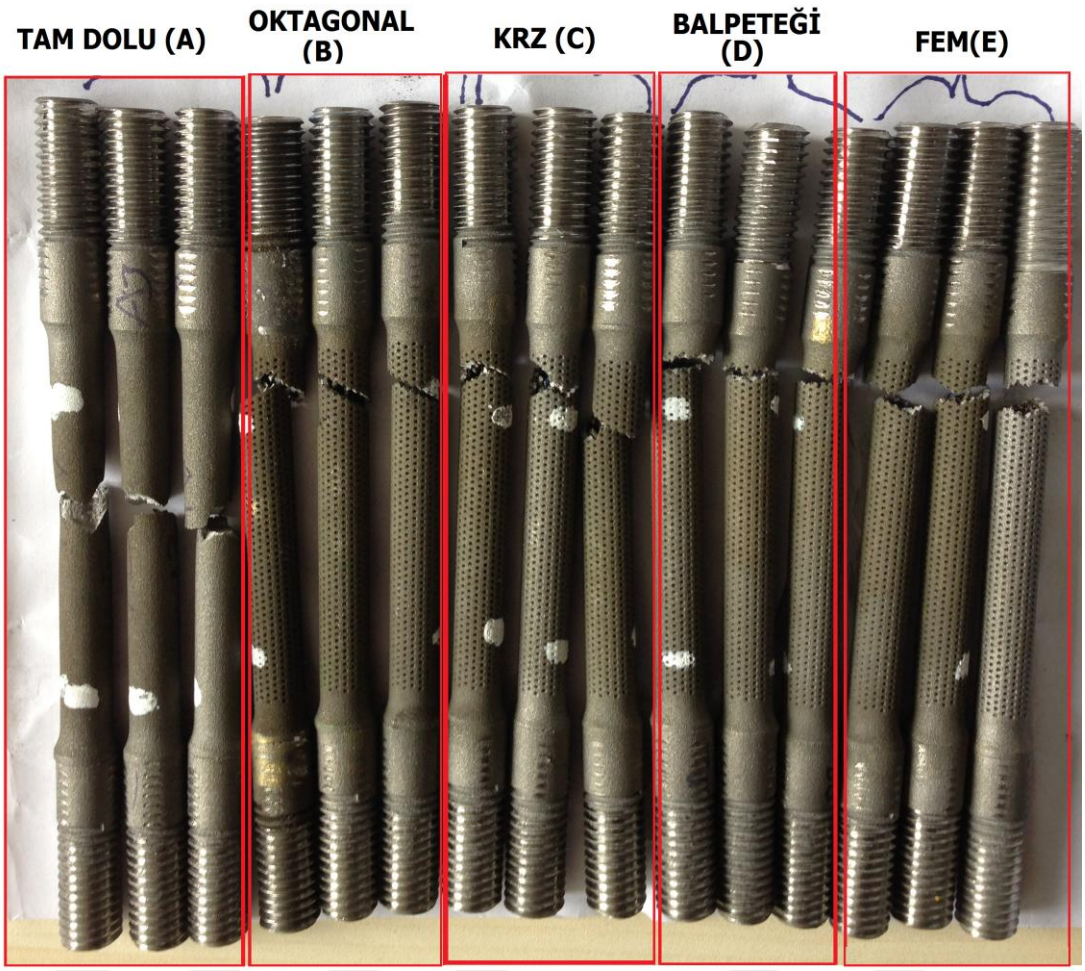
4.1.2. Uygun Gözenek Yapısı Belirleme Amaçlı Mekanik Deneyler

Geçişli gözenek numunelerin mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla çekme yapılmıştır. Deney sonuçlarından tutarlı ve doğru bir sonuç elde edebilmek için her bir deney numunesinden üç tane yapılmıştır. Toplam on beş (15) adet deney numunesi çekme testine tabi tutulmuştur. Çekme testi sonucundan elde edilen ortalama değerler Çizelge 4.2'de verilmiştir. Ayrıca çekme numunelerinin kopma görüntüsü Şekil 4.7'de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 2. Çekme testi sonuçları

Numuneler	**Çekme Dayanımı [MPa]**	**Kopma Dayanımı [MPa]**	**% Kopma Uzaması**
Tam Dolu (A)	1105	1008	9,3
Oktagonal (B)	387	385	1,7
KRZ (C)	437	436	1,7
Bal peteği (D)	471	471	1,0
FEM (E)	376	375	1,4
Kemik (Kortikal)	135	135	1-3*
Kemik (Trebecular)	15	15	2-4*

* (Yuehuei ve Draughn, 2000)



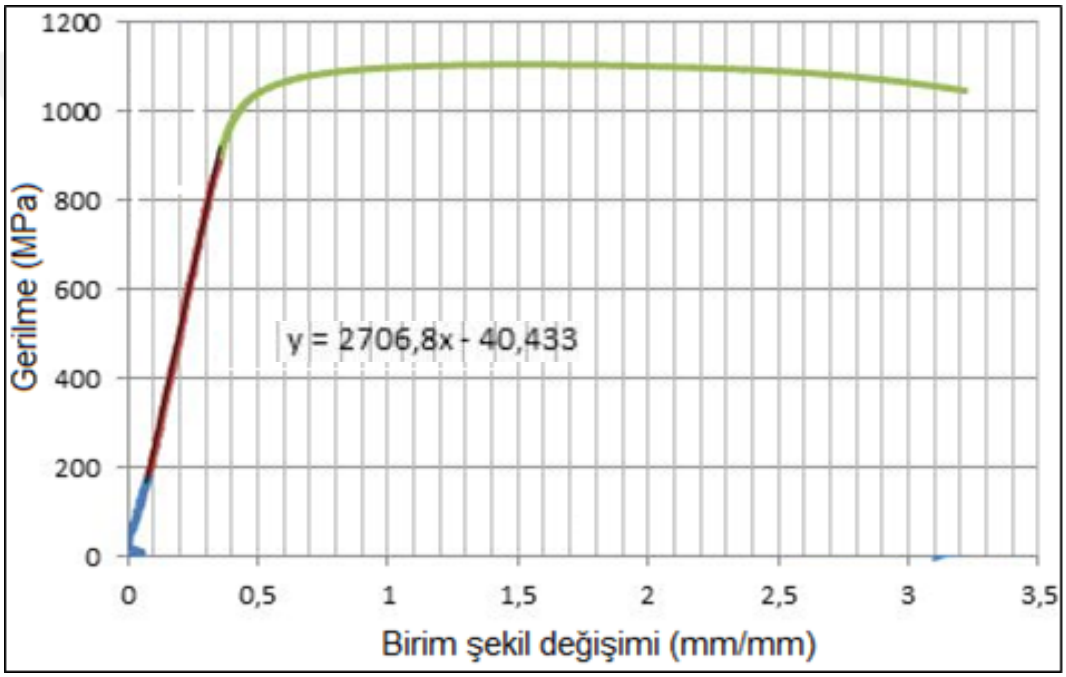
Şekil 4. 7. Çekme numunelerinin kopma görüntüleri

Çekme deneyi cihazı, test esnasında çekme numunesine uygulanan kuvvetleri ve test öncesi numune üzerinde belirlenen ilk boya göre anlık uzamaları saniyenin yüzde biri duyarlılıkta ölçülür. Elde edilen verilere göre dayanım – birim şekil değişimi grafiği çizilmektedir. Test cihazı, anlık gerilmeleri numuneye uygulanan kuvveti, numunenin ilk kesit alanına bölerek hesaplar. Bunun için cihaz yazılımına test öncesi numunenin çapı girilmektedir. Bu durumda tam dolu numunelerin çapı olan 8 mm değeri girilmiştir. Tam dolu numunelerin çekme testi sonuçlarında çekme dayanımı 1105 MPa olarak hesaplanmıştır. EOS firması tarafından Ti6Al4V malzemesinin verilen maksimum çekme dayanımı olan 1200 (±50) MPa değerleriyle benzeşmektedir.

Çekme deneyi neticesinde cihazının vermiş olduğu veri sonuçlarında (Ek-E) elastisite modülü bulunmamaktadır. Bu sebeple çekme deneyinden elde edilen

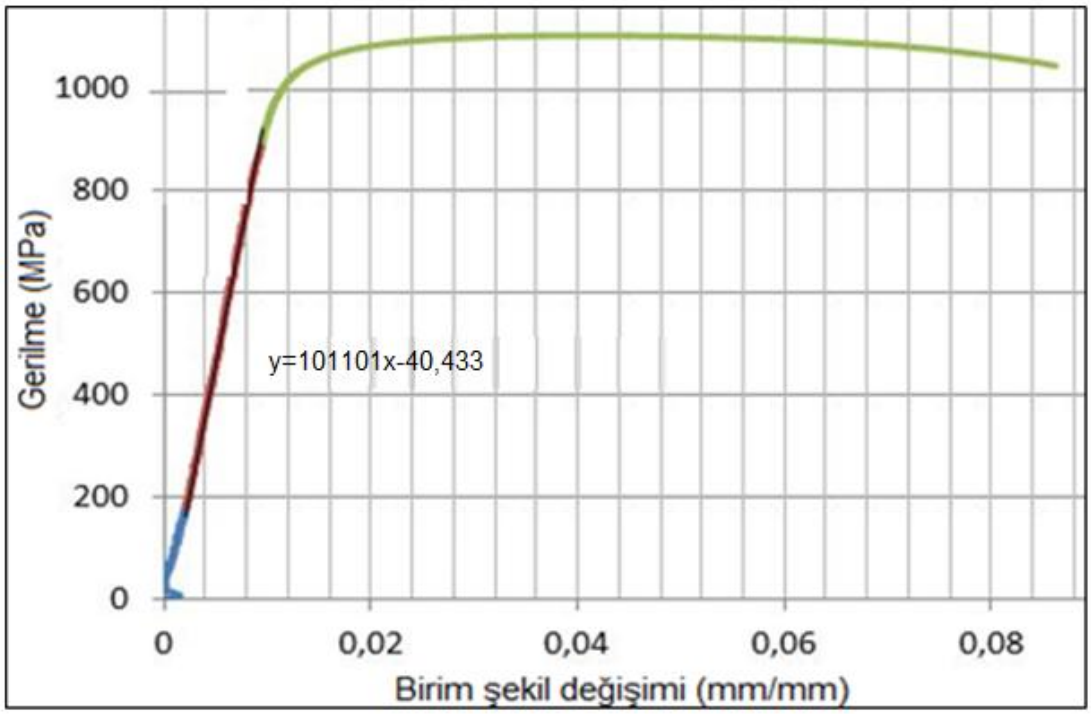
verilere göre gerilme-birim şekil değişim diyagramları oluşturulmuştur. Elde edilen diyagramların eğimi ile elastisite modülü hesaplanmıştır.

Şekil 4.8'deki grafik incelendiğinde çekme deney cihazından elde edilen dayanım-birim şekil değişim grafiğinin elastik bölgenin eğimi Ti6Al4V metal tozu üretici firmanın malzeme için belirlediği 100-120 GPa değerlerini vermemektedir. Bunun nedeni test cihazının uzama değerlerini ilk ölçü boyuna bölerek vermemesidir. Şekil.4.8 incelendiğinde elastik bölgenin eğimi olan 2,6 GPa değeri Ti6Al4V metal toz malzemesinin elastisite modülüne göre çok küçük bir değerdir.



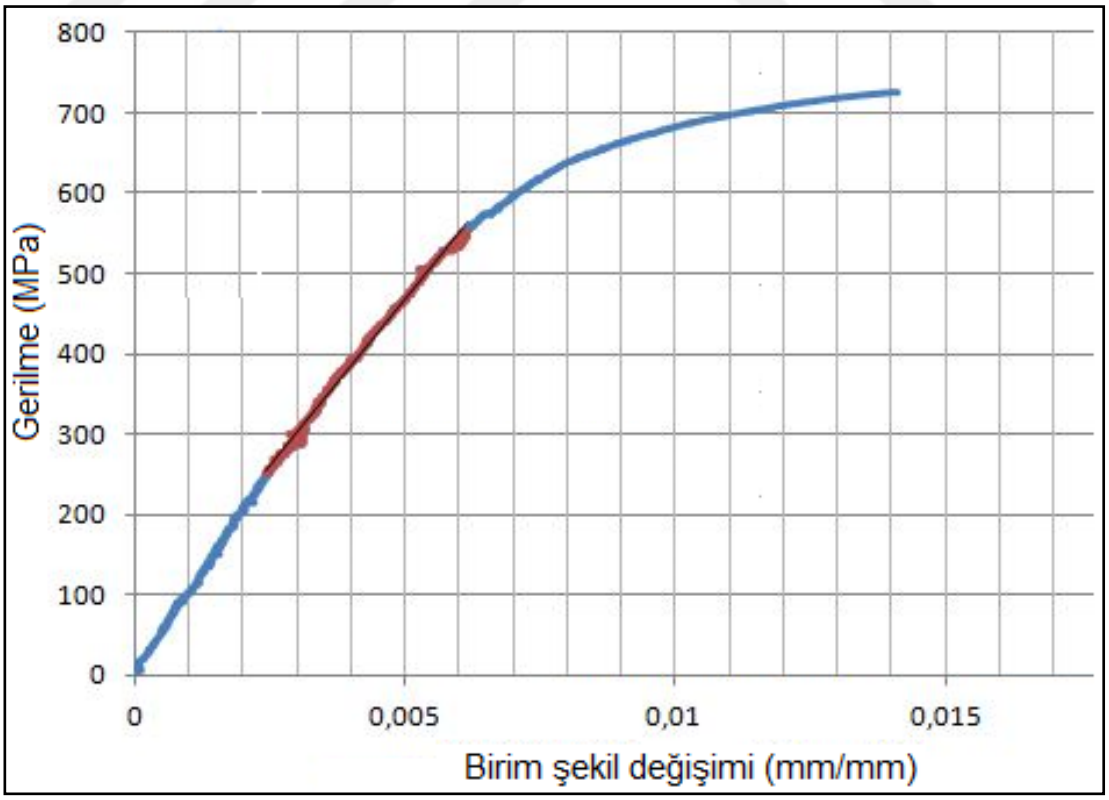
Şekil 4. 8. Test cihazının şekil değiştirme verilerine göre dayanım-gerinme grafiği

Dayanım- birim şekil değişim grafiklerin x eksenini oluşturan uzama değerleri numunenin ilk ölçü boyuna (L_0) bölünerek, grafiğin x ekseni buna göre yeniden düzenlenmiştir. Ti6Al4V metal toz malzemenin elastisite modülü ve tozu üretici EOS firmanın verileriyle uygun bir elastisite modülü hesaplanmıştır. Bu değer Şekil 4.9'da gösterildiği gibi grafiğin elastik bölgesinin eğimi 101GPa'dır. EOS üretici firmanın Ti6Al4V malzemesi (110 GPa) değerlerine uygun olduğu tespit edilmiştir.

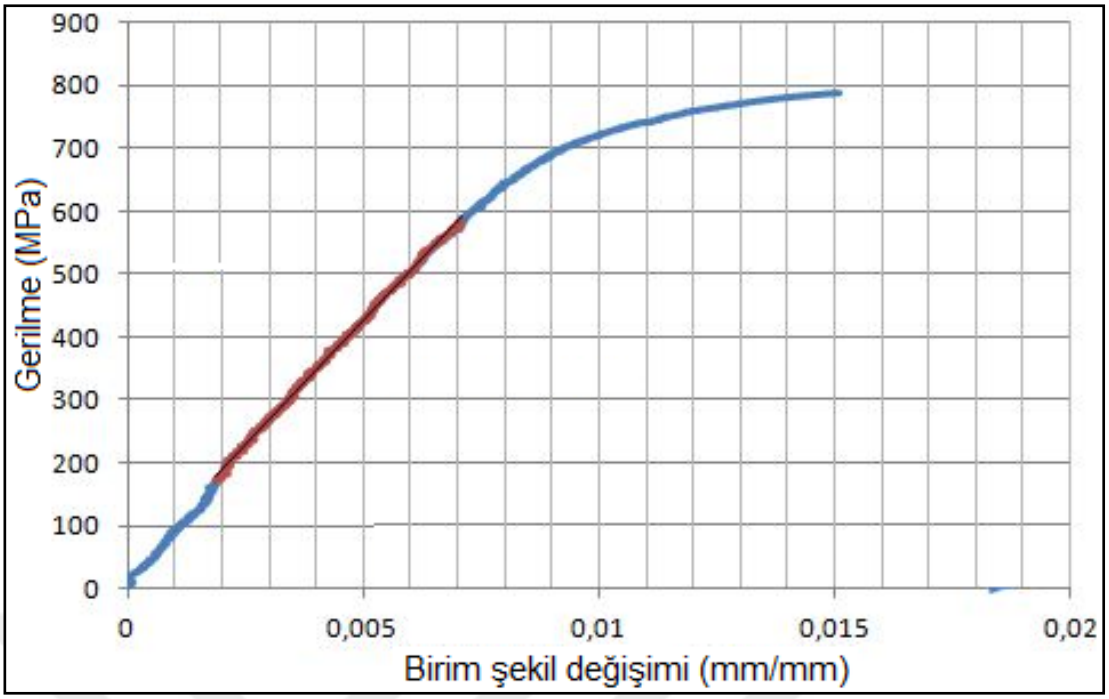


Şekil 4. 9. Tam dolu numunesinin yeniden düzenlenmiş dayanım- gerinme grafiği

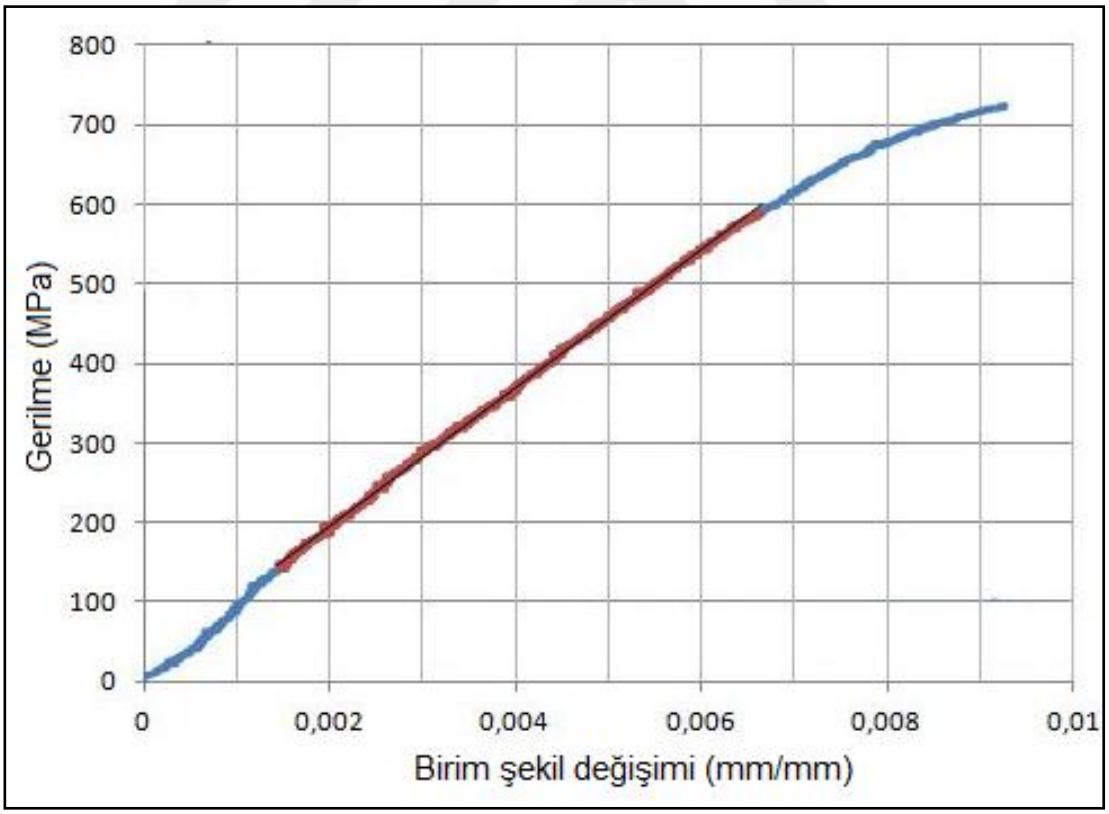
Gözenekli numunelerin gerilme-birim şekil değişimi grafikleri aşağıda verilmiştir. (Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13).



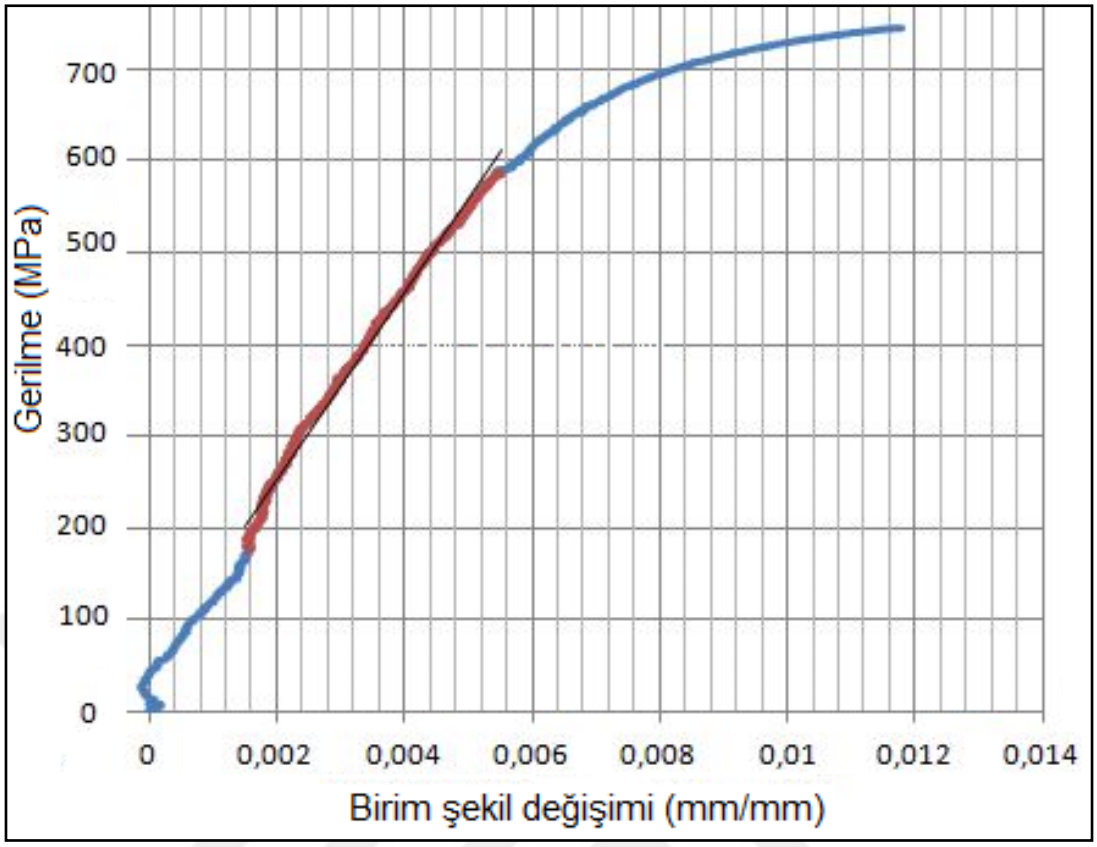
Şekil 4. 10. Oktogonal (B) numunesinin gerilme-birim şekil değişim diyagramı



Şekil 4. 11. KRZ (C) numunesinin gerilme-birim şekil değişimi diyagramı

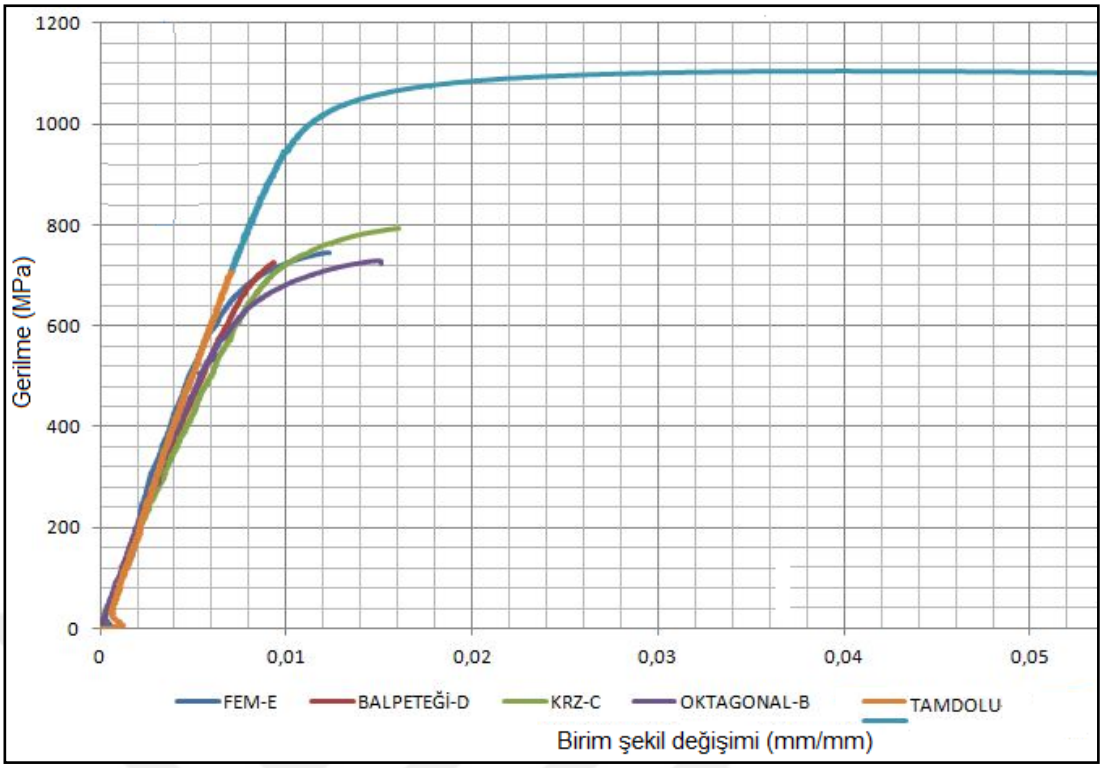


Şekil 4. 12. Bal peteği (D) numunesinin dayanım-birim şekil değişimi diyagramı



Şekil 4. 13. FEM (E) numunesinin dayanım-birim şekil değişim diyagramı

Tam dolu ve gözenekli numunelerin elastisite modülleri, her bir grafiğin eğimi bulunarak belirlenmiştir (Şekil 4.14, Çizelge 4.5).



Şekil 4. 14. Çekme numunelerin dayanım-birim şekil değişim grafiği

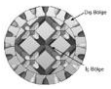
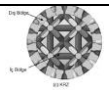
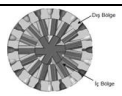
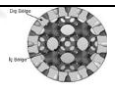
Numunelerin elastisite modülleri, yukarıda açıklandığı gibi "Microsoft, Excel" programı ile yeniden düzenlenmiştir. Yukarıda verilen grafiklerden elastik bölgenin eğimi bulunarak numunelerin elastisite modülleri hesaplanmıştır (Çizelge 4.3)

Çizelge 4. 3. Numunelerin Hesaplanan Elastisite Modülleri

Numuneler	**Elastisite Modülü [GPa]**
Tam Dolu (A)	100
Oktogonal (B)	100
KRZ (C)	83,33
Bal peteği (D)	100
FEM (E)	101,63

Çizelge 4.4'de çekme deneyinden elde edilen mekanik özellikler ve geometrik şekiller gösterilmiştir. Ayrıca kemik (kortikal, trebecular), EOS firması tarafından imal edilen Ti6Al4V malzemenin mekanik özellikleri karşılaştırma yapmak üzere verilmiştir.

Çizelge 4. 4. Çekme numunelerinin mekanik özellikleri ve geometrik şekilleri

NUMUNELER	**ELASTİSİTE MODÜLÜ (GPA)**	**ÇEKME DAYANIMI (MPA)**	**AKMA DAYANIMI (MPA)**	**KÜTLE (GR)**	**GEOMETRİK ŞEKİL**
KEMİK (KORTİKAL)	17 (YUEHUEİ VD., 2000)	178	180	9,95	
KEMİK (TREBEKULAR)					
EOS FİRMASI	110	1200	1070	31,33	
TAM DOLU (A)	100	1104		31,33	
OKTOGONAL (B)	100	387	360	25,97	
KRZ (C)	83,3	432	370	26,50	
BALPETEĞİ (D)	100	463	370	27,36	
FEM (E)	101,63	373	360	25,80	

Gözenek modellerin geometrik şekillerinden istenen özellikler; doku gelişimine izin verebilme, imal edilebilirlik, özgünlük ve geçişli gözenek oluşturabilmedir. Bu nedenle Çizelge 4.5'de gösterildiği gibi gözenek modellerin geometrik şekillerinin parametre puanlaması yapılmıştır. Hesaplama yönteminde malzeme seçimi ve uygulamaları (Fındık, 2009; Crane vd., 1984; Ashby M.F., 1992) çalışanların sıklıkla kullandığı alanında uzman görüşü yöntemi kullanılmıştır. Puanlama yapılırken Makina Mühendisliği alanında görev yapan ileri teknik ya da beceriye sahip mühendislerden görüş alınmıştır. Ayrıca implant hücre (kemik) büyümesi alanında bilgi ve tecrübesi olan Ortopedi ve Travmatoloji ve Beyin Sinir Cerrahisi hekimlerinde de görüş alınmıştır.

Çizelge 4. 5. Gözenek modellerin geometrik şekillerinin puanlaması

Numune Adı	Doku gelişimine izin verebilme	İma edilebilirlik	Özgünlük	Geçişli gözenek oluşturabilme	Toplam Puan
Tam Dolu (A)	5p	40p	5p	0p	5p
Oktogonal (B)	40p	10p	10p	15p	75p
KRZ (C)	20p	15p	15p	20p	70p
Bal peteği (D)	20p	15p	20p	15p	70p
FEM (E)	40p	10p	10p	15p	75p

Çalışmada, gözenek modellerin kemiğe yakın esnek bir yapı istenmesine rağmen, dayanım değeri yeterince yüksek olması beklenmektedir. Bu nedenle Çizelge 4.6'da gösterildiği gibi malzemenin akma dayanımının ağırlık oranı, elastisite modülüne göre biraz daha büyük belirlenmiştir. Parametre ağırlık oranları belirlenirken yine alanında uzman görüşü yöntemi kullanılmıştır.

Gözenek modellerin toplam puanı hesaplanırken kemiğin elastisite modülünün düşük olmasından dolayı, elastisite modülü negatif etki yapacak şekilde değerlendirilmiştir. Hesaplama sonucunda en uygun gözenek modelin **"KRZ model"** olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 4.6).

Çizelge 4. 6. Gözenekli numune geometri seçiminde parametre ağırlık oranları

Gözenekli numuneler	**Elastisite Modülü (GPa)**	**Çekme Dayanımı (MPa)**	**Akma Dayanımı (MPa)**	**Kütle (Gr)**	**Geometrik Şekil**	**Toplam Puan**
OKTOGONAL (B)	100*0,27= 27	387	360*0,33= 118,8	26*0,27 =7,02	75*0,13=9,7 5	108,57
KRZ (C)	83,3*0,27= 22,5	432	370*0,33= 122,1	26,5*0,2 7=7,16	70*0,13=9,1	115,86
BALPETEĞİ (D)	100*0,27= 27	463	370*0,33= 122,1	27*0,27 =7,29	70*0,13=9,1	111,49
FEM (E)	101,6*0,27 =27,4	373	360*0,33= 118,8	25,8*0,2 7=6,7	75*0,13=9,7 5	103,1

4.2. Mekanik Deneyler

DMLS tezgâhı ile imal edilen malzemelerin kimyasal bileşimi aynı olsa bile farklı işleme parametreleri kullanılmasından dolayı mekanik özellikler değişim göstermektedir. Ayrıca bu özellikler malzemenin gözenek içyapısı tarafından da etkilenmektedir. Deney numunelerinde istenilen nitelikleri elde etmek için, kontrol edilebilen ve değiştirilebilen çok miktarda giriş parametreleri vardır. Bu parametreler; lazer gücü, tarama hızı, tarama mesafesi, katman kalınlığı, tarama deseni, toz tanecik boyutu vb'dir. DMLS tezgâhında; katman kalınlığı sabittir, lazer gücü, tarama hızı, tarama mesafesi ve tarama deseni gibi parametreler ise değiştirilebilmektedir.

Parçaların özellikleri, imalatta baskın parametreler olan, lazer gücü (laser power-LP), lazer hızı (laser scanning speed-LS) ve lazer tarama mesafesi (hatcing distance- HD), parametrelerinin bileşimi olan enerji yoğunluğu (ED - energy density) ile ilişkilendirilebilir.

$$ED\left(^{Joule}/_{mm^2}\right) = \frac{LP\ (W)}{LS\ (^{mm}/_{sn}) x\ HD(mm)} \quad (4.1)$$

İmalatı yapılan mekanik deney numune grupları, uygulanacak mekanik testlere göre adlandırılmıştır. Buna göre; çekme numune grubu "ÇD", basma testi numune

grubu “BD”, darbe testi numune grubu “DD” ve sertlik ölçümü numune grubu da “SD” harfi ile adlandırılmıştır. EOS firmasının referans alınan imalat parametreleri ile üretilen numune grubunda ise “EOS” kelimesi kullanılmıştır.

Farklı işleme parametresi ile imal edilen çekme, basma ve darbe numunelerinin test sonuçları, aynı parametrelerin kullanıldığı üçer adet numunenin ortalamaları alınarak belirlenmiştir. Mikro sertlik ölçümleri birer numune üzerinden elde edilen üç değerin aritmetik ortalaması alınarak elde edilmiştir. Araştırma bulguları her mekanik deney için ayrı ayrı incelenmiş ve çizelge halinde verilmiştir. Her mekanik deneyde elde edilen en yüksek ve en düşük ölçüm değerleri kalın punto kullanılarak vurgulanmıştır. Bulgular ada ve ızgara tarama stratejisne göre grafikler ile anlatılmıştır.

4.2.1. Çekme Deneyi

Çekme deneyleri Çizelge 4.7 (ada tarama) ve Çizelge 4.8’de (ızgara tarama) verilen parametreler ile TS EN ISO 6892-1 stantarda göre numune imal edilmiştir. Deneylerde kullanılan Ti6Al4V metal toz malzemeden hazırlanan İmalatı gerçekleştirilen deney numuneleri platformdan kesilmeden önce gerilme giderme tavlamasında 650 °C derecede 3 saat boyunca ısıl işleme tabi tutulmuştur. Tel erozyon tezgâhı ile numuneler inşa tablasından kesilmiştir (Şekil 4.15). Daha sonra numunelere TS EN ISO 6892-1’e göre çekme deneyleri uygulanmıştır.



Şekil 4. 15. Gözenekli çekme numuneleri

Ada Tarama

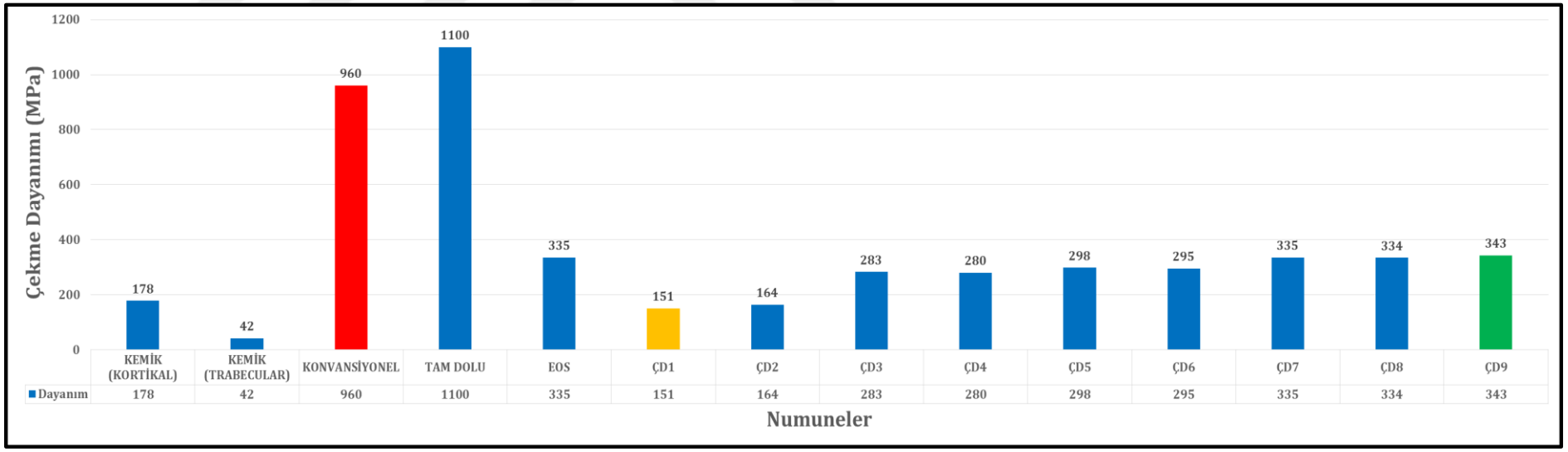
Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin çekme özellikleri üçer adet numune ile belirlenmiştir. Bu numunelerin çekme deney sonuçları dikkate alınarak ortalama maksimum çekme dayanım değeri hesaplanmıştır (Ek-1). Aynı işleme parametresine sahip deney numunelerin ada tarama stratejisine göre ortalama maksimum dayanım değerleri Çizelge 4.7'da gösterilmiştir.

Çizelge 4. 7. Farklı işleme parametrelerine göre ortalama çekme dayanımı

Numuneler	Lazer gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm²)	Tarama Stratejisi	Ortalama Çekme Dayanımı (MPa)
ÇD1	**160**	**1500**	**0,11**	**0,97**	ADA TARAMA	**151**
ÇD2	180	1500	0,11	1,09		164
ÇD3	140	1000	0,09	1,56		283
ÇD4	140	1250	0,07	1,60		280
ÇD5	150	1000	0,09	1,67		298
ÇD6	150	1250	0,07	1,71		295
ÇD7	170	1000	0,09	1,89		335
ÇD8	180	1000	0,09	2		334
ÇD9	**190**	**1000**	**0,09**	**2,11**		**343**
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS	335
TAM DOLU	170	1250	0,1	1,36		1100
KONVANSİYONEL						960-1100

Şekil 4.16'da ada tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle DMLS tezgâhı ile imal edilmiş numunelerin çekme dayanım değerleri verilmiştir. Burada en yüksek dayanım değeri tam dolu numunede elde edilmiştir. Geçişli gözenekli numunelerin enerji yoğunluğu 0,97 J/mm² ile 2,11 J/mm² değişmektedir. Enerji yoğunluğu 0,97 J/mm² ile 2,11 J/mm² değerleri arasında çekme dayanımı artmıştır. Çekme dayanımı, enerji yoğunluğu **2,11 J/mm²** olan **"ÇD9"** numunede en büyük olup, **0,97 J/mm²** olan **"ÇD1"** numunenin en küçük olduğu görülmektedir.

Geçişli gözenekli numunelerin çekme dayanımı tam dolu numunenin %61,5'i kadardır. Bu değer kafatası implantı olduğu için tolere edilebilir. Farklı işleme parametreleri ile imal edilen numunelerde çok az ya da hiç plastik deformasyona uğramadan ve kesitinde incelme (boyun verme) olmadan aniden kırılmıştır. Geçişli gözenekli numunelerde akma olmadığından lokal gerilmeler kopma gerilmesine kadar yükselmiştir. Gözenekler çentik etkisi ile tüm parçanın ani kırılmasına sebep olmuştur.



Şekil 4. 16. Ada tarama göre ortalama çekme dayanımı

Izgara Tarama

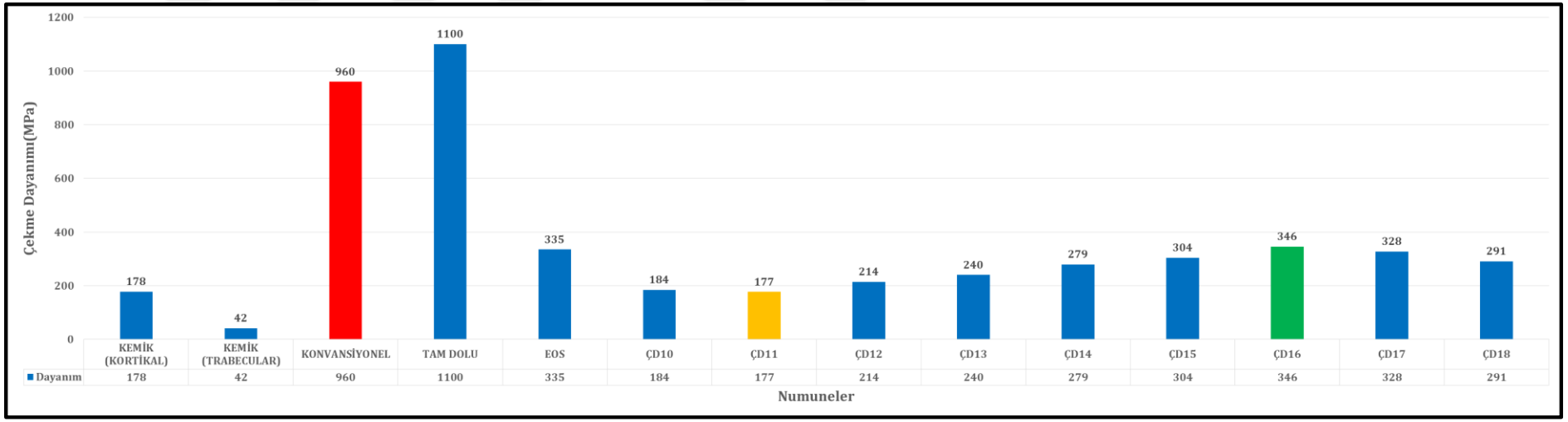
Izgara taramada, ada taramaya göre aynı süreçler uygulanmış, sadece tarama stratejisi farklıdır. Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin çekme özellikleri üçer adet numune ile belirlenmiştir. Aynı işleme parametresine sahip deney numunelerin ızgara tarama stratejisine göre ortalama maksimum dayanım değerleri Çizelge 4.8'de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 8. Izgara tarama göre çekme numunelerin ortalama çekme dayanımı

Numuneler	**Lazer gücü (W)**	**Tarama Hızı (mm/sn)**	**Tarama Mesafesi (mm)**	**Enerji Yoğunluğu (J/mm²)**	**Tarama Stratejisi**	**Ortalama Çekme Dayanımı (MPa)**
ÇD10	140	1500	0,11	0,85	IZGARA TARAMA	184
ÇD11	**150**	**1500**	**0,11**	**0,91**		**177**
ÇD12	170	1500	0,11	1,03		214
ÇD13	190	1500	0,11	1,15		240
ÇD14	160	1000	0,09	1,78		279
ÇD15	160	1250	0,07	1,83		304
ÇD16	**170**	**1250**	**0,07**	**1,94**		**346**
ÇD17	180	1250	0,07	2,06		328
ÇD18	190	1250	0,07	2,17		291
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS	335
TAM DOLU	170	1250	0,1	1,36		1100
KONVANSİYONEL						960-1100

Şekil 4.17'de ızgara tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle DMLS tezgâhı ile imal edilmiş numunelerin maksimum çekme dayanımı değerleri verilmiştir. Burada DMLS yöntemi ile üretilen tam dolu numunenin çekme dayanımı en büyüktür. Ayrıca geçişli gözenekli numuneler arasında enerji yoğunluğu 0,85 J/mm² ile 2,17 J/mm² değişmektedir. Izgara tarama stratejisinde enerji yoğunluğu 0,85 J/mm² ile 1,94 J/mm² artarken çekme dayanımı artmıştır. Çekme dayanımı, enerji yoğunluğu 1,94 J/mm² olan **"ÇD16"** geçişli gözenekli numunenin en büyük, 0,91 J/mm² olan **"ÇD11"** numunenin en küçük olduğu görülmektedir.

Izgara tarama stratejisi ile üretilen geçişli numunelerin çekme dayanımı tam dolu numunenin %62'i kadardır. Bu değer ada tarama stratejisi ile kıyaslandığı zaman hemen hemen aynıdır. Geçişli gözeneklerin gerilmeye etkisi, farklı işleme parametreleri ile imal edilen numunelerde çok az ya da hiç plastik deformasyona uğramadan ve kesitinde incelme (boyun verme) olmadan aniden kırılmıştır. Geçişli gözenekli numunelerde akma olmadığından lokal gerilmeler kopma gerilmesine kadar yükselmiştir. Gözenekler çentik etkisi ile tüm parçanın ani kırılmasına sebep olmuştur. Ayrıca ada tarama stratejisine göre dayanım değeri farklılık tarama yolu olarak hem x hem de y yönünde yakma işlemine bağlanabilir. Ayrıca en önemli etkenin birim elemanları üzerinde oluşan çentik faktörünün etkisidir.



Şekil 4. 17. Izgara tarama göre ortalama çekme dayanımı

Şekil 4.16 ve Şekil 4.17'de sırasıyla ada ve ızgara tarama stratejisiyle üretilen numunelerin çekme deneylerinden elde edilen grafikler verilmiştir. Ada ve ızgara tarama stratejilerinin kullanıldığı ve en düşük dayanıma sahip numune grupları sırasıyla ÇD1 ve ÇD11 numune gruplarıdır. Her iki tarama stratejisinde de dayanım değerlerinin düşük olmasının sebebi, düşük lazer gücü, yüksek tarama hızı ve büyük tarama mesafesinin kullanılmasıdır. İmalat esnasında herhangi bir arakesitte, düşük lazer gücünün yüksek hızda ve büyük tarama mesafesinde hareket etmesi, o bölgeye az enerji bırakacağı anlamına gelmektedir. Bu da, daha düşük bir enerji yoğunluğuna sebep olmaktadır ve parçanın dayanımını düşürdüğü söylenebilir.

Kompakt kemiğin çekme dayanımının 135 MPa ve süngerimsi kemiğin çekme dayanımının 15 MPa olduğu göz önünde bulundurulursa, tüm numunelerin dayanım değerlerinin, kompakt ve süngerimsi kemik dokuların dayanım değerlerinden yüksek olduğu görülmektedir. Metalik implantların yerleştirildikleri kemik dokuya göre daha rijit olmasının sebeplerinden biri de, implant ile doku arasındaki bu dayanım farkıdır.

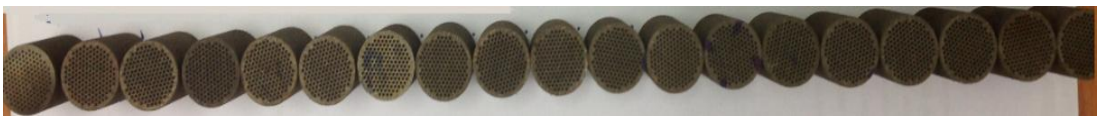
DMLS yöntemi ile imalat esnasında kullanılan yüksek güçlü lazer ışınlarından dolayı ortaya çıkan yüksek sıcaklıklar, malzeme içerisinde sıcaklık gradyanlarının meydana gelmesine yol açmaktadır. Oluşan sıcaklık gradyanları da malzemelerde kalıcı gerilmeler oluşmasına olanak sağlamaktadır. Bunun sonucu olarak da üretilen parçalardaki katmanların tabakalar halinde dizilmesine ya da parçalarda plastik deformasyona sebep olmaktadır (Kıran, 2011). Enerji yoğunluğunun ergimiş tozu kaynatacak ve buharlaştıracak seviyede çok yüksek olduğu parametrelerle imalat esnasında, parça arakesitindeki sinterlenmiş izlerde buhar geri tepme basıncının sebep olduğu bozulmalar meydana gelmektedir (Yadroitsev vd., 2010). Sinterlenmiş izlerin yan yana kaynaşmasından katman, katmanların üst üste kaynaşmasından da parça oluştuğu bilinmektedir. Bozuk sinterlenmiş izler, katmanda ve dolayısı ile parçada istenilen nitelikte kaynaşma meydana getirmeyecektir. Bu durum, imal edilen parçanın mekanik özelliklerini negatif yönde etkileyecektir. Dolayısı ile

imalat işleminde yüksek enerji yoğunluğu kullanımı parçanın dayanımını düşürecektir (Duman, 2016).

4.2.2. Basma Deneyi

Mühendislik malzemelerinin çoğu, uygulanan gerilmeler altında kalıcı biçim değiştirirler, yani plastik şekil değişimine uğrarlar. Bu malzemelerin hangi koşullar altında ve ne zaman kalıcı şekil değişimine uğrayacaklarını bilmek çok önemlidir. Basma deneyi, çekme deneyinin tersi olarak kabul edilebilir ve çekme basma cihazlarında basma kuvveti uygulamak sureti ile yapılır. Basma kuvvetinin etkin olduğu uygulamalarda kullanılan gevrek malzemelerin, dayanım değerleri basma deneyi ile belirlenir.

DMLS tezgâhında basma numuneleri Çizelge 4.9 ve Çizelge 4.10'da imalat işleme parametreleri esas alınarak basma deney numuneleri imal edilmiştir. İmalatı gerçekleştirilen deney numuneleri platformdan kesilmeden önce gerilme giderme tavına tabi tutulduktan sonra tel erozyon ile tabladan kesilerek ayrılmışlardır (Şekil 4.18). Daha sonra basma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Deneylerde elde edilen basma deneyi sonuçları Çizelge 4.11'de verilmiştir.



Şekil 4. 18. Basma numunelerin imalat sonrası görüntüleri

Basma deneyinde elde edilen sonuçları tarama stratejisine göre ada ve ızgara tarama olarak iki başlık altında incelenmiştir. Elde edilen bulgular grafiksel ve istatiksel olarak yorumlanmıştır.

Ada Tarama

Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin basma özellikleri üçer adet numune ile belirlenmiştir. Aynı işleme parametresine sahip

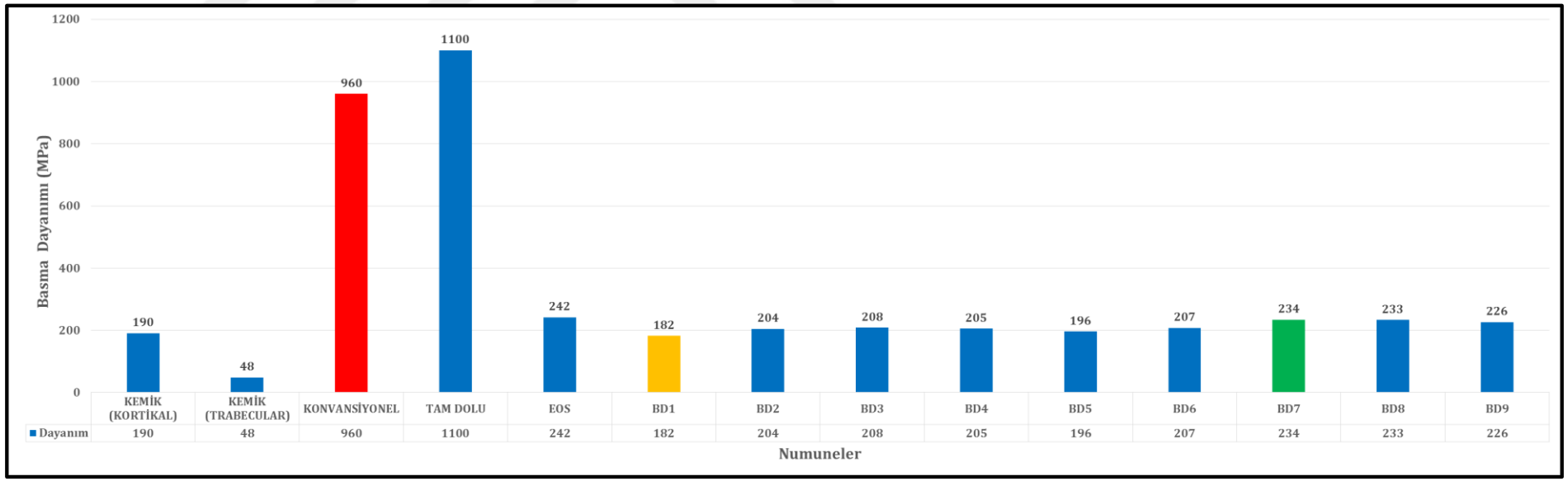
deney numunelerin ada tarama stratejisine göre ortalama basma dayanım değerleri Çizelge 4.9'da gösterilmiştir.

Çizelge 4. 9. Ada tarama göre farklı işleme parametrelerine göre basma numunelerin ortalama basma dayanımı

Numuneler	Lazer gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm²)	Tarama Stratejisi	Ortalama Basma Dayanımı (MPa)
BD1	**160**	**1500**	**0,11**	**0,97**	ADA TARAMA	**182**
BD2	180	1500	0,11	1,09		204
BD3	140	1000	0,09	1,56		208
BD4	140	1250	0,07	1,60		205
BD5	150	1000	0,09	1,67		196
BD6	150	1250	0,07	1,71		207
BD7	**170**	**1000**	**0,09**	**1,89**		**234**
BD8	180	1000	0,09	2		233
BD9	190	1000	0,09	2,11		226
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS	242
TAM DOLU	170	1250	0,1	1,36		1100
KONVANSİYONEL						960-1100

Şekil 4.19'da ada tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle DMLS tezgâhı ile imal edilmiş numunelerin maksimum basma dayanımı değerleri verilmiştir. Burada en yüksek değer tam dolu numunede elde edilmiştir. Ayrıca geçişli gözenekli numuneler arasında enerji yoğunluğu 0,97 J/mm² ile 2,11 J/mm² değişmektedir. Enerji yoğunluğu 0,97 J/mm² ile 1,89 J/mm² değerleri arasında basma dayanımı artmış olup, 1,89 J/mm²'den sonra azalmıştır. Basma dayanımı, enerji yoğunluğu **1,89 J/mm²** olan **"BD7"** numunede en büyük olup, **0,97 J/mm²** olan **"BD1"** numunenin en küçük olduğu görülmektedir.

Geçişli gözenekli numunelerin basma dayanımı tam dolu ve geleneksel (konvansiyonel) yöntemler ile üretilen numunelerin basma dayanımı kadar değildir. Geçişli gözeneklerin basma gerilmeye etkisi, farklı işleme parametreleri ile kesit alanlarındaki azalma miktarına bağlanabilir. Ayrıca çentik etkisi oluşmasından dolayı basma dayanımı düşüktür.



Şekil 4. 19. Ada tarama göre ortalama basma dayanımı

Izgara Tarama

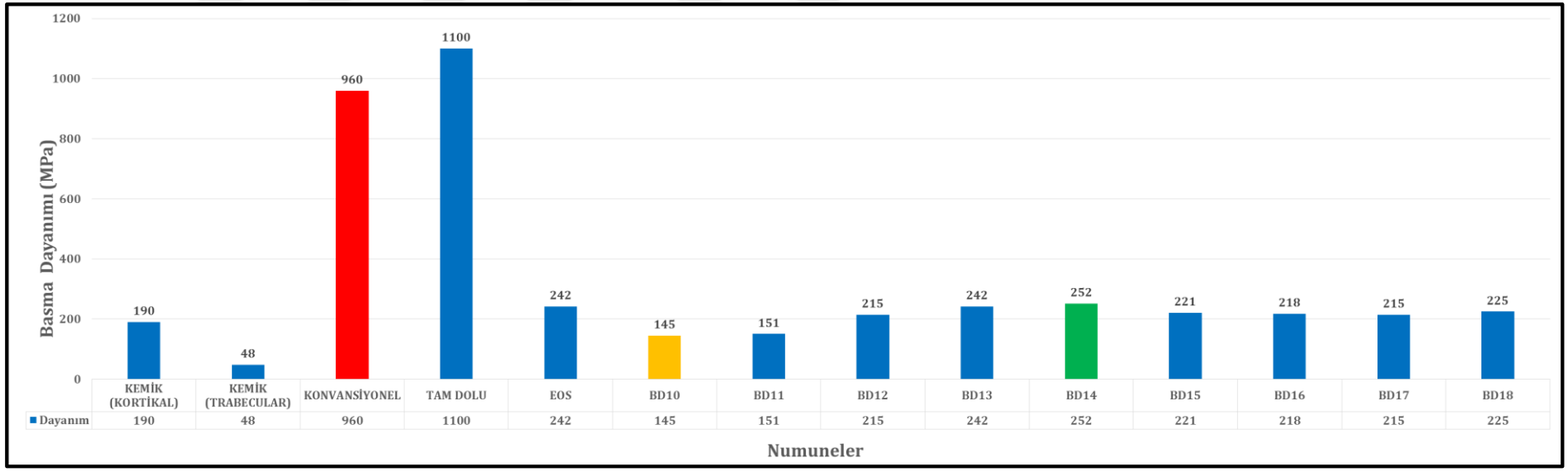
Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin basma özellikleri üçer adet numune ile belirlenmiştir. Aynı işleme parametresine sahip deney numunelerin ızgara tarama stratejisine göre ortalama maksimum dayanım değerleri Çizelge 4.10'da gösterilmiştir.

Çizelge 4. 10. Izgara tarama göre basma numunelerin ortalama basma dayanımı

Numuneler	Lazer gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm²)	Tarama Stratejisi	Ortalama Basma Dayanımı (MPa)
B10	**140**	**1500**	**0,11**	**0,85**	IZGARA TARAMA	**145**
B11	150	1500	0,11	0,91		151
B12	170	1500	0,11	1,03		215
B13	190	1500	0,11	1,15		242
B14	**160**	**1000**	**0,09**	**1,78**		**252**
B15	160	1250	0,07	1,83		221
B16	170	1250	0,07	1,94		218
B17	180	1250	0,07	2,06		215
B18	190	1250	0,07	2,17		225
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS	242
TAM DOLU	170	1250	0,1	1,36		1100
KONVANSİYONEL						960-1100

Şekil 4.20'de ızgara tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle DMLS tezgâhı ile imal edilmiş numunelerin basma dayanımı değerleri verilmiştir. Burada DMLS yöntemi ile üretilen tam dolu numunenin çekme dayanımı en büyüktür. Ayrıca geçişli gözenekli numuneler arasında enerji yoğunluğu 0,85 J/mm² ile 2,17 J/mm² değişmektedir. Izgara tarama stratejisinde enerji yoğunluğu 0,85 J/mm² ile 1,78 J/mm² artarken basma dayanımı artmıştır. Daha sonra enerji yoğunluğu arttıkça basma dayanımı azalmıştır. Basma dayanımı, enerji yoğunluğu 1,78 J/mm² olan **"BD14"** geçişli gözenekli numunenin en büyük, 0,85 J/mm² olan **"BD10"** numunenin en küçük olduğu görülmektedir.

Izgara tarama stratejisi ile üretilen geçişli numunelerin basma dayanımı tam dolu numunenin %76'i kadardır. Bu değer ada tarama stratejisi ile kıyaslandığı zaman %9 gibi fark vardır. Geçişli gözeneklerin gerilmeye etkisi, farklı işleme parametreleri ile kesit alanlarındaki azalma miktarına ve tarama yolu olarak hem x hem de y yönünde sinterleme işlemine bağlanabilir. Ayrıca en önemli etkenin birim elemanları üzerinde oluşan çentik faktörünün etkisi vardır.



Şekil 4. 20. Izgara tarama göre ortalama maksimum basma dayanımı

Çekme testinde olduğu gibi; basma testlerinde de, en yüksek basma dayanımları tam dolu numunelerde elde edilmiştir. Bunun sebebi de, tam dolu numunelerin kesitlerinin boşluksuz yapıya sahip olmasıdır.

Ada tarama stratejisinin kullanıldığı BD7 numune grubunda en yüksek basma dayanımı 234 MPa, ızgara tarama stratejisinin kullanıldığı BD14 numune grubunda ise, en yüksek basma dayanımı değeri 252 MPa ölçülmüştür. BD14 numune grubunun basma dayanım değeri, EOS parametrelerinin kullanıldığı numunelerin basma dayanım değerlerinden daha yüksektir. Ada tarama stratejisinin kullanıldığı tüm numunelerin basma dayanım değerleri ise EOS parametreleri ile imal edilen numunelerden küçüktür. Bu sebeple, basma yükleri etkisi altında kalacak parçaların imalatı için ızgara tarama stratejisinin uygun olabileceği düşünülmektedir.

Geçişli gözenekli numunelerin çekme ve basma deney sonuçları incelendiğinde aynı işleme parametresi ile imal edilen çekme ve basma dayanım değerleri farklıdır. Çekme dayanım değeri basma dayanım değerinden 93 MPa daha büyüktür. Bu durumun sebebi, numune boyutunda daha az çentik etkisi oluşturduğuna bağlanabilir.

4.2.3. Çentik Darbe Deneyi

Çentik darbe deneyi malzemelerin çarpma dayanımlarını ya da kırılma enerjilerini ölçmek amacıyla yapılır. Çentik darbe deneyi standart çentik içeren bir numunenin darbe etkisi ile kırılması için gerekli enerjinin ölçülmesi esasına dayanmaktadır. Ölçülen bu enerji darbe dayanımı (direnci) olarak adlandırılır ve birimi joule (J)'dür.

DMLS tezgâhında darbe numuneleri Çizelge 4.11 ve Çizelge 4.12' de işleme parametreleri esas alınarak darbe deney numuneleri imal edilmiştir. İmalatı gerçekleştirilen deney numuneleri platformdan kesilmeden önce gerilme giderme tavına tabi tutulduktan sonra tel erozyon ile tabladan kesilerek ayrılmışlardır (Şekil 4.21). Daha sonra oda sıcaklığında çentikli darbe deneyleri

gerçekleştirilmiştir. Deneylerde elde edilen sonuçlar Çizelge 4.13 ve Çizelge 4.14'de verilmiştir.



Şekil 4. 21. Çentikli darbe numuneleri imalat sonrası görüntüleri

Darbe deneyinde elde edilen sonuçları tarama stratejisine göre ada ve ızgara tarama olarak iki başlık altında incelenmiştir. Elde edilen bulgular grafiksel ve istatiksel olarak yorumlanmıştır.

Ada Tarama

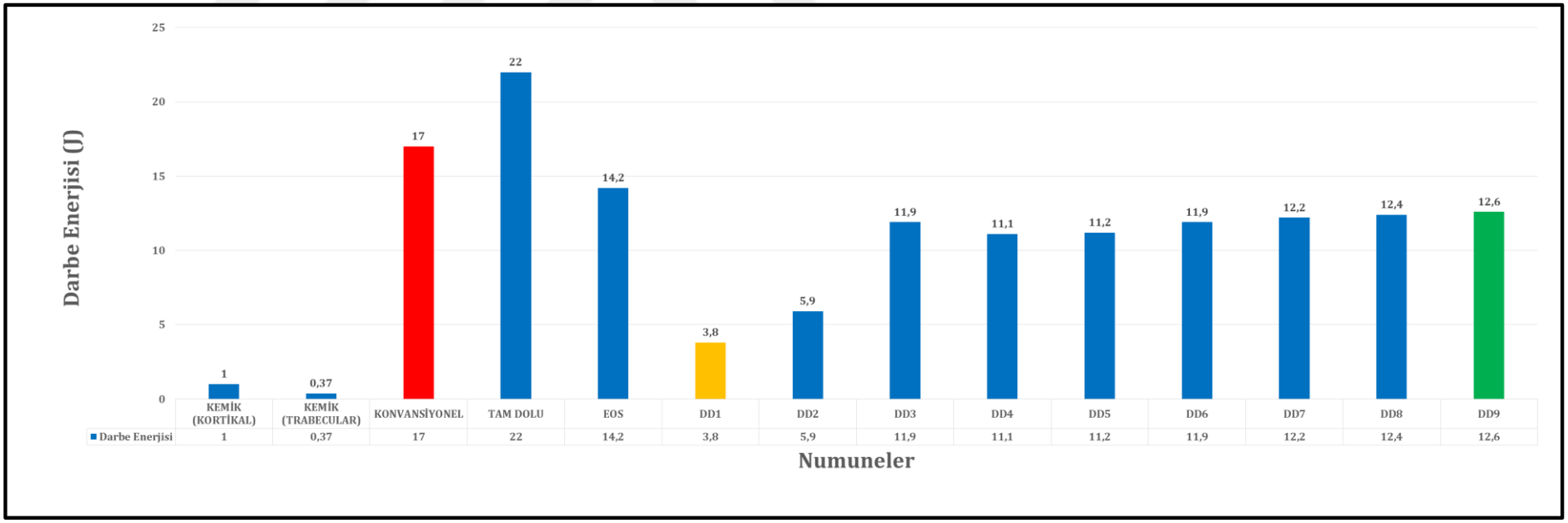
Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin darbe enerjisi özellikleri üçer adet numune ile belirlenmiştir. Aynı işleme parametresine sahip deney numunelerin ada tarama stratejisine göre darbe enerjisi değerleri Çizelge 4.11'de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 11. Ada tarama stratejisine göre çentik darbe deney sonuçları

Numuneler	**Lazer gücü (W)**	**Tarama Hızı (mm/sn)**	**Tarama Mesafesi (mm)**	**Enerji Yoğunluğu (J/mm²)**	**Tarama Stratejisi**	**Ortalama Darbe Enerjisi (J)**
DD1	**160**	**1500**	**0,11**	**0,97**	ADA TARAMA	**3,8**
DD2	180	1500	0,11	1,09		5,9
DD3	140	1000	0,09	1,56		11,9
DD4	140	1250	0,07	1,60		11,1
DD5	150	1000	0,09	1,67		11,2
DD6	150	1250	0,07	1,71		11,9
DD7	170	1000	0,09	1,89		12,2
DD8	180	1000	0,09	2		12,4
DD9	**190**	**1000**	**0,09**	**2,11**		**12,6**
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS	14,2
TAM DOLU	170	1250	0,1	1,36		22
KONVANSİYONEL						17-22

Şekil 4.22'de ada tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle DMLS tezgâhı ile imal edilmiş numunelerin darbe enerjisi değerleri verilmiştir. Burada en yüksek değer tam dolu numunede elde edilmiştir. Ayrıca geçişli gözenekli numuneler arasında enerji yoğunluğu 0,97 J/mm^2 ile 2,11 J/mm^2 değişmektedir. Enerji yoğunluğu 0,97 J/mm^2 ile 2,11 J/mm^2 değerleri arasında darbe enerji değeri artmıştır. Darbe enerjisi, enerji yoğunluğu **2,11 J/mm^2** olan **"DD9"** numunede en büyük olup, **0,97 J/mm^2** olan **"DD1"** numunenin en küçük olduğu görülmektedir.

Geçişli gözenekli numunelerin darbe enerjisi tam dolu numunenin %58,4'ü kadardır. Geçişli gözeneklerin darbe enerjisine etkisi, farklı işleme parametreleri ile kesit alanlarındaki azalma miktarına bağlanabilir. Ayrıca en önemli etkenin birim elemanları üzerinde oluşan çentik faktörünün etkisi vardır.



Şekil 4. 22. Ada tarama göre çentik darbe enerjisi gösterimi

Izgara Tarama

Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin darbe enerjisi özellikleri üçer adet numune ile belirlenmiştir. Aynı işleme parametresine sahip deney numunelerin ızgara tarama stratejisine göre ortalama darbe enerjisi değerleri Çizelge 4.12'de gösterilmiştir.

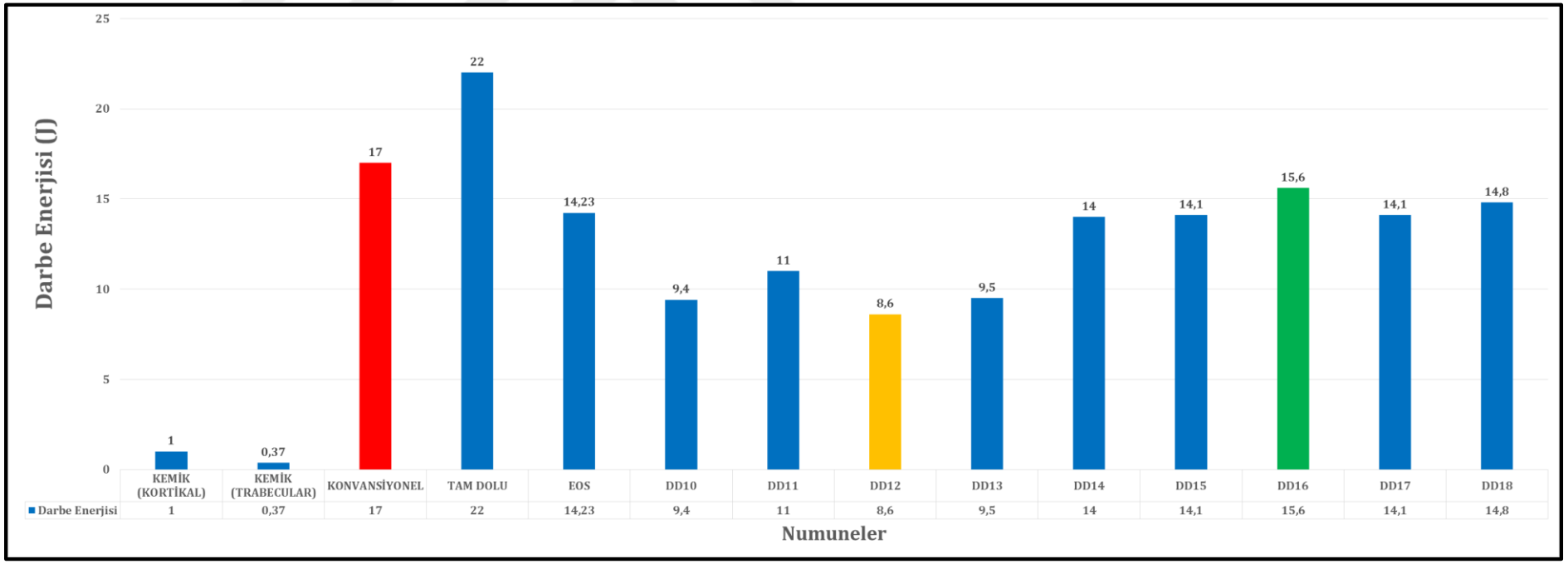
Çizelge 4. 12. Izgara tarama stratejisine göre çentik darbe deney sonuçları

Numuneler	**Lazer gücü (W)**	**Tarama Hızı (mm/sn)**	**Tarama Mesafesi (mm)**	**Enerji Yoğunluğu (J/mm²)**	**Tarama Stratejisi**	**Ortalama Darbe Enerjisi (J)**
DD10	140	1500	0,11	0,85	IZGARA TARAMA	9,4
DD11	150	1500	0,11	0,91		11
DD12	**170**	**1500**	**0,11**	**1,03**		**8,6**
DD13	190	1500	0,11	1,15		9,5
DD14	160	1000	0,09	1,78		14
DD15	160	1250	0,07	1,83		14,1
DD16	**170**	**1250**	**0,07**	**1,94**		**15,6**
DD17	180	1250	0,07	2,06		14,1
DD18	190	1250	0,07	2,17		14,8
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS	14,2
TAM DOLU	170	1250	0,1	1,36		22
KONVANSİYONEL						17-22

Şekil 4.23'de ızgara tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle DMLS tezgâhı ile imal edilmiş numunelerin darbe enerjisi değerleri verilmiştir. Burada DMLS yöntemi ile üretilen tam dolu numunenin darbe enerjisi en büyüktür. Ayrıca geçişli gözenekli numuneler arasında enerji yoğunluğu 0,85 J/mm² ile 2,17 J/mm² değişmektedir. Izgara tarama stratejisinde enerji yoğunluğu 0,85 J/mm² ile 1,94 J/mm² artarken darbe enerjisi artmıştır. Daha sonra enerji yoğunluğu arttıkça darbe enerjisi azalmaya başlamıştır. Darbe enerjisi, enerji yoğunluğu 1,94 J/mm² olan **"DD16"** geçişli gözenekli numunenin en büyük, 1,03 J/mm² olan **"DD12"** numunenin en küçük olduğu görülmektedir.

Izgara tarama stratejisi ile üretilen geçişli numunelerin darbe enerjisi tam dolu numunenin %71'i kadardır. Geçişli gözeneklerin darbe enerjisi etkisi, farklı

işleme parametreleri ile kesit alanlarındaki azalma miktarına ve tarama yolu olarak hem x hem de y yönünde sinterleme işlemine bağlanabilir. Ayrıca en önemli etkenin birim elemanları üzerinde oluşan çentik faktörünün etkisi vardır.



Şekil 4. 23. Izgara tarama göre çentik darbe enerjisi gösterimi

Sünek malzemelerin darbe testi genellikle dayanım yığılmalarını belli bir bölgede yoğunlaştırmak için çentikli numuneler üzerinde yapılır. Çalışmadaki darbe numuneleri de çentikli olarak imal edilmiştir. Ancak hafifletilmiş geçişli gözeneğe sahip numunelerin iç bölgesindeki karmaşık geometrilerde de dayanım yığılmaları oluştuğundan dolayı, tüm gözenekli numunelerin darbe enerjileri, tam dolu numunelerin darbe enerjilerinin ortalama %58,4'ü kadardır.

Ada tarama stratejisinin kullanıldığı numune gruplarının darbe enerjileri birbirine çok yakındır. Ancak DD1 ve DD2 numune gruplarının darbe enerjileri diğer numune gruplarına göre oldukça küçük çıkmıştır. Bunun sebebinin, bu numune gruplarındaki parametrelerde kullanılan, düşük lazer gücünden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca gözenekli numunelerin iç bölgeleri, karmaşık geometrili yapıya sahip olduğu için bazı dar açılı kısımlarda çentik etkisi oluşabilecek bölgeler bulunabilmektedir. Bu sebeple, darbe testi esnasında dayanım yığılmalarının çentikli bölgede yoğunlaşmayabilir. Numune içerisindeki karmaşık geometrili yapının herhangi bir bölgesinde oluşacak çatlak, plastik deformasyon, yırtık vb. süreksizlikler, test esnasında bu bölgelerde gerilme yığılmalarının yoğunlaşmasına sebep olabilmektedir.

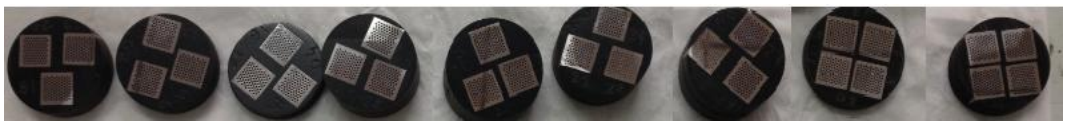
Izgara tarama stratejisiyle üretilen darbe numunelerinin test sonuçları incelendiğinde, en yüksek darbe enerjisinin, 15,61 J değeri ile ızgara tarama stratejisinin kullanıldığı DD16 numune grubunda olduğu görülmektedir ve EOS numune grubunun darbe enerjisinden yüksektir. Bu değerden sonra ızgara tarama stratejisinin kullanıldığı numunelerin enerji yoğunlukları arttıkça darbe enerjilerinde azalma görülmektedir. Ancak ada tarama stratejisinin kullanıldığı numunelerin enerji yoğunlukları arttıkça darbe enerjileri de artmaktadır. Ada tarama stratejisinde elde edilen en yüksek değer, 12,56 J ile DD9 numune grubundadır. Her iki tarama stratejisinin kullanıldığı numune gruplarında en düşük değerler, en küçük enerji yoğunluğunun olduğu parametrelere sahip numunelerde gözlenmiştir. Ancak, ada tarama stratejisinin kullanıldığı numune gruplarının darbe enerjileri, DD1 ve DD2 numune grubu hariç, enerji yoğunluğuyla çok fazla değişim göstermemiştir.

Darbe deneyi sonucu elde edilen değerler incelendiğinde ada tarama stratejisi ile elde edilen darbe enerjisi değerleri ızgara tarama göre hemen hemen aynıdır. Geçişli gözenekli numuneler arasındaki darbe enerjisi değerleri farklılıkları; farklı tarama stratejisi ve imalat işleme parametrelerinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca DMLS yöntemi ile imalat esnasında kullanılan yüksek güçlü lazer ışınlarından dolayı ortaya çıkan yüksek sıcaklıklar, malzeme içerisinde sıcaklık gradyanlarının meydana gelmesine yol açmaktadır. Oluşan sıcaklık gradyanları da malzemelerde kalıcı gerilmeler oluşmasına olanak sağlamaktadır.

4.2.4. Mikrosertlik Deneyi

Malzemeler üzerinde yapılan en genel deney, sertliğinin ölçülmesidir. Bunun başlıca sebebi, deneyin basit oluşu ve diğerlerine oranla numuneyi daha az tahrip etmesidir. Sertlik izafi bir ölçü olup malzemelerin çizilmeye, kesilmeye, aşınmaya ve delinmeye karşı gösterdiği dirence denir. Ti6Al4V mikro sertlik ölçümlerinde "Vickers Sertlik Ölçüm" yöntemi kullanılır. Bu yöntemde metal yüzeyine batıcı olarak kare kesitli ve tepe açısı 136^0 olan elmas piramit bir uç kullanılır. Meydana gelen iz, geometrik yolla yapılan hesap neticesinde "Vickers Sertliği" (HV) değeri bulunur.

EOS M280 DMLS tezgâhında sertlik numuneleri, darbe numunelerinden Tel Erezyon Tezgâhı ile 5x5x5 küp şeklinde hazırlanmıştır. (Şekil 4.24). Daha sonra oda sıcaklığında Vickers sertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Deneylerde elde edilen sonuçlar Çizelge 4.13 ve Çizelge 4.14'de verilmiştir.



Şekil 4. 24. Sertlik numuneleri bakalite alındıktan sonraki görüntüleri

Sertlik deneyinde elde edilen sonuçları tarama stratejisine göre ada ve ızgara tarama olarak iki başlık altında incelenmiştir. Elde edilen bulgular grafiksel ve istatiksel olarak yorumlanmıştır.

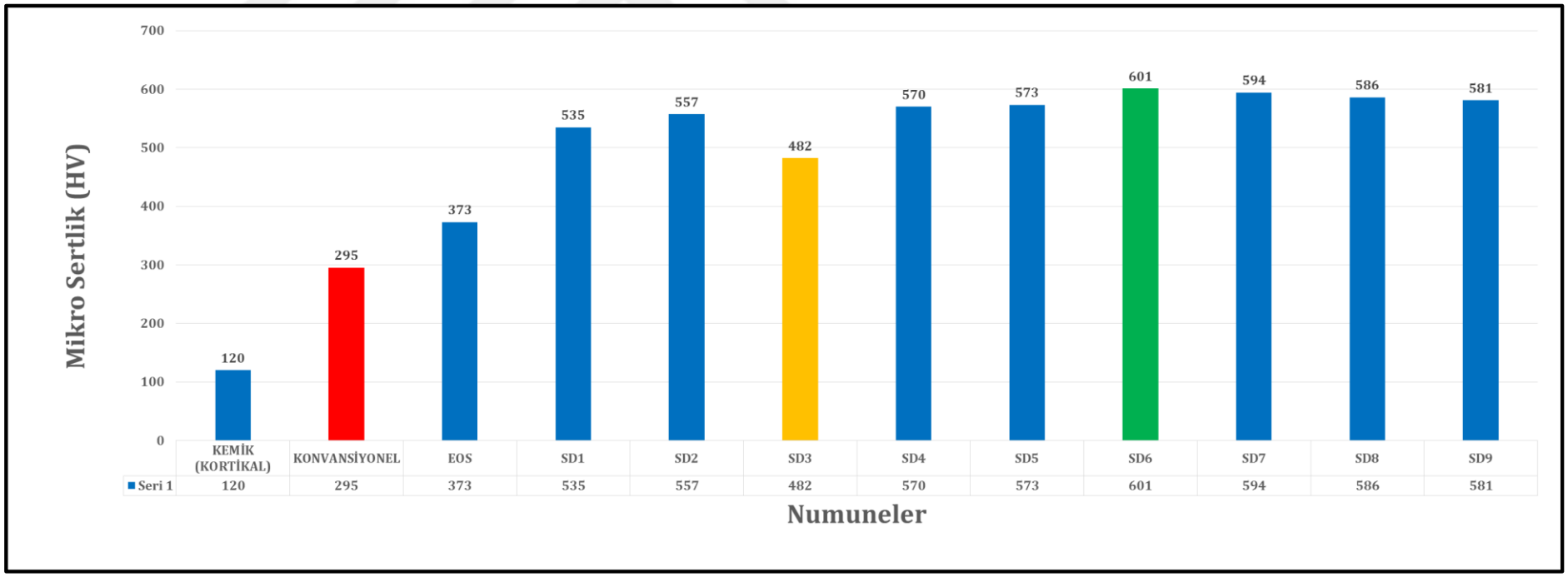
Ada Tarama

Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin sertlik ölçüm özellikleri birer adet numune ile belirlenmiştir. Ada tarama stratejisine göre farklı işleme parametresi ile üretilen numunelerin sertlik değerleri Çizelge 4.13'de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 13. Ada taramaya göre ortalama mikrosertik ölçüm sonuçları

Numuneler	**Lazer Gücü (W)**	**Tarama Hızı (mm/sn)**	**Tarama Mesafesi (mm)**	**Enerji Yoğunluğu (J/mm²)**	**Tarama Stratejisi**	**Mikro sertlik Değeri (HV)**
SD1	160	1500	0,11	0,97	ADA TARAMA	535
SD2	180	1500	0,11	1,09		557
SD3	**140**	**1000**	**0,09**	**1,56**		**482**
SD4	140	1250	0,07	1,60		570
SD5	150	1000	0,09	1,67		573
SD6	**150**	**1250**	**0,07**	**1,71**		**601**
SD7	170	1000	0,09	1,89		594
SD8	180	1000	0,09	2		586
SD9	190	1000	0,09	2,11		581
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS	373
KONVANSİYONEL						295

Şekil 4.25'de ada tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle DMLS tezgâhı ile imal edilmiş numunelerin sertlik değerleri verilmiştir. Burada DMLS yöntemi ile üretilen geçişli gözenekli **"SD3"** numune grubunda en düşük sertlik değeri ve **"SD6"** numune grubunda en yüksek sertlik değeri elde edilmiştir. Ada tarama stratejisinde enerji yoğunluğunun artmasıyla sertlik değerlerinin SD6 numune grubuna kadar arttığı, daha sonra azaldığı görülmektedir.



Şekil 4. 25. Ada tarama göre mikro sertlik değerleri

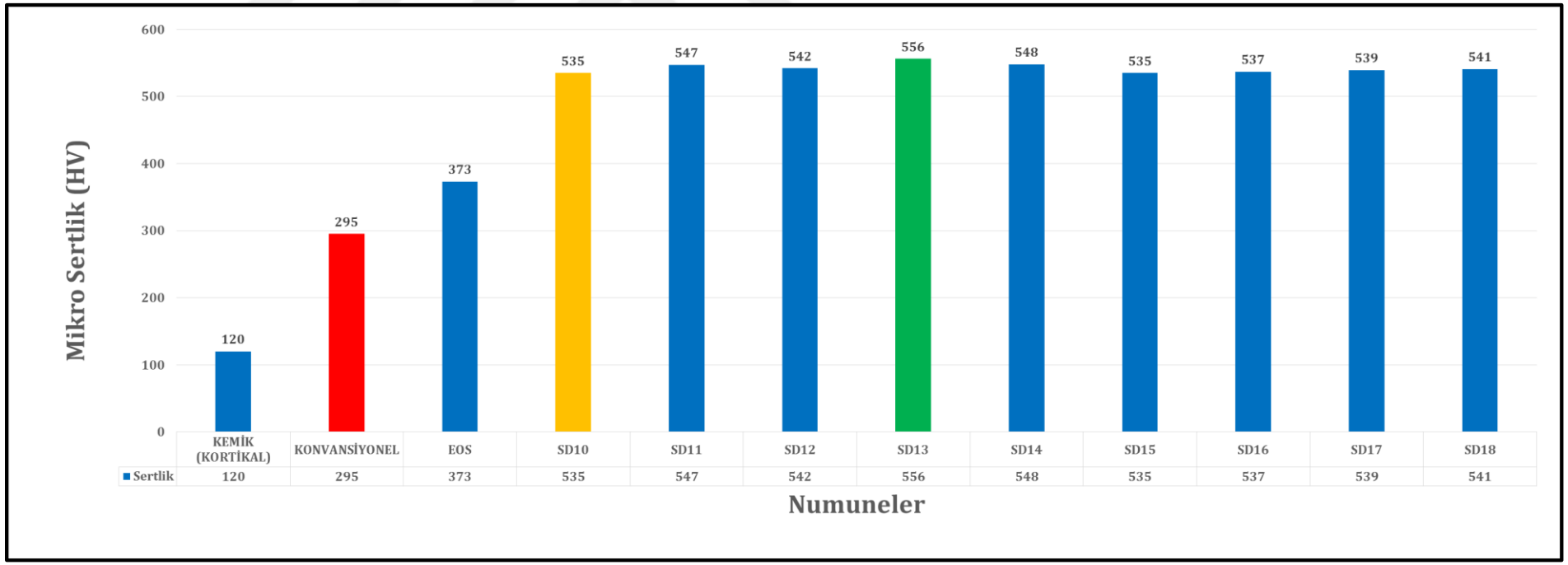
Izgara Tarama

Farklı işleme parametresi imal edilen Ti6Al4V metal toz malzemenin sertlik ölçüm özellikleri birer adet numune ile belirlenmiştir. Izgara tarama stratejisine göre farklı işleme parametresi ile üretilen numunelerin sertlik değerleri Çizelge 4.14'de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 14. Izgara taramaya göre ortalama mikrosertik ölçüm sonuçları

Numuneler	**Lazer Gücü (W)**	**Tarama Hızı (mm/sn)**	**Tarama Mesafesi (mm)**	**Enerji Yoğunluğu (J/mm²)**	**Tarama Stratejisi**	**Mikro sertlik Değeri**
SD10	**140**	**1500**	**0,11**	**0,85**	**IZGARA TARAMA**	**535**
SD11	150	1500	0,11	0,91		547
SD12	170	1500	0,11	1,03		542
SD13	**190**	**1500**	**0,11**	**1,15**		**556**
SD14	160	1000	0,09	1,78		548
SD15	160	1250	0,07	1,83		535
SD16	170	1250	0,07	1,94		537
SD17	180	1250	0,07	2,06		539
SD18	190	1250	0,07	2,17		541
EOS	170	1250	0,11	1,36	EOS	373
KONVANSİYONEL						295

Şekil 4.26'da ızgara tarama stratejisine göre aynı işleme parametresiyle imal edilmiş numunelerin mikro sertlik değerleri verilmiştir. Burada sertlik değerlerinin ızgara tarama stratejisindeki farklı parametrelerden fazla etkilenmediği ve numuneler arasındaki sertlik farklılıklarının az olduğu görülmektedir. Izgara tarama stratejisiyle üretilen numunelerde en düşük sertlik değeri **"SD10"** numune grubunda, en yüksek sertlik değeri ise **"SD13"** numune grubunda elde edilmiştir. Sertlik değerleri, bu tarama stratejisinde de, belirli bir enerji yoğunluğuna kadar artmış, daha sonra düşüş göstermiştir.



Şekil 4. 26. Izgara tarama göre mikro sertlik değerleri

Farklı işleme parametreleri ile ada ve ızgara tarama stratejisi ile üretilen numunelerin sertlik değerleri tam dolu ve geleneksel (konvansiyonel) yöntemler ile üretilen numunelerin sertlik değerlerinden büyüktür. Bu durum faz yapısı ile ilgilidir. Yüksek sinterleme sıcaklıklarında α+β faz yapısından β faz yapısına geçiş olur. Titanyum α fazından β fazına geçiş sıcaklığı 883°C'dir. α faz yapısının mikrosertlik değeri β fazından daha yüksektir (Song vd., 2012; Turhan 2015). Yüksek sıcaklıklarda yapıda daha az α fazı bulunduğundan dolayı mikrosertlik değeri düşmektedir. Ayrıca sertlik değerinin düşük olması numunelerin sınır çizgisi (kontur) yakma işlemi uygulanmamasına ve gözenekli yapılar nedeniyle sıcaklık gradyanlarının daha az meydana gelmesinin sonucu hızlı soğumaya bağlanabilir.

Mikrosertlik deneyi sonucu ada tarama stratejisi ile imal edilen numunelerden elde edilen en yüksek sertlik değeri 601HV'dir. Izgara tarama stratejisine göre imal edilen numunelerin en yüksek sertlik değeri 556HV'dir. Burada 45HV'lik farkın sebebi, ada tarama stratejisinde lazer sinterleme işlemi, katman satranç tablası benzeri kareler ile gerçekleşmesidir. Ayrıca ada tarama stratejisinde numunelerde sıcaklık gradyanlarının daha az meydana gelmesinin sonucu hızlı soğumaya bağlanabilir.

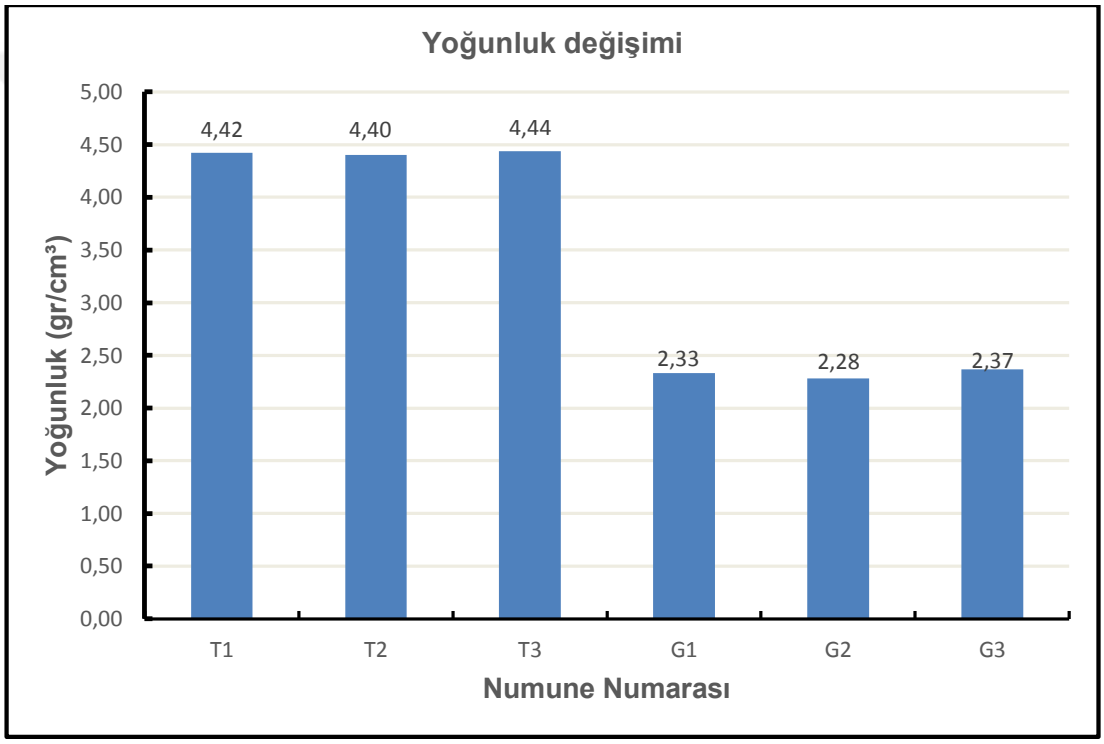
Geçişli gözenekli numuneler arasındaki mikro sertlik ölçüm farklılıkları; farklı tarama stratejisi ve imalat işleme parametrelerinden kaynaklanmaktadır. Enerji yoğunluğunun artması ile parça içerisinde gözenek yoğunluğunun azalmasıyla sertlik artmıştır. Ayrıca DMLS yöntemi ile imalat esnasında gözenekli yapılar nedeniyle sıcaklık gradyanlarının daha az meydana gelmesinin sonucu hızlı soğuma oluşmuştur.

4.3. Boyut ve Yoğunluk Değişimi

Helyum piknometrisi, Arşimet'in akışkan taşması prensibini ve Boyle Kanunu'nu kullanarak hacim ve gerçek yoğunluğu bulmayı amaçlar. Ölçümlerin doğruluğunun maksimum olması için taşan akışkan, en küçükleri dışındaki tüm gözeneklere girebilen bir tesirsiz gaz olmalıdır. Bu nedenle, ölçümler için küçük

atomik boyutları 0.25 nm çapındaki girinti ve gözeneklere yaklaşan helyum gazı uygun görülmektedir. Helyum'un ideal gaz olarak davranışları da tercih nedenidir.

Ti-6Al-4V metal toz malzemeden DMLS tezgâhı ile en uygun işleme parametresi ile (lazer gücü 170W, tarama hızı 1500 mm/sn, tarama mesafesi 0,07mm) imal edilmiş tam dolu ve geçişli gözenekli implantların yoğunluk değerleri helyum piknometre cihazı ile ölçülmüştür. Ölçülen yoğunluk değerleri Şekil 4.27'de verilmiştir.



Şekil 4. 27. Tam dolu ve geçişli gözenekli implantların yoğunluk değerleri

Çizelge 4.15'de geleneksel yöntem ile imal edilmiş Ti6Al4V, tam dolu ve geçişli gözenekli implant ve kemik yoğunluk değerleri verilmiştir. Burada DMLS yöntemi ile üretilen tam dolu implant yoğunluğu en yüksektir. Tam dolu implantın yoğunluğu 4,40 g/cm^3 ile 4,44 g/cm^3 arasında, gözenekli implantların yoğunluğu 2,28 g/cm^3 ile 2,37 g/cm^3 arasında bir değer ölçümüştür. Kafatası kemiğin yoğunluğu 2 g/cm^3 olduğu dikkate alındığında kemiğin yoğunluğuna yakın yoğunluk sonuçları elde edilmiştir. Tam dolu numunenin yoğunluğunun

kafatası kemik yoğunluğuna oranı 2,2 olmasına rağmen, gözenekli implantın yoğunluğu kafatası kemiği yoğunluğuna oranı 1,17'dır. Yoğunluuk oranı 2,2'den 1,17'e kadar düşürülmüştür. Bu durum gözenekli implantların yoğunluğunun kemik yoğunluğuna yakın bir değer olduğu sonucuna varılmıştır.

Çizelge 4. 15. DMLS ile imal edilmiş implantların ortalama ham yoğunluk değerleri

Yoğunluk	**Ti6Al 4V**	**Tam Dolu İmplant**	**Gözenekli İmplant**	**Kemik**
Ortalama Ham Yoğunluk (gr/cm^3)	4,41	4,42	2,33	2

4.4. Metalografik Özellikler

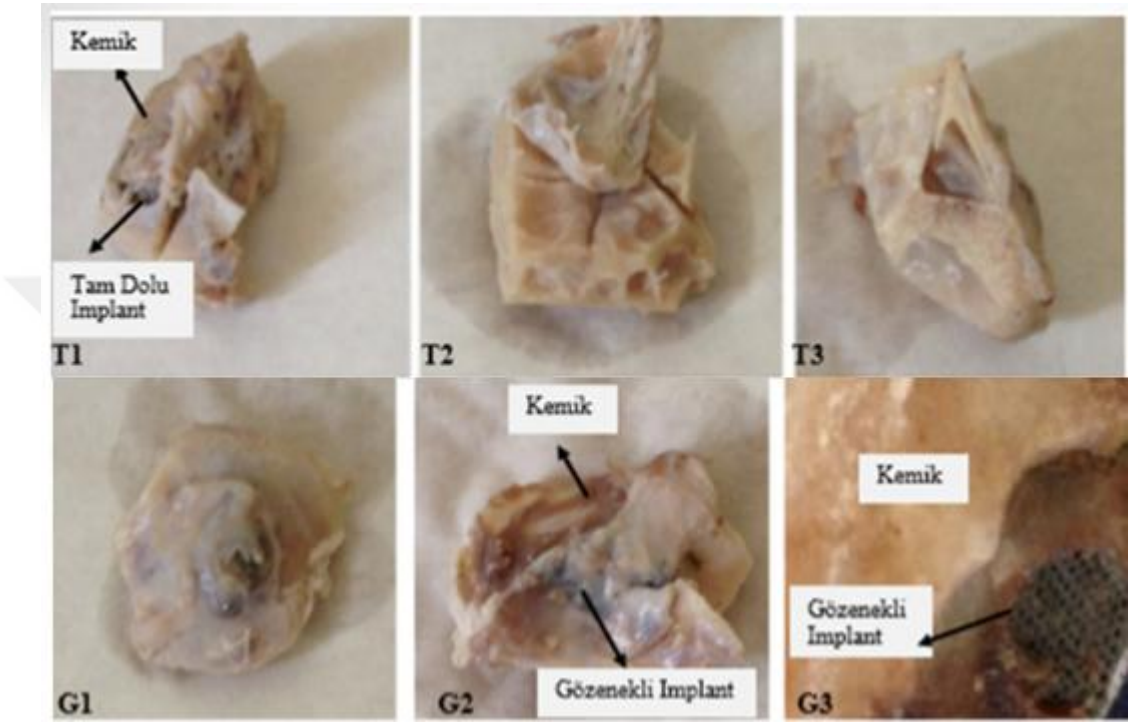
Deney hayvanına implantların takılması sonucunda; implant-kemik etkileşimi, kemik hücre gelişiminin (osseintegrasyon) hangi düzeyde etkilediğini gözlemlemek amacıyla incelemeler yapılmıştır. Bu bağlamda tarama elektron mikroskobu ile (TEM) tam dolu ve geçişli gözenekli implantların fotoğrafları çekilmiştir. Ayrıca farklı işleme parametreleri ile imal edilen numunelerin mikro yapıları incelenmiş, karşılaştırma yapmak üzere değerlendirilmiştir. İmplant – kemik TEM incelemesi ve mikro yapı incelemelerinden elde edilen bulgular da belirtilmiştir.

4.4.1. İmplant-Kemik SEM Analizi

Deney hayvanlarına tam dolu ve geçişli gözenekli implantlar cerrahi işlem ile takıldıktan sonra, 12 hafta osteointegrasyonun sağlanması için beklenmiştir. 12 haftanın bitiminde koyunlar implant-kemik doku gelişiminin incelenmesi için sacrifiye (öldürme) işlemi gerçekleştirilmiştir.

Kemik implant bütünleşmesinin sağlıklı incelenebilmesi için implantlar koyun kafataslarından çevresindeki bir miktar kemik doku ile birlikte çıkarılmıştır. Şekil

4.28'de kafatasından uygun boyutta sağlıklı kemik kalacak biçimde çıkarılmış kemik- implant görüntüsü verilmiştir. Burada en uygun işlem parametresi ile imal edilmiş tam dolu numuneler T1,T3 ile geçişli gözenekli implantlar G1,G2,G3 ile gösterilmiştir.

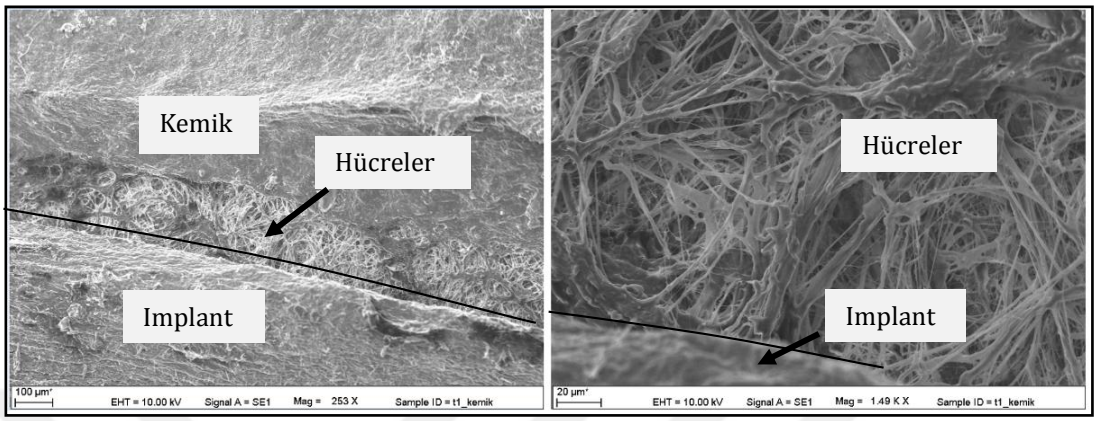


Şekil 4. 28. Kemik –implant segmenti görüntüsü

Elde edilen tam dolu ve geçişli gözenekli kemik-implant bütünleşik parçası Hacettepe Üniversitesi Jeoloji Anabilim Dalında (ABD) incelenmiştir. Parçalar Carl Zeiss firması EVO 50 Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) cihazı ile görüntüleri çekilmiştir. TEM analizleri, hızlanan voltaj elektron ışını için 3-5 kV, iyon ışını için 10 kV ayarında yapılmıştır. Kemik-implant bütünleşik parçalar TEM altında materyal biyouyumluluğu kriteri, yeni kemik oluşturma potansiyeli ve rezorbe olabilme durumu yönünden değerlendirilmiştir.

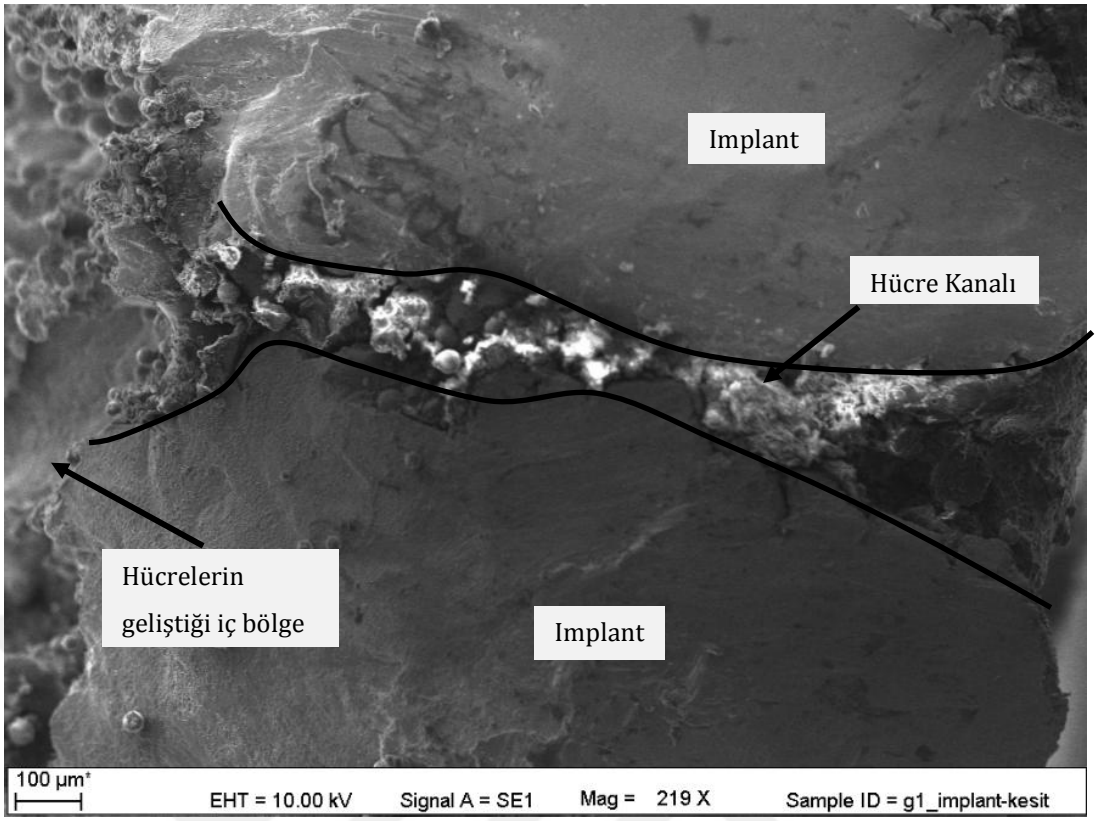
Şekil 4.29'da gösterildiği gibi tam dolu implantların (T1,T2,T3) yüzeyinde hücrelerin yoğunlaştığı görülmektedir. İmplant tam dolu olması nedeniyle yeni oluşan kemik hücreleri implanta daha yoğun yapışma ve implantı daha sıkı

kavrama özelliğine sahip olamamıştır. Bundan dolayı implant ile kemik arasındaki osseointegrasyon gözenekli implanta göre daha az durumdadır. İmplantın kanallı yapıya sahip olması kemik implant arasındaki bağı artırmıştır.



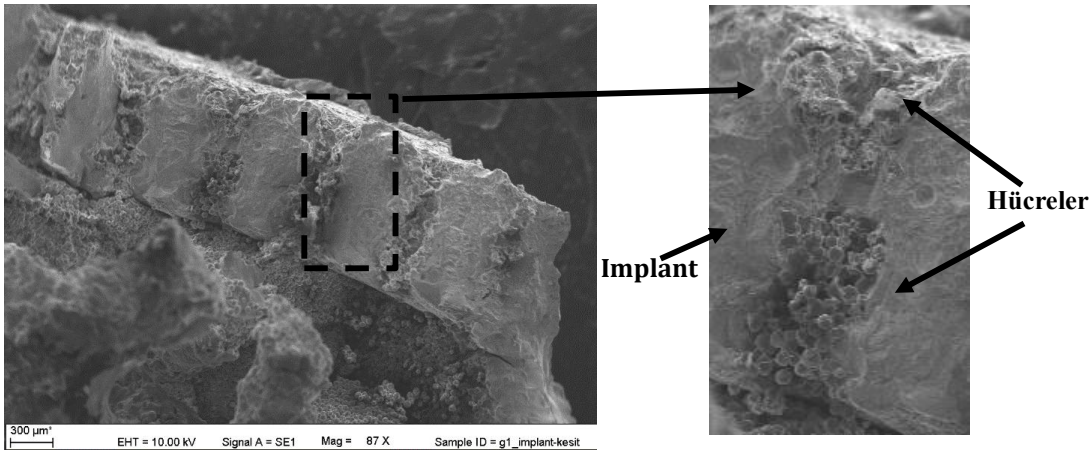
Şekil 4. 29. Tam dolu implant-kemik birleşim yerleri gösterimi

Geçişli gözenekli implantlarda, tam dolu implantlardan farklı olarak kemik-implant ara yüzeyinde doku gelişimine izin veren bir dış yüzey oluşturulmuştur. İmplantın dış yüzeyindeki yarım küresel ve eliptik boşluklar sayesinde osteoblast hücrelerinin gözenek aralarına kadar ilerlediği görülmüştür (Şekil 4.30). Merkeze doğru gittikçe gözeneklerin büyüdüğü iç bölge vardır. Bu bölgede hücrelerin içeride rahatça canlı kaldığı tespit edilmiştir. Ayrıca geçişli gözeneklilik sayesinde implant hafifletilmiştir.

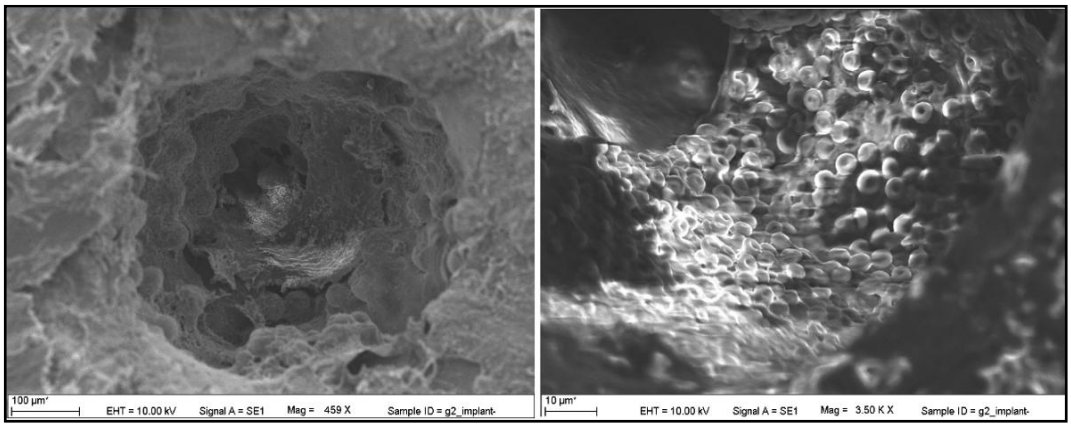


Şekil 4. 30. Geçişli gözenekli implantın dış yüzeyinde hücre gelişim kanalı

Şekil 4.31'de hücre gelişim kanalı büyütülmüş olarak gösterilmiştir. Ayrıca implant içindeki ve çevresindeki hücreler, hidroksiapatit kristalleri oluşturduğu ve örümcek ağı gibi implantı saran görüntüler elde edilmiştir. Ayrıca Ti6Al4V metal toz malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebildiği ve vücutla uyuşabildiği görülmüştür. İmplant-kemik arasında dokuların normal fonksiyonda olduğu ve iltihaplanma oluşmadığı görülmüştür (Şekil 4.32).



Şekil 4. 31. Geçişli gözenekli implant yarım küresel yapı doku gelişim gösterimi



Şekil 4. 32. Geçişli gözenekli implant içerisindeki hücrelerin görüntüsü

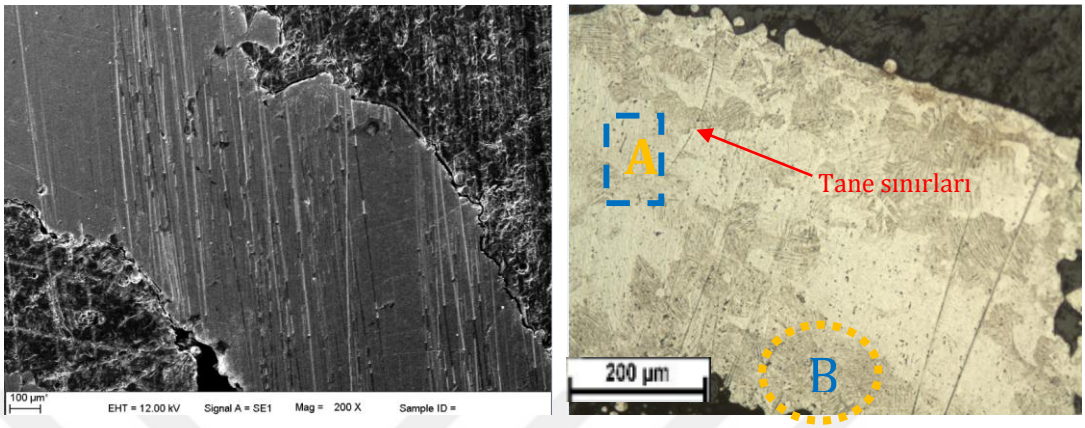
4.4.2. Mikro Yapı ve Optik Mikroskop İncelemeleri

Farklı işleme parametreleri ile eklemeli imalat ile imal edilen Ti6Al4V alaşımlarının zımparalama, parlatma ve dağlama işlemlerinden sonra mikro yapı analizlerinde, gözenek dağılımı ve büyüklüğü, α/β dönüşüm miktarı incelenmiştir. Ayrıca EDX elemental analiz yapılmıştır.

Mikro yapı analizlerinde, mikro yapıyı belirleyen kullanılan malzemenin alaşım kompozisyonu ve oranı, bu malzeme üzerine uygulanan termo mekanik işlem ve ısıl işlem uygulamalarıdır. Ti6Al4V alaşımında Ti ve Al elementleri hegzagonal kristal yapısına α fazı yapısında ve V elementi hacim merkezli kristal yapıya sahip β faz yapısındadır. Ti6Al4V alaşımı oda sıcaklığında α+β faz yapısındadır, 980 ^{0}C'den sonra faz yapısı β'ya dönüşmektedir. Bu alaşıma uygulanan lazer sinterleme işleminde lazer yüksek enerjisinden dolayı ve sinterleme işleminden sonra hızlı soğumadan dolayı martenzit mikro yapı elde edilir (Turhan, 2015).

Şekil 4.33'de Ti-6Al- 4V alaşımın mikro yapı enine kesit görüntüsünde eş eksenli taneler görülmekte ve imalat yönteminden kaynaklı gözenekler görülmektedir. Titanyum alaşımlarında hekzagonal α fazı bcc β fazına dönüşümü (β dönüşüm sıcaklığı) soğuma oranına bağlı olarak martenzit olarak meydana gelebilir. β dönüşüm sıcaklığı hızlı soğumayla olursa, β fazı α' ne martenzit olarak dönüşebilir. Daha yavaş soğumayla, Widmanstatten α fazına dönüşebilir (Lütjeri

and Williams, 2007). Ti-6Al-4V alaşımında, arzu edilen α/β dönüşüm yapının oldukça elverişli bir şekilde oluştuğu görülmektedir. B bölgelerinde dönüşmüş β fazı, A bölgelerinde ise eş eksenli α fazının oluşumu yoğunlaşmıştır.



(a) (b)

Şekil 4. 33. Ti-6Al-4V alaşımı mikro yapı a) KRZ gözenek modelin iç kenar TEM görüntüsü, b) Ti6Al4V alaşımın faz yapısı görüntüsü 100 Büyütme

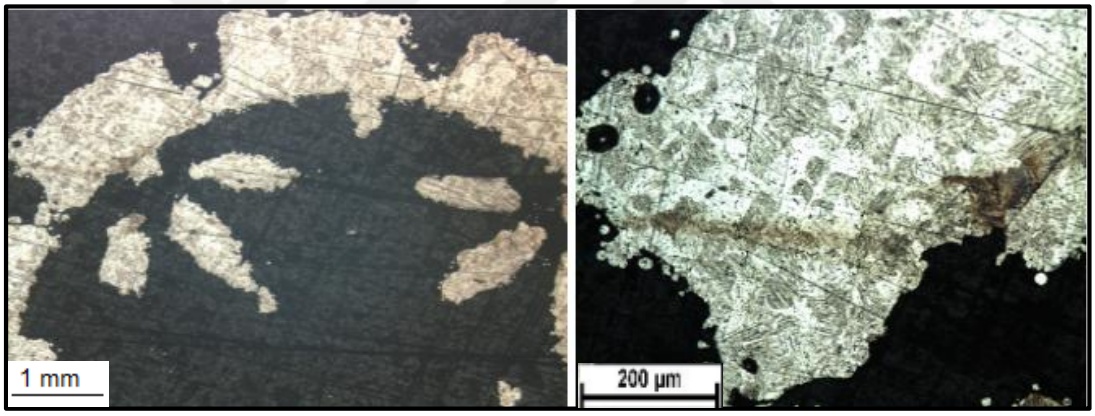
Farklı işleme parametresi ile imal edilmiş Ti6Al4V metal toz malzemenin mikro yapıları tarama stratejisine göre ada ve ızgara tarama olarak iki başlık altında incelenmiştir. Elde edilen bulgular şekilsel olarak verilmiştir.

Ada Tarama

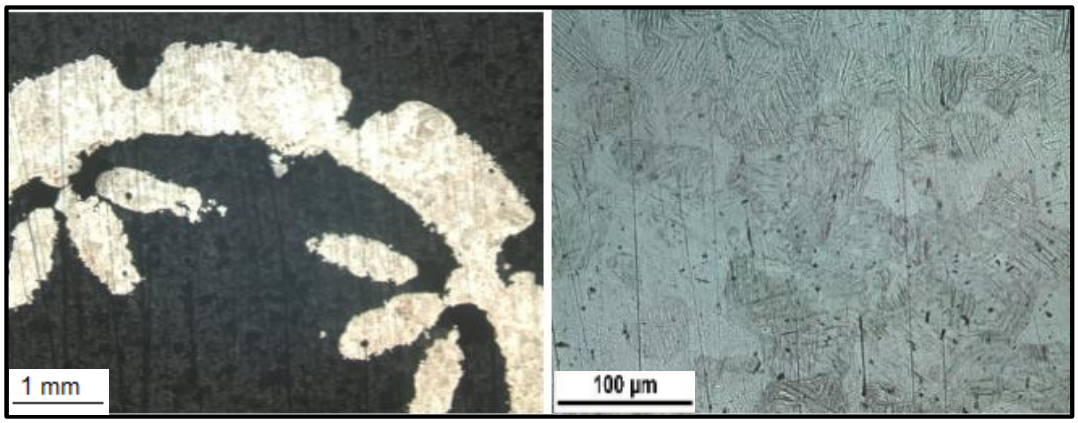
Çizelge 4.16'da gösterildiği gibi farklı işleme parametreleri ile DMLS tezgâhı ile imal edilen numunelerin mikro yapı görüntüleri (Şekil 4.34 - Şekil 4.43)'de verilmiştir.

Çizelge 4. 16. Mikro yapı incelemeleri için ada taramaya göre farklı işleme parametreleri

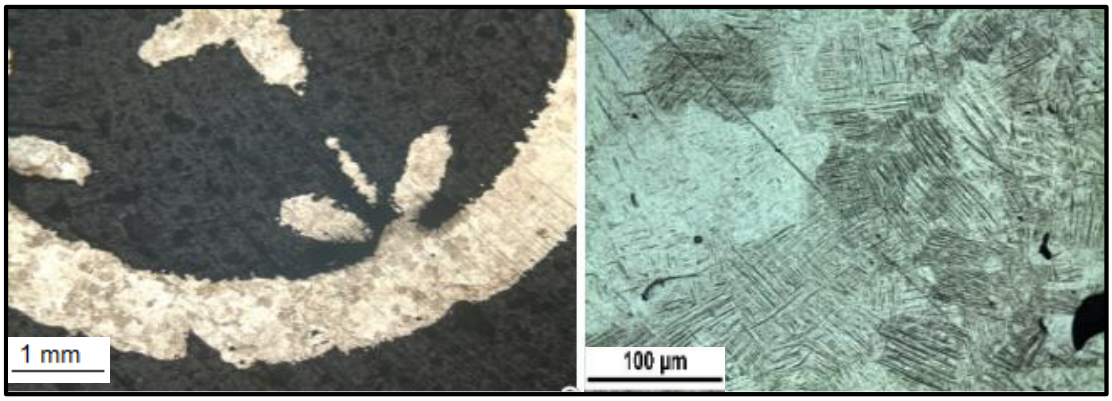
Numuneler	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J)	Tarama Stratejisi
SM1	160	1500	0,11	0,97	ADA TARAMA
SM2	180	1500	0,11	1,09	
SM3	140	1000	0,09	1,56	
SM4	140	1250	0,07	1,60	
SM5	150	1000	0,09	1,67	
SM6	150	1250	0,07	1,71	
SM7	170	1000	0,09	1,89	
SM8	180	1000	0,09	2	
SM9	190	1000	0,09	2,11	
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS



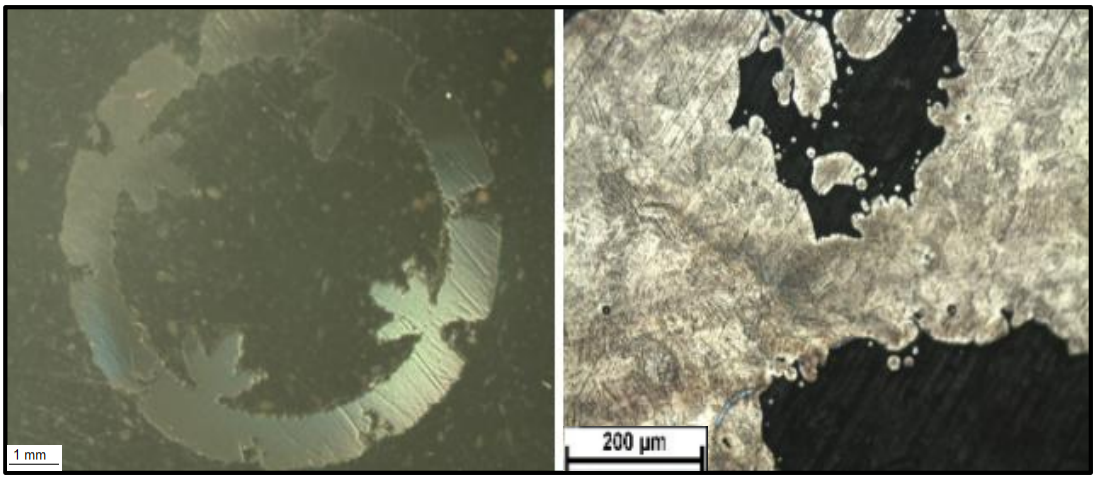
Şekil 4. 34. SM1 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



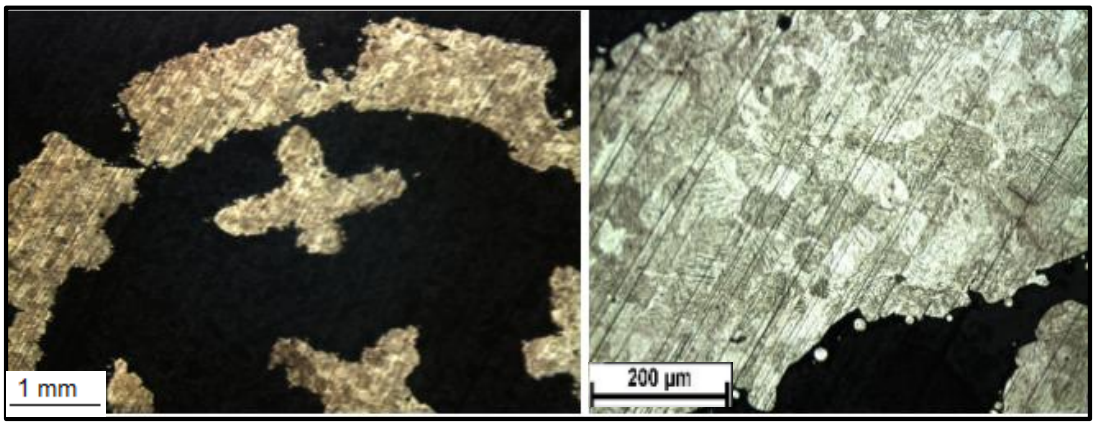
Şekil 4. 35. SM2 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



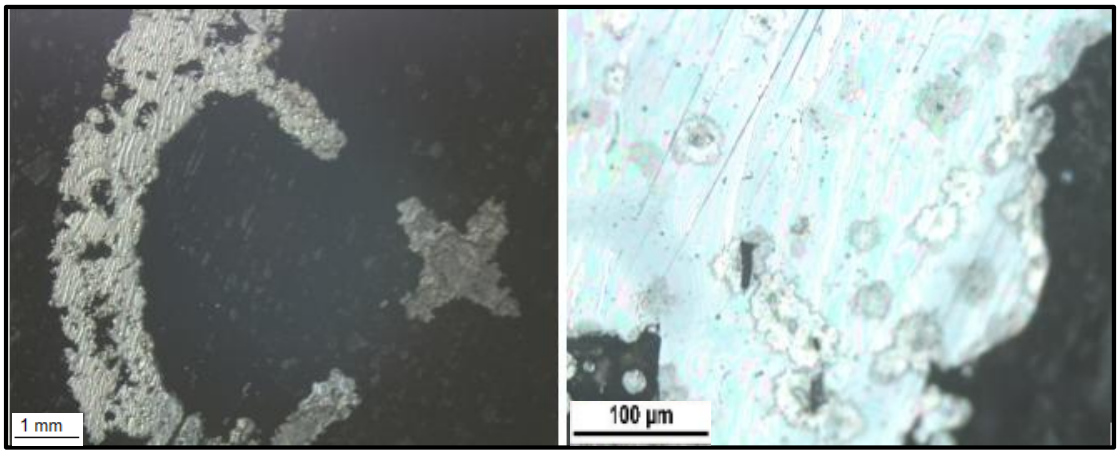
Şekil 4. 36. SM3 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



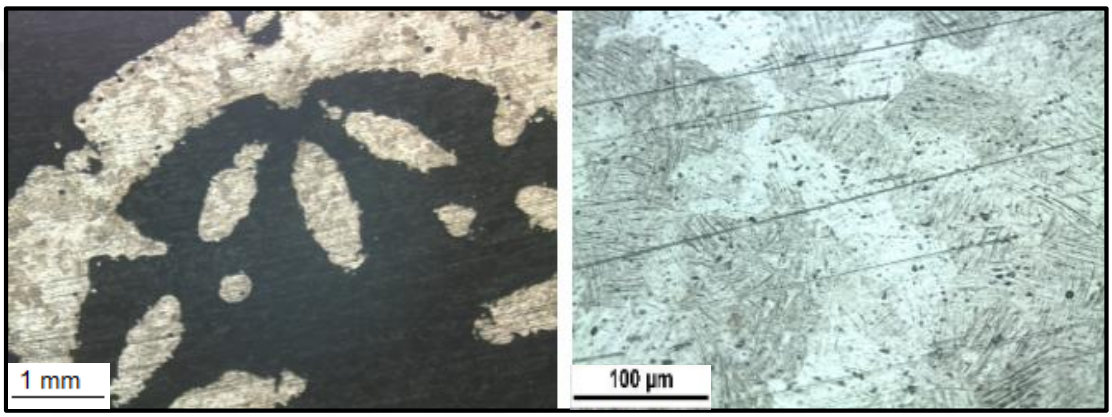
Şekil 4. 37. SM4 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



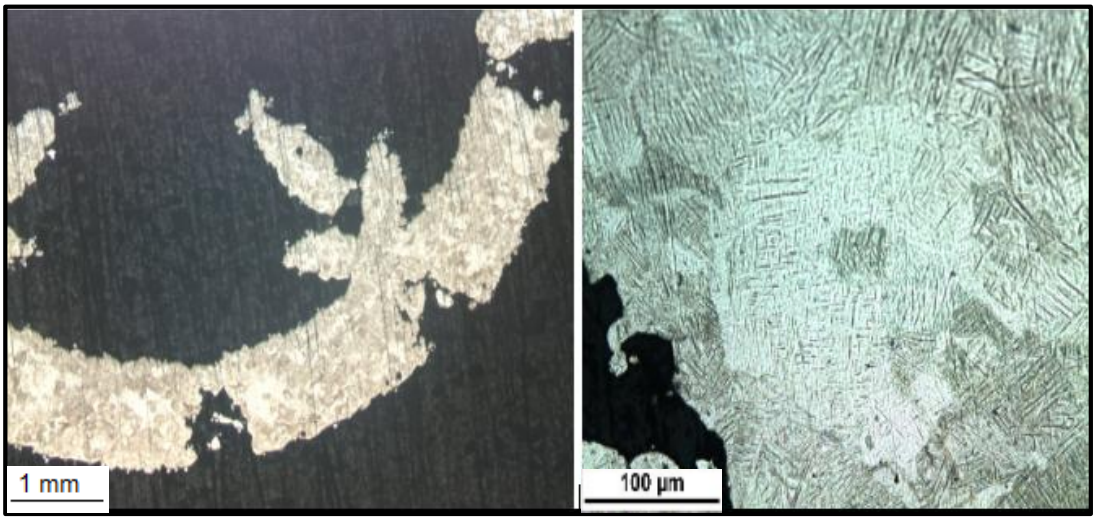
Şekil 4. 38. SM5 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



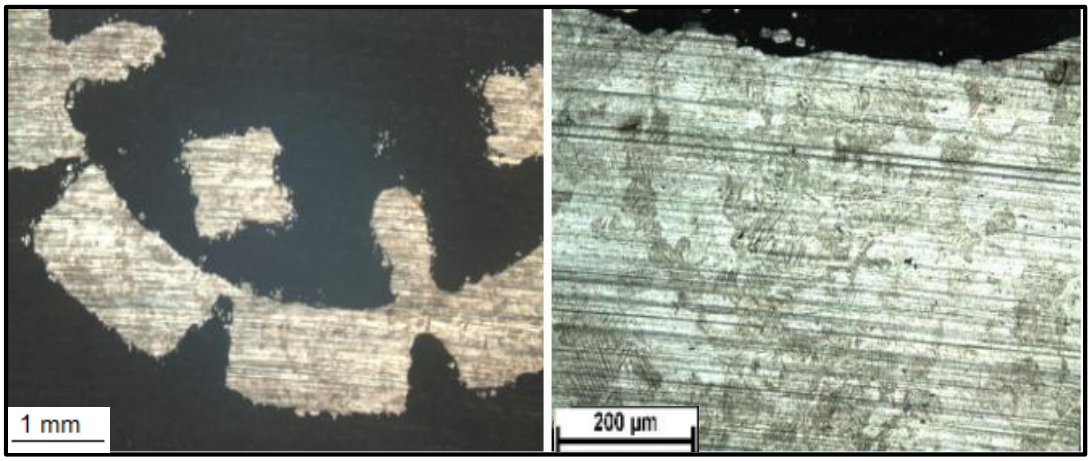
Şekil 4. 39. SM6 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



Şekil 4. 40. SM7 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü

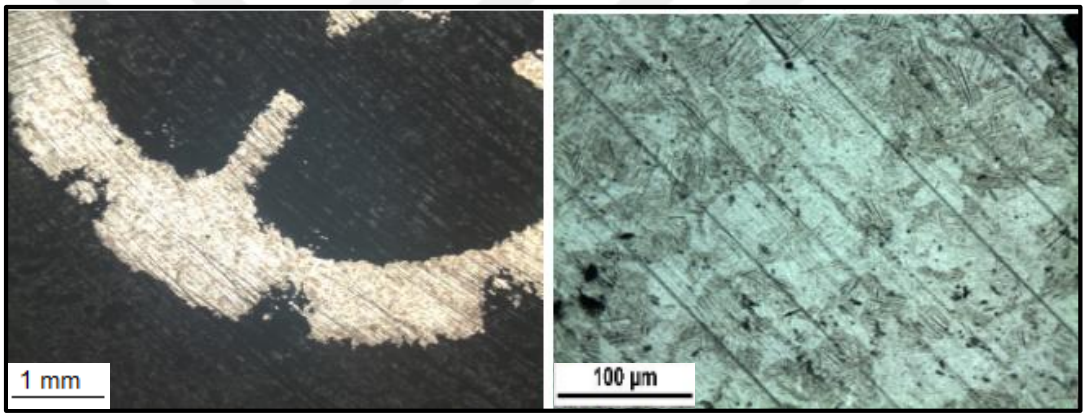


Şekil 4. 41. SM8 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



Şekil 4. 42. SM9 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü

EOS firması parametreli ile imal edilmiş numunenin mikro yapı görüntüleri Şekil 4.44'de verilmiştir.



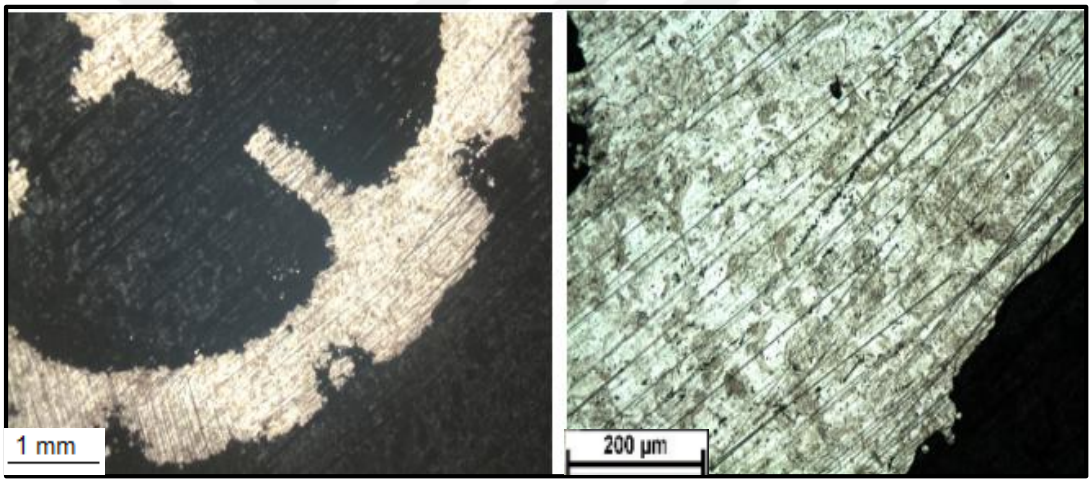
Şekil 4. 43. EOS numunenin mikro yapı görüntüsü

Izgara Tarama

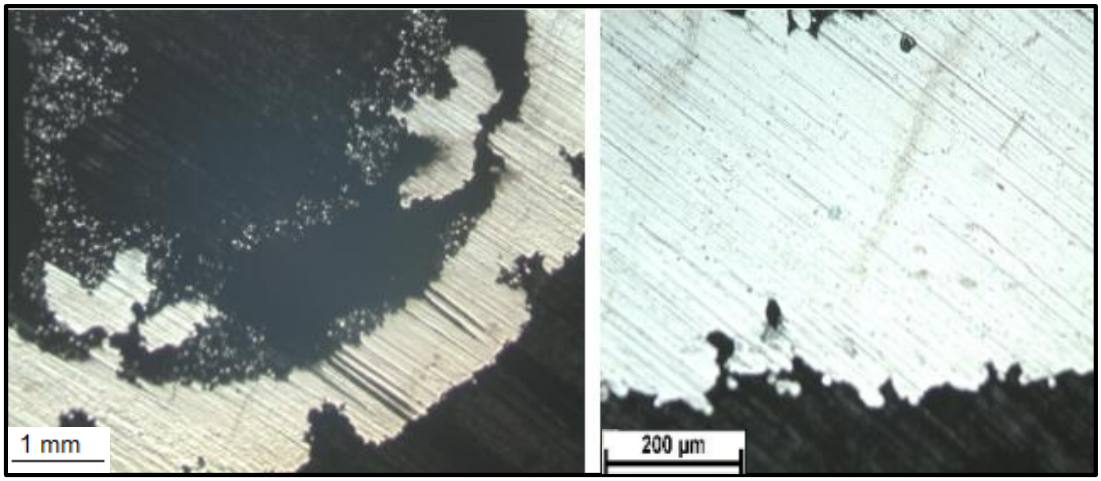
Çizelge 4.17'de gösterildiği gibi farklı işleme parametreleri ile DMLS tezgâhı ile imal edilen numunelerin mikro yapı görüntüleri (Şekil 4.43 - Şekil 4.52)'de verilmiştir.

Çizelge 4. 17. Mikro yapı incelemeleri için ızgara taramaya göre farklı işleme parametreleri

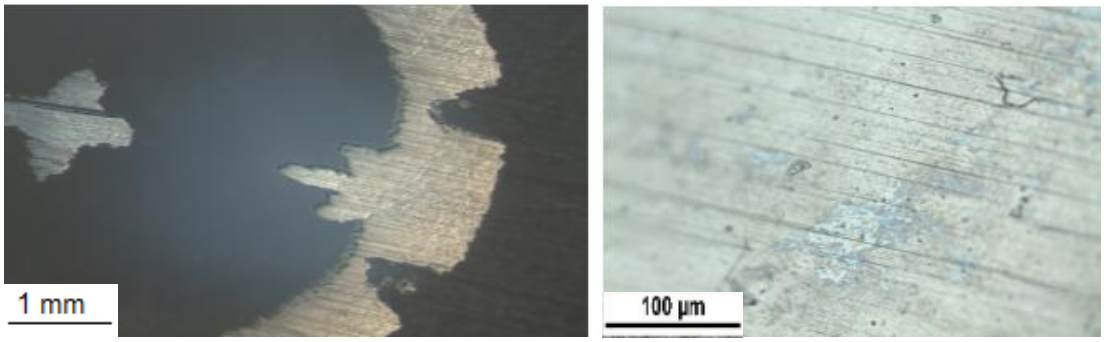
Numuneler	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J)	Tarama Stratejisi
SM10	140	1500	0,11	0,85	IZGARA TARAMA
SM11	150	1500	0,11	0,91	
SM12	170	1500	0,11	1,03	
SM13	190	1500	0,11	1,15	
SM14	160	1000	0,09	1,78	
SM15	160	1250	0,07	1,83	
SM16	170	1250	0,07	1,94	
SM17	180	1250	0,07	2,06	
SM18	190	1250	0,07	2,17	
EOS	170	1250	0,1	1,36	EOS



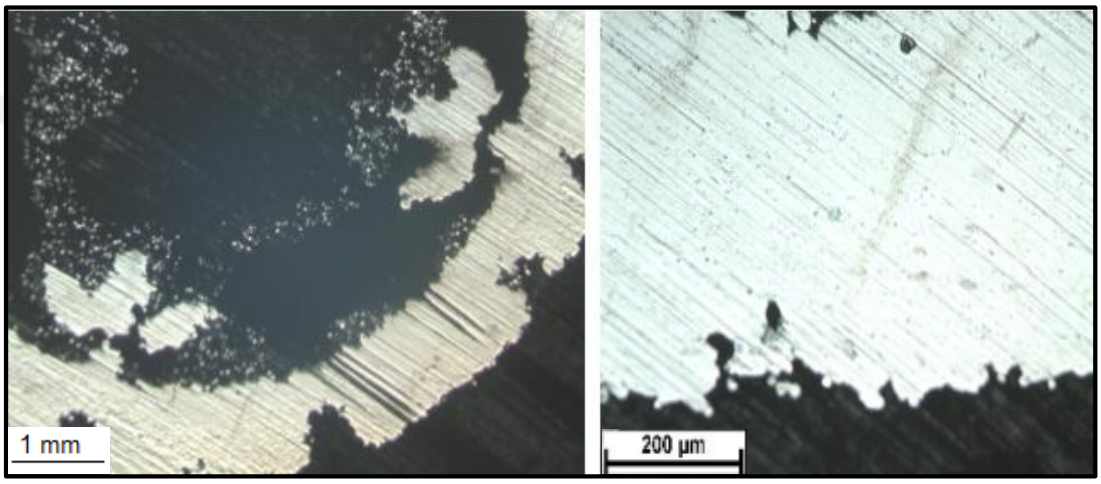
Şekil 4. 44. SM10 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



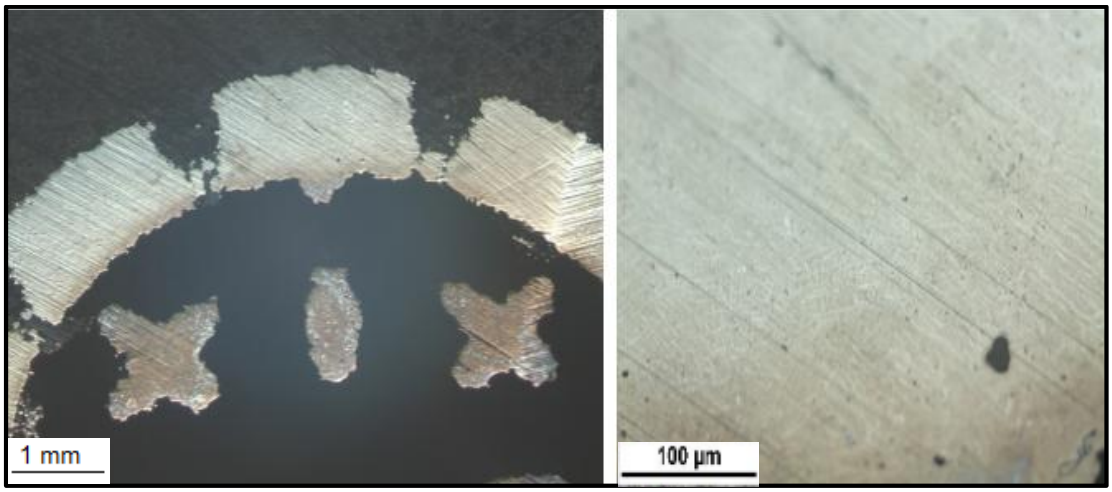
Şekil 4. 45. SM11 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



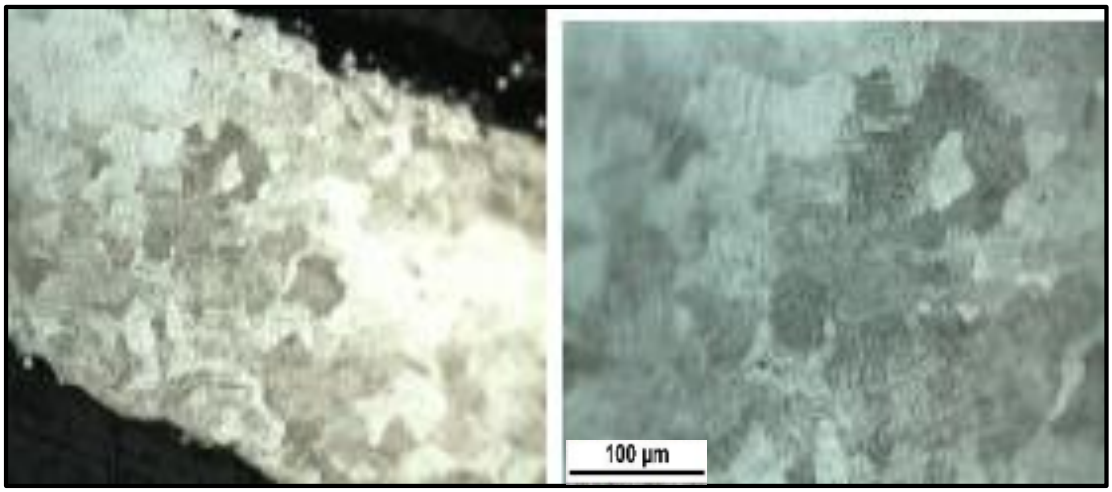
Şekil 4. 46. SM12 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



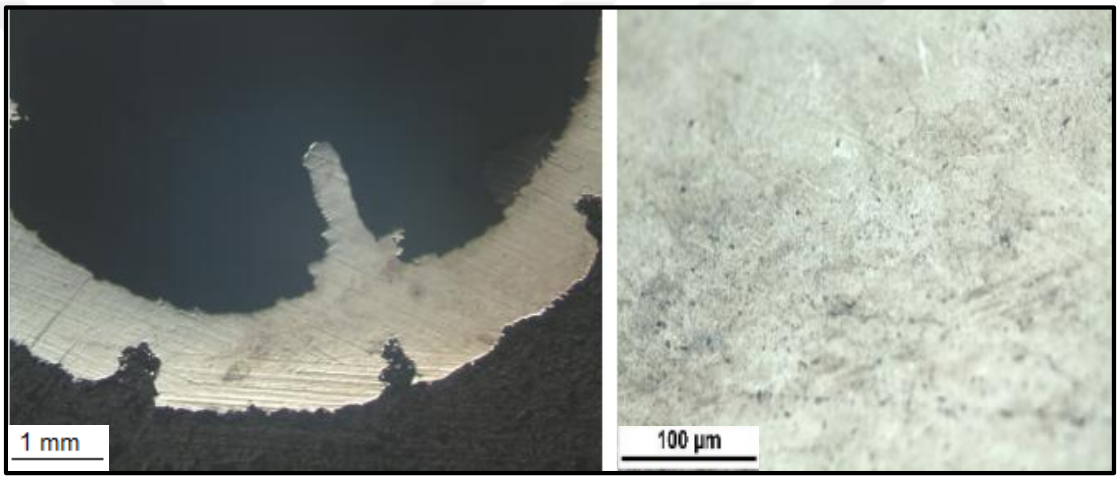
Şekil 4. 47. SM13 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



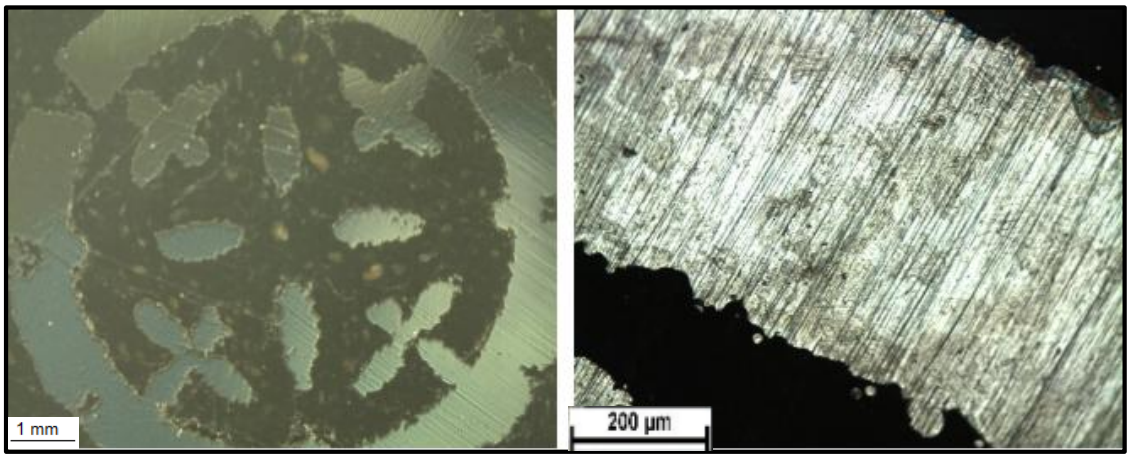
Şekil 4. 48. SM14 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



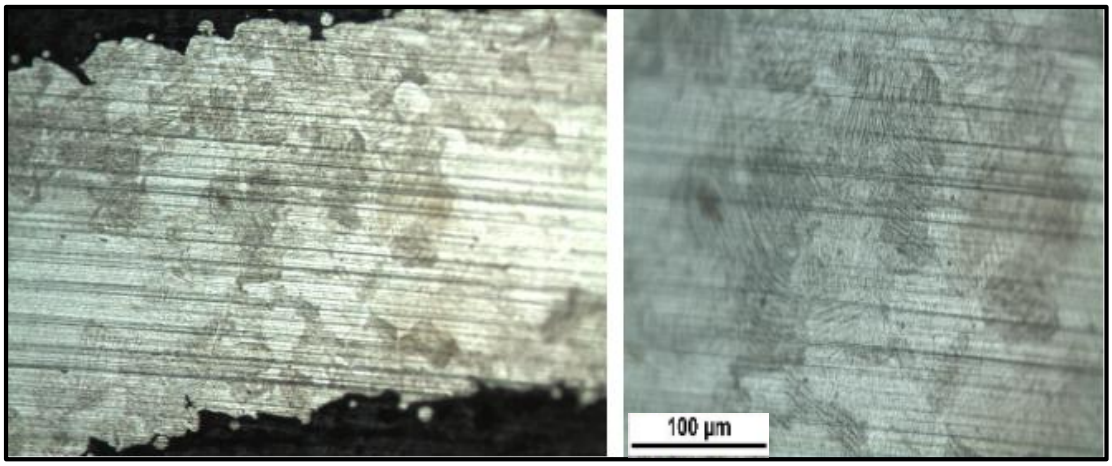
Şekil 4. 49. SM15 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



Şekil 4. 50. SM16 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü



Şekil 4. 51. SM17 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü

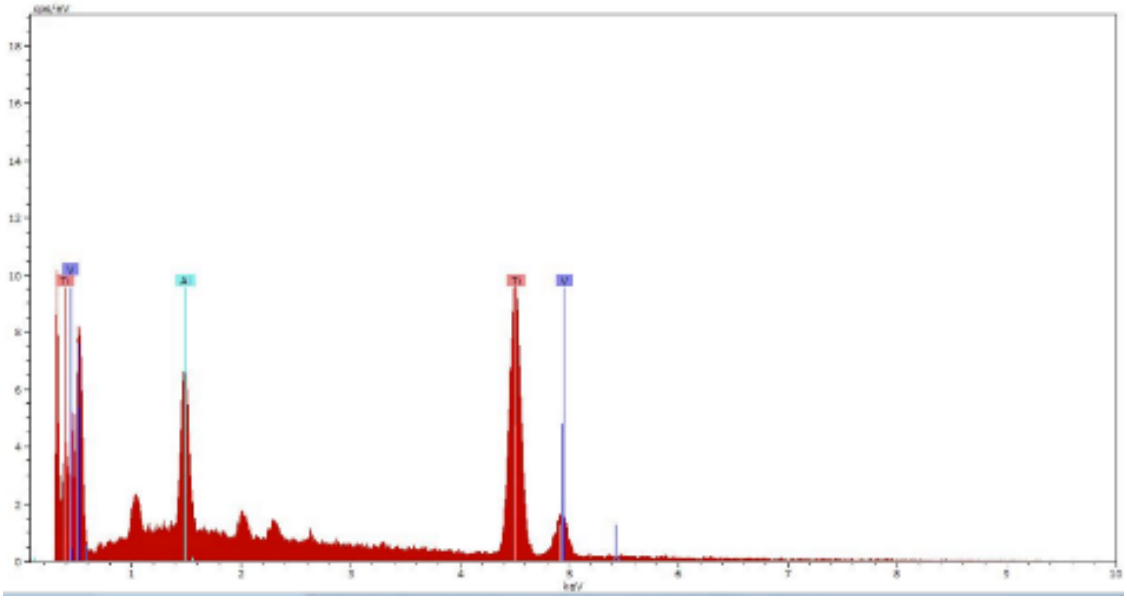


Şekil 4. 52. SM18 nolu numunenin mikro yapı görüntüsü

Ada ve Izgara tarama stratejisine göre numunelerin mikro yapıları incelendiğinde "SM4, SM22, SM23, SM24, SM25" numunelerinde mikro yapılarında α fazından β fazına dönüşüm ve tane sınırları görüntüleri elde edilmemiştir. Bunun nedeni farklı işleme parametreleri ile imal edilmiş Ti6Al4V metal toz malzemenin mikro yapı görüntüleri farklılık göstermektedir. Optik mikroskop ile çekilmiş görüntüler incelendiğinde numuneler arasındaki farklılıklar, farklı tarama stratejisi ve imalat işleme parametrelerinden kaynaklanmaktadır.

DMLS imalat yöntemiyle Ti6Al4V toz malzemenin sinterleme işleminde malzemenin hızlı soğumasından kaynaklı beta faz yapısı martenzik yapıya dönüşmesiyle sonuçlanmaktadır(Becker vd. 2015).

EDS analizinde elementlerin yapı içerisinde dağılımları ile belirlenmektedir. Ti-6Al-4V alaşımının homojen olduğu Şekil 4.53'de verilen EDS analizlerinde görülmektedir. EDS analizlerinde elementlerin yapı içerisinde dağılımları ile belirlenmiştir. EDX analizinde % 5,41 alüminyum, % 3.2 vanadyum ve %91.39 titanyum elementi bulunmaktadır. Bu değerler EOS firmasından tedarik edilen Ti6Al4V toz alaşımı için verilen yüzde elementel değerler ile uyuşmaktadır.



Şekil 4. 53. Ti-6Al-4V alaşımı parlatılmış yüzeylerde EDS analizi

5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Bu çalışmanın amacı mühendislik ve sağlık bilimleri alanlarında her türlü insan ve hayvan uygulamalarında kullanılabilen geçişli gözenekli implant ile ilgilidir. Çalışmada tasarlanan implant modeli geçişli gözenekli olup, özgünlüğü; dış kısımdan içeriye doğru (insanın kortikal kemik) geometrik yapısına uygun olarak gittikçe büyüyen geçişli gözenekli şekilde olmasıdır. İmplantın dış bölge yarım küresel geometriye sahip mikro gözenekli (700 μm), hücre gelişim kanalları (200 μm) dış bölgeden oluşturulmuştur. İç bölge, iç bölgenin dışardan merkeze doğru gözenekleri sürekli büyüyen (geçişli gözenekli) boşluklu yapı elde edilmiştir (200-1000 μm). Bu özellik ile güçlü entegrasyon, hafifletme, toz sarfiyatını azaltma sağlanmıştır.

İnsan kemiklerindeki gözeneklerin boyutları, 100 ile 500 μm aralığında değişmektedir (Pasinli ve Aksoy, 2010). (Petrovic vd., 2012; Hayashi vd., 2005; Heinl vd., 2008) yapmış oldukları çalışmalarda, mevcut gözenekli malzemeler ve canlı dokuların bütünsel gözlemleri sonucunda, kemiğin büyümesi için gözenek boyutunun 300-700 μm arasındaki bir değerin en uygun bir değer olduğu söylenmiştir. Çalışmada kemik büyümesi için seçilen gözenek değeri (200 μm) ile implant kemik arasında güçlü uzun ömürlü bir bağ kurması sağlanmıştır. Seçilen gözenek değeri literatürde tavsiye edilen değer aralıklarındadır.

Geçişli gözenekli implant ile kemik-implant ara yüzünde güçlü bir bağ kurulması sağlanmıştır. Bu nedenle canlıya takılan geçişli gözenekli implantlar revize süresini uzatacaktır. Bu tür geçişli gözenekli implantların eklemeli imalat yöntemi dışında başka bir yöntemle imalatı yapılamamaktadır. Hızla gelişim gösteren eklemeli imalat yöntemi bu tür karmaşık yapılı tasarımların imal edilebilirliğini mümkün kılmaktadır(Al-Ahmari vd.,2015).

Beyin sinir cerrahisi uygulamalarında kusurlu bölgeye takılan tam dolu kafatası implantın hem ağırlığı yüksektir hem de sünekliliği düşüktür. Tam dolu implantın yerine tasarlanan “Oktogonal, KRZ, FEM, Bal peteği” gözenek yapısına sahip numunelerin hafifletme oranı %48,57, %45,23, %37,29 ve %50,48 elde

edilmiştir. Kemiğe en uygun geçişli gözenek modelini belirlemek için, sonlu elemanlar analizi ve çekme testleri yapılmıştır. Yapılan analiz ve test sonuçları ile ara kesit alan görüntüleri, gerilme-birim şekil değişimi diyagramları ve elastisite modülleri belirlenmiştir. Elde edilen bu verilere göre gözenekli numune geometri seçiminde uzman görüşü yöntemiyle parametre ağırlık oranları karşılaştırılması yapılmıştır. Hesaplama sonucunda gerçek kemiğe en yakın gözenek modelin "KRZ" olduğu sonucuna varılmıştır. . Bu ise, belirlenen gözenek modelin ve oranının kemik implantasyonu için kabul edilebilir olduğu ve stantard implantlara göre düşük elastisite modülüne sahip olmasından dolayı implant uygulamalarında tercih edilebilir olduğu kanaatine varılmıştır.

En uygun gözenekli modeli belirleme çalışması sonucunda elde edilen "KRZ" modeli kullanılarak imal edilen çekme, basma ve çentik darbe numunelerinin mekanik deneyleri yapılmıştır. Geleneksel yöntemler ile üretilen numunelerin ASTM standartları mevcut olduğundan mekanik test yapılmasına ihtiyaç duyulmamıştır.

Genel olarak geçişli gözenekli numunelerin çekme, basma dayanımı ve darbe enerjisi tam dolu ve geleneksel (konvansiyonel) numunelerin değerinden küçük olduğu tespit edilmiştir. Çekme ve basma dayanım değerlerinin düşük olmasının sebebi farklı işleme parametreleri ile imal edilen numunelerde çok az ya da hiç plastik deformasyona uğramadan ve kesitinde incelme (boyun verme) olmadan aniden kırılmasıdır. Geçişli gözenekli numunelerde akma olmadığından lokal gerilmeler kopma gerilmesine kadar yükselmiştir. Gözenekler çentik etkisi ile tüm parçanın ani kırılmasına sebep olmuştur. Ayrıca ızgara tarama stratejisi ile ada tarama stratejisinde dayanım değeri farklılığı, tarama yolu olarak hem x hem de y yönünde yakma işlemine bağlanabilir. Ayrıca en önemli etkenin birim elemanları üzerinde oluşan çentik faktörünün etkisidir.

Sünek malzemelerin darbe testi genellikle dayanım yığılmalarını belli bir bölgede yoğunlaştırmak için çentikli numuneler üzerinde yapılır. Çalışmadaki darbe numuneleri de çentikli olarak imal edilmiştir. Ancak hafifletilmiş geçişli gözeneğe sahip numunelerin iç bölgesindeki karmaşık geometrilerde de dayanım

yığılmaları oluştuğundan dolayı, tüm gözenekli numunelerin darbe enerjileri, tam dolu numunelerin darbe enerjilerinin ortalama %58,4'ü kadardır. Geçişli gözenekli numuneler arasındaki darbe enerjisi değerleri farklılıkları; farklı tarama stratejisi ve imalat işleme parametrelerinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca DMLS yöntemi ile imalat esnasında kullanılan yüksek güçlü lazer ışınlarından dolayı ortaya çıkan yüksek sıcaklıklar, malzeme içerisinde sıcaklık gradyanlarının meydana gelmesine yol açmaktadır. Oluşan sıcaklık gradyanları da malzemelerde kalıcı gerilmeler oluşmasına olanak sağlamaktadır.

Geçişli gözenekli numunelerin sertlik değerleri tam dolu ve geleneksel (konvansiyonel) yöntemler ile üretilen numunelerin sertlik değerlerinden büyük olduğu belirlenmiştir. Geçişli gözenekli numunelerin sertlik değeri etkisi, numune sınır çizgisi (kontur) yakma işlemi uygulanmamasına ve gözenekli yapılar nedeniyle sıcaklık gradyanlarının daha az meydana gelmesinin sonucu göreceli olarak hızlı soğumaya bağlanabilir. Ayrıca geçişli gözenekli modellerin mikroyapılarına bağlı olarak sertlik değerleri değişmiştir. Mikroyapı analizlerinde, Ti6Al4V alaşımında Ti ve Al elementleri hegzagonal kristal yapıya sahip α fazı yapısında ve V elementi hacim merkezli kristal yapıya sahip β faz yapısındadır. Ti6Al4V alaşımı oda sıcaklığında α+β faz yapısındadır. 980 ^{0}C'den sonra faz yapısı β'ya dönüşmektedir. Bu alaşıma uygulanan lazer sinterleme işleminde lazer yüksek enerjisinden dolayı ve sinterleme işleminden sonra hızlı soğumadan dolayı martenzit yapı oluştuğundan sertlik değeri artar.

Mekanik test sonuçları incelendiğinde geçişli gözenekli numunelerin çekme dayanım değerleri 151MPa ile 346 MPa arasında değişmektedir. Çekme dayanımı ortalaması ada tarama için 276 MPa, ızgara tarama için 262 MPa'dır. Çalışmada elde edilen değerler ile literatürde yapılan çalışmalar karşılaştırılmıştır. Buna göre, ASTM F1108 standardlara göre geleneksel yöntem ile imal edilmiş Ti6Al4V metal toz malzemenin çekme dayanımı 860 MPa, elastisite modülü 114 GPa'dır. ARCAM firması Elektron Beam Melting (EBM) ile üretilen Ti6Al4V metal toz malzemenin çekme dayanımı 950-990 MPa, elastisite modülü 120 GPa'dır. EOS firmasının ürettiği Ti6Al4V metal toz malzemenin çekme dayanımı 1100 MPa, elastisite modülü 110 GPa'dır. Murr vd., (2009) ve Puebla vd., (2012) yapmış

oldukları çalışmalarda tam dolu ve gözenekli numune çekme dayanımını 650-1200 MPa tespit etmişlerdir. (Dobrzanski vd.,2015) yapmış olduğu çalışmada birim hücrelerin 0^0 ,45^0x, 45^0y yerleşimi yapmıştır. 250µm ve 350µm gözenek değerlerinde çekme dayanımı 11MPa-19MPa arasında bir değer elde etmiştir. Bu değer ile kemiğin trebekular 13 MPa değerine yaklaşmıştır. Bu çalışmada numunelerin dış kısmı kortikal kemiğe, iç kısım ise geçişli gözenekli yapı sayesinde trebekular kemiğe benzetilmiştir. En uygun işleme parametresi ile elde edilen çekme dayanımı 345 MPa'dır. Bu değer kortikal kemiğin çekme dayanımı 178 MPa değerinden 167 MPa daha yüksektir. Geçişli gözenekli implant ile kemiğe en yakın elastisite modül ile birlikte kabul edilebilir çekme dayanımı elde edilmiştir.

Geçişli gözenekli numunelerin basma dayanımları ise 145 ile 252 MPa değişmektedir. Basma dayanımı ortalaması ada tarama için 211 MPa, ızgara tarama için 209 MPa'dır. Wang vd., (2013) yapmış olduğu çalışmada 100-200 µm ve 350-450µm gözenekli Ti6Al4V numunelerde basma dayanımı; 132-470 MPa ile 94-417 MPa arasında bir değer tespit etmiştir. Reig vd., (2013) çalışmasında Ti6Al4V metal toz malzemenin gözenekli oranı %40 olduğunda basma dayanımı 51-255 MPa arasında tespit etmiştir. (Weisman vd., 2016)'a göre, birim hücre gözenek modeli ile üç türlü gözenek (kübik, piramit ve kıvrımlı) tasarlamıştır. Elde edilen hafifletme oranları %43-%80 arasındadır. Bu gözenek yoğunluğunda basma deneyi yapılmıştır. Deney sonucunda elde edilen basma dayanım değerleri 215 MPa ile 402 MPa arasındadır. Çalışmada elde edilen basma dayanım değerleri 145 ile 252 MPa arasındadır. Tam dolu ve gözenekli implantların imalatında çekme deneyinde elde edilen en yüksek dayanım değeri işleme parametreleri kullanılmıştır. Buna göre çekme dayanım işleme parametrelerine göre elde edilen basma dayanımı 218 MPa'dır. Bu değer literatürde elde edilen değerler arasındadır. Kemiğin kortikal kemiği basma dayanımı 190MPa'dır. Geçişli gözenekli implantların basma dayanım olarak tercih edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır.

Geçişli gözenekli numunelerin darbe enerjileri 9,35 J ile 15,61 J arasında değişmektedir. Darbe enerjisi ortalaması ada tarama için 10 J, ızgara tarama için 12 J'dür. Darbe deneyi sonucuna göre ortalama darbe enerjisi ızgara tarama 2 J daha iyidir. Tam dolu bir numunenin kırılabilmesi için yutacağı enerji, gözenekli bir numuneden daha fazladır. Bu sebeple darbe deneyinde tamdolu numunelerin darbe direnci 22 J, gözenekli numunelerin darbe dirençlerinden 6,39 J daha büyüktür. ASTM Grade 5 Ti6Al4V döküm yöntemiyle imal edilmiş numunenin darbe enerjisi 17 J'dur. ARCAM ile EOS firmasının ürettiği Ti6Al4V metal toz malzemenin darbe enerjisi 21J ve 22J'dur. (Yasa ve Kruth, 2010) yaptığı çalışmada SLM yöntemiyle Ti6Al4V metal toz malzemenin darbe enerjisini 11,5 J değerindedir. Geçişli gözenekli numunelerin darbe enerjileri değerleri literatürde elde edilen değerler arasındadır. Kortikal kemiğin darbe enerjisi 1J'dür. Geçişli gözenekli numunelerin darbe enerjisi olarak tercih edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır.

Geçişli gözenekli numunelerin mikro sertlik değerleri 373 HV ile 601 HV arasındadır. Mikro sertlik ölçüm değerleri incelendiğinde ortalama sertlik değerleri ada tarama için 564 HV, ızgara tarama için 542 HV'dir. Mikro sertlik ölçüm değerlerinde ada tarama strajesinde elde edilen sertlik değerleri ızgara tarama stratejsine göre 22 HV daha yüksektir.

Foat vd. (2009), prostetik ayak kenarlarında çok sık kullanılan Ti-6Al-4V alaşımların 375±15.2 HV mikro sertlik değeri tespit etmişlerdir. Turhan (2015) çalışmasında 0.95, 1.6, 2, 2.36, 2.57J enerji değerlerinde elde ettiği sertlik değerleri 363, 369, 422, 417 ve 415 HV'dir. ARCAM ve EOS firmasının ürettiği Ti6Al4V metal toz malzemenin sertlik değerleri, 327 HV ve 335 HV'dir.

Çalışma mekanik özellikler açısından literatür ile benzerlik göstermektedir. Sonuçlar irdelendiğinde, çekme yüklerine maruz uygulamalarda istenilen bir maksimum dayanımda geçişli gözenekli parça üretmek için gereken süreç parametreleri; lazer gücü 170 W, tarama hızı 1250 mm/sn, tarama mesafesi 0,07 mm değerleri sonucunda enerji yoğunluğu 1,94 J/mm^2 olup tarama stratejisi

ızgara tarama olarak tespit edilmiştir. Basma yüklerine maruz uygulamalarda istenilen bir basma dayanımda geçişli gözenekli parça üretmek için gereken süreç parametre; lazer gücü 160 W, tarama hızı 1000 mm/sn, tarama mesafesi 0,09 mm, değerleri sonucunda enerji yoğunluğu 1,78 J/mm^2 olup, tarama stratejisi ızgara tarama olarak tespit edilmiştir. Darbe yüklerine maruz uygulamalarda istenilen bir darbe dayanımda geçişli gözenekli parça üretmek için gereken süreç parametre; lazer gücü 170 W, tarama hızı 1250 mm/sn, tarama mesafesi 0,07 mm, değerleri sonucunda enerji yoğunluğu 1,94 J/mm^2 olup, tarama stratejisi ızgara tarama olarak tespit edilmiştir. İstenilen bir sertlikte geçişli gözenekli parça üretmek için gereken süreç parametre; lazer gücü 150 W, tarama hızı 1250 mm/sn, tarama mesafesi 0,07 mm, değerleri sonucunda enerji yoğunluğu 1,71 J/mm^2 olup, tarama stratejisi ada tarama olarak tespit edilmiştir.

Mekanik deneyler sonucunda en uygun işleme parametresi ile imal edilen tam dolu ve geçişli gözenekli implantların metalografik özellikler incelenmiş olup, literatür ile uyuşmaktadır. Elde edilen kemik-implant segmentlerin Taramalı Elektron Mikroskobu altında (TEM) altında materyal biyouyumluluk kriteri, yeni kemik oluşturma potansiyeli ve rezorbe olabilme durumu yönünden değerlendirilmiştir. Tam dolu implanta göre gözenekli impantlı örneğin osteoblast hücrelerinin gözenek aralarına kadar ilerleyerek hidroksiapatit kirastalleri oluşturduğu ve örümcek ağı gibi implantı sardığı görülmüştür. (Barbas vd., 2012; Petrovic vd., 2012; Xu-Bin S vd., 2012) yapmış oldukları çalışmada yeterince bağ kuracak yüzeyin oluşmaması (gözeneksizlik) sebebiyle ortaya çıkan gerilme kalkanını ortadan kaldırmak için gözenekli implant kullanılması önermektedirler. Palmquist vd. (2012) yapmış olduğu çalışmada EBM yöntemiyle tam dolu ve gözenekli implant imal etmiştir. İmplantları deney hayvanı koyuna implantasyonu yapıldıktan sonra 6 ay boyunca kemik doku gelişimini incelemiştir. 6 ay sonunda tam dolu implanta göre gözenekli implantta yüksek derecede osseintegrasyon elde edilmiştir.

Damborenea vd., (2015) yaptığı çalışmada, DMLS işleme yoluyla Ti6Al4V malzemesi için mikro yapı analizleri çalışmamıza benzer sonuçları içermektedir. (Damborenea vd. 2015). Farklı işleme parametreleri ile DMLS yöntemiyle imal

edilen Ti6Al4V alaşımlarının mikroyapı analizlerinde, gözenek dağılımı ve büyüklüğü, α/β dönüşüm miktarı ve Widmanstatten yapının oluşup oluşmadığı incelenmiştir. Gözeneklerin daha çok küresel durumda olduğu görülmekte olup, diğer alaşımlara nispeten daha az gözenek oluşumundan dolayı elde edilen dayanım değerleri ile uyum sağlamaktadır.

En uygun işleme parametresi ile (lazer gücü 170W, tarama hızı 1250 mm/sn, tarama mesafesi 0,07mm) imal edilen tam dolu implantların görününen yoğunluk 4,40 g/cm^3 ve 4,44 g/cm^3 değerleri arasında değişmektedir. Geçişli gözenekli implantların ise yoğunluk 2,28 g/cm^3 ve 2,37 g/cm^3 değerlerindedir. Gözenekli implantın yoğunluğu ise kemiğin yoğunluğu ile hemen hemen aynıdır.

Sonuç olarak insan ve hayvanlarda kullanılacak geçişli gözenekli implantların kemik dokusuna benzer geometriye sahip olacak şekilde tasarlanmış ve imal edilmiştir. Dış yüzey kontrollü gözenek sayesinde kemik-implant arasında güçlü bir bağ oluşması sağlanmıştır. Orta ve iç kısım geçişli gözenek sayesinde implant hafifletilmiştir. Geçişli gözenek modelin kemiğe göre mekanik özelliklerin düşmemesi, aksine daha da artması gibi olumlu sonuçlar elde edilmiştir.

Öneriler

DMLS ile üretilen Ti6Al4V metal toz malzemenin mekanik özelliklerinin incelendiği bu çalışma konusu ile ilgili ileride yapılabilecek çalışmalar aşağıda maddeler halinde belirtilmiştir:

- DMLS yöntemi ile daha geniş gözenek oranı ve malzeme görünen yoğunluk aralığı elde etmek için, farklı tarama stratejileri, katman kalınlıkları ve/veya farklı toz tanecik boyutlarında imalat denenmeli ve optimize edilmelidir. Bu amaçla Topology Optimizasyon yapılması uygun olacaktır.
- DMLS yönteminde inşa yönü, tarama deseni, tabla sıcaklığı gibi diğer işleme parametrelerinin imal edilecek parçaların mekanik özelliklerine etkisi araştırılabilir ve belirtilen parametreler bulanık mantık modeli giriş

parametrelerine eklenerek daha geniş yelpazede giriş parametresi ile tahminde bulunulabilir. Böylece belirtilen parametreleri değerlendiren farklı araştırmalar için imkân sağlanabilir.

- Tasarlanan implantların yorulma ve darbe sönümleme (dinamik özellikler) özellikleri analiz ve test edilebilir.
- Bu çalışma, her ne kadar kafatası implantı üzerinden yürütülmüş olsa da, elde edilecek sonuçlar diğer ortopedik implantların (kalça, diz, çene vb.) imalatında gerçekleştirilebilir. Deney hayvanına implantasyonu yapılarak kemik gelişimi gözlemlenebilir.

6. KAYNAKLAR

Adapınar, B., Ozkan, R., Kaya, T., 1997. Temel Radyoloji Tekniği. Nobel Tıp Kitapları, 489s.

Akdogan, G., 1998. Ti-6Al-4V Alaşımının Biyokorozyon ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması. Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara.

Al-Ahmari, A., Nasr, E.A., Uddin, M., Kamrani, A.,2015. Patient specific mandibular implant for maxillofacial surgery using additive manufacturing.

Altuğ T., Taşkın E.İ., Bayrak İ., Güler Z., Karaca Ç., Uğurlu S., 2004. Deney Hayvanları Ders Notu. İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, Deney Hayvanları Üretim ve Araştırma Labaratuarı, İSTANBUL.

AMazing, 2014. Erişim Tarihi: 10.08.2014, http://additivemanufacturing.com

Annual Book of ASTM Standards, 2004. Medical Devices and Services; American Society for Testing & Materials: West Conshohocken, PA, USA, Volume 13.01.

ASM International. Biomaterials in Orthopaedic Surgery, 2009. Erişim Tarihi: 23.12.2012,http://www.asminternational.org/content/ASM/StoreFiles/05233G_Sample_Chapter.pdf,

Aung SC, Tan BK, Foo CL, Lee ST., 1999. Selective laser sintering: application of a rapid prototyping method in craniomaxillofacial reconstructive surgery. Ann Acad MEd Singapore, 28,739.

Ayhan, H., Biyomalzemeler. Bilim ve Teknik, Erişim Tarihi:22.11.2016, https://issuu.com/sci-tech/docs/biyomalzemeler

Balla V.K., Martinez S. vd., 2011. Quasi-static Torsional Deformation Behavior of Porous Ti6Al4V alloy, Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. Jul 20; 31(5): 945–949.

Barbas, A., Bonnet, A.S., Pesci, R., Dubois, G., 2012. Development and mechanical characterization of porous titanium bone substitutes. Journal Of Mechanical Behaviour Biomedical Materials, 44,9-34.

Becker, T.H., Beck, M., Scheffer, C., 2015. Microsrtucture And Mechanical Properties Of Direct Metal Laser Sintering Ti6Al4V. South African Journal Of Industrial Engineering. 26, 1-10.

Bernard, G.W., 1991. Healing and repair of osseous defects. Dent. Clin. North. Am. 35, 469-477.

Bouxsein, M.L., 2003. Bone quality: where do we go from here?. Osteoporos Int,14,1,18-27.

Bouxsein M.L., In: Marcus, R., Feldman, D., Kelsey, J., 2001. Biomechanics of age-related fractures., Osteoporosis, Academic Pres, San Diego,2,1, 509-31.

Bougherara, H., Mahboob, Z., Miric, M. and Youssef, M., 2009. Finite Element Investigation Of Hybrid And Conventional Knee Implants, Computer Science Journals, 257-266.

Büyükakyüz, N., Darwish, A., 2009. İmplant Cerrahisini Kısıtlayan Durumlar ve Cerrahi Komplikasyonlar, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 43, 1-2, 1-6, İSTANBUL.

Can, A. Ç.,Malzeme Bilgisi (Ders Notları).239s.

Companelli vd., 2014. Manufacturing and Characterization of Ti6Al4V Lattice Components Manufactured by Selective Laser Melting, Materials, 7, 4804-4822.

Carr, B.C. and Goswami, T., 2008. Knee Implants-Review Of Models and Biomechanics, Materials and Design, 261-306.

Chatterjee, N., Kumar, S., Saha, P., Mishra, P.K., Choudhury, A.R., 2003. An experimental design approach to selective laser sintering of low carbon steel. Department of Mechanical Engineering, Indian Institute of Technology.

Cheng A. vd., 2014. Additively Manufactured 3D Porous Tİ–6Al–4V Constructs Mimic Trabecular Bone Structure and Regulate Osteoblast Proliferation, Differentiation and Local Factor Production İn a Porosity and Surface Roughness Dependent Manner, Biofabrication.

Chua, C.K., Teh, S.H. and Gay, R.K., 1999. Rapid Prototyping Versus Virtual Prototyping İn Product Design And Manufacturing, Int. J. Adv. Manuf. Technol., 15, 597–603.

Cluett, J., Custom Total Knee Replacement, Orthopedics, Erişim Tarihi: 11.07.2011,http://orthopedics.about.com/od/hipkneeimplants/p/custom.htm

Completo, A., Talaia, P., Fonseca, F., Simões, J.A., 2009. Relationship Of Design Features Of Stemmed Tibial Knee Prosthesis With Stress Shielding And End- Of-Stem Pain. Materials and Design, 30,1391-1397.

Cornelius, C.S., Gibson, D.A., 1999. Low-Cost Supersonic Missile Inlet Fabrication Technique. IEEE, 0-7803-5489-3/99.

Cunningham, B., 2006. Breast cancer diagnosis and prognosis in augmented women- Discussion. Plastic Reconstructive Surgery, 118(3), 594–595.

Currey, J.D, 1998. The Mechanical Adaptations of Bones,Princeton University Press. United States of America.

CustomPartNet, Inc., 2008. Erişim Tarihi: 20.03.2014, http://www.custompartnet.com/wu/additive-fabrication

Czernuszka, J., 1996. Biomaterials under the microscope. Materials World,4, 452-53.

Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., Duysak, A., 2013. Hızlı Prototipleme Teknolojileri ve Uygulama Alanları. Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, Sayı 31, Ağustos 2013, sayfa 53-69.

Çılbır, H.Ö., Karaca, İ., Sabuncuoğlu, B., Akbay, C., 1999. Demineralize kemik tozunun kemik iyileşmesi üzerindeki etkilerinin deneysel olarak incelenmesi. C.Ü. Diş Hekimliği Fak. Derg. 2, 117-121.

Çimenoğlu H., Kayalı E.S., Şener C., vd., 2008. İmplant malzemesi olarak kullanılan titanyum ve alaşımlarının yüzey özelliklerinin ileri tekniklerle geliştirilmesi ve ülke koşullarında ekonomik ve kalite üretim parametrelerinin incelenmesi. 105M062 Nolu Tubitak Projesi, İSTANBUL.

Çolak, H. 2009. Kemik Kırık İyileşmesinde Dolichousnea Longissima Articus (Ach.) Liken Türünden Elde Edilen Usnik Asidin Etkilerinin İncelenmesi Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi, Uzmanlık Tezi, Erzurum.

David, L.B., Joseph, J.B.J., Ming, C.L. and David, W.R., 2009. A brief history of additive manufacturing and the 2009 roadmap for additive manufacturing: looking back and looking ahead", US-TURKEY Workshop On Rapid Technologies, September 24, 5-1,

Dobrzański L.A., Dobrzańska-Danikiewicz A.D., Achtelik-Franczak A., Dobrzański, L.B. , 2015. Comparative analysis of mechanical properties of scaffolds sintered from Ti and Ti6Al4V powders, Archives of Materials Science and Engineering 73/2 69-81.

Dong X.N., Guo X.E., 2004. The dependence of transversely isotropic elasticity of human femoral cortical bone on porosity, Journal of Biomechanics, 37, 8, 1281–1287.

Dudek, A., Wlodarczyk, R., 2013. Effect of sintering atmosphere on properties of porous stainless steel for biomedical applications, Materials Science and Engineering, C33, 434–439.

Duman, B., 2016. Seçmeli Lazer Ergitme İle Metal Parça İmalatında Tarama Yolu Belirleme ve Eniyileme. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 156s, ISPARTA.

Erdal, M., Dağ, S., Jande, Y., M.C., Tekin, 2010. Manufacturing of Functionally Graded Porous Products by Selective Laser Sintering. Materials Science Forum, 631-632, 253-258, Switzerland.

Erten, M., Yağmur, L., 1997. Hızlı Prototip Üretim Teknolojileri. Makine ve Metal Dergisi, 76-97, İstanbul.

Fındık, F., 2008. Selection of Materials and Applications, Sakarya Publications, Sakarya.

Foat F., Siva W.J., Garcia R. C.M., Curry A., 2009. Microstructural characterization of Ni-Cr-Mo-Ti and Ti-6Al-4V alloys used in prosthetic abutments, Rev. odonto ciênc, 24(4),401-405.

Francesco, G.M., Cirotti, B., Sammons, R.L., Mangano, C., 2012. Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: a case report, Lasers Med Sci, 27, 1241–1245.

Gatto A., Bortolini S., Iuliano L., 2011. Characterisation of Selective Laser Sintered Implant Alloys: Ti6Al4V and Co-Cr-Mo. In: 20th CIRP Design Conference, Nantes (FRA), 19-21 Apr. 2010. 729-736

Giannatsis, J., Dedoussis, V., 2009. Additive fabrication technologies applied to medicine and health care : a review. İnternational Journal Additive Manufacturing Technologies, 40:116-127

Gong H., Rafi K., Starr T., Stucker B., 2012. Effect Of Defects On Fatigue Tests Of As-Built Ti-6al-4v Parts Fabricated By Selectıve Laser Melting, Solid FreeForm Fabrication Symposium, The University of Texas at Austin, 499-506.

Gökçek, E.I., 2003. Ortopedik İmplant Ve Protez Tasarımı İçin Biyomalzemelerin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması, (Yüksek Lisans Tezi), Zonguldak Karaelmas Üniversitesi FBE.

Gümüşderelioğlu, M., Biyomalzemeler. Bilim ve Teknik, Erişim tarihi: 06.12.2016, http://www.bilimteknik.tubitak.gov.tr/system/files/biyomalzemeler.pdf

Gür A.K., Taşkın, M., 2004. Metalik Biyomalzemeler ve Biyouyum, Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları,106-113.

Hammer J., T., 2012. Plastic Deformation and Ductile Fracture of Ti-6Al-4V under Various Loading Conditions, (Master's Thesis), The Ohio State University, Mechanical Engineering.

Harrysson, O.L.A., Cansızoglu, Ö., Marcellin-Little, D.J., Cormier, D.R., West, II H.A., 2008. Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials

and mechanical properties using electron beam melting technology, Materials Science and Engineering, C28, 366–373.

Hayashi, T., Maekawa, K., Tamura, M., Hanyu, K., 2005. Selective Laser Sintering Method Using Titanium Powder Sheet Toward Fabrication of Porous Bone Substitutes, JSME International Journal, A48, 4, 369-375.

Heinl, P., Müller, L., Körner, C., Singer, R., Müller, F.A., 2008. Cellular Ti–6Al–4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting, Acta Biomaterialia, 4, 1536–1544.

Hooreweder B., V., Moens D., Boonen R., Kruth J.P., Sas P., 2012. Analysis of Fracture Toughness and Crack Propagation of Ti6Al4V Produced by Selective Laser Melting, Advanced Engineering Materials, 14,92-97.

Hulisioğlu, B., 2006. Bilgisayar Ortamında Kemik Mikro Yapısının Modellenmesi ve Analizi (Yüksek Lisans Tezi), Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.

Jepsen K. J, Davy D.T, 1997. J Biomechanics.;30:891

Jun, Y., Choi, K., 2010. Design of patient-specific hip implants based on the 3D geometry of the human femur, Advances in Engineering Software, 41, 537–547.

Kayacan, M.Y., 2015. Mandibular Kemiğinin 3 Boyutlu Doğrudan Üretimi İçin, Tasarımda Kullanılan Kompleks Kafes Yapıların Topolojik Optimizasyonlarının İncelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 156s, ISPARTA.

Kayalı, E.S., Ensarı, C., Dikeç, F., 1990. Metalik Malzemelerin Mekanik Deneyleri, İ.T.Ü. Kimya-Metalurji Fakültesi, İstanbul.

Kochan, D., Kai, C.C., Zhaohui, D., 1999. Rapid prototyping issues in the 21st century. Computers in Industry, 39, 3–10.

Köse K.Ç., vd. 2007. Orta yaş popülasyonda hareketli Taşıyıcı (Mobile-bearing) total diz artroplastisi olgularının kısa-orta dönem klinik sonuçları, Düzce Tıp Fakültesi Dergisi, 31-37.

Kruth, J.P., Mercelis, P., Vaerenbergh, J.V., Froyen, L., Rombouts, M.,2005. Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Melting, Rapid Prototyping Journal, 11, 1, 26-36.

Kumar, S., 2010. Selective Laser Sintering: Recent Advances, CSIR National Laser Centre, South Africa.

Mahamood, R.M., Akınlabı, E.T., Shukla, M., Pıtyana, S., 2014. Revolutionary Additive Manufacturing: An Overview. L,asers in Engineering, 27, 161-178

Murr LE., vd., 2009. Microstructures and mechanical properties of electron beam-rapid manufactured Ti–6Al–4V biomedical prototypes compared to wrought Ti–6Al–4V, Materials Characterization 60, 96-105.

Li, X., Wang, C., Zhang, W., Li, Y., 2009. Fabrication and characterization of porous Ti6Al4V parts for biomedical applications using electron beam melting process, Materials Letters, 63, 403–405.

Liang, H., Shi, B., Fairchild, A., Cale, T., 2004. Applications of plasma coatings in artificial joints: an overview, Vacuum, 73, 317-326.

Lohfeld, S., McHugha, P., Serban, D., Boyleb, D., O'Donnell, G., Peckitt, N., 2007. Engineering Assisted SurgeryTM: A route for digital design and manufacturing of customised maxillofacial implants, Journal of Materials Processing Technology,183, 333–338.

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

Lopez-Heredia, M.A., Goyenvalle, E., Aguado, E., Pilet, P., Leroux, C., Dorget, M., Weiss, P., Layrolle, P. 2007. Bone growth in rapid prototyped porous titanium implants, Journal of Biomedical Materials Research, Part A. , 664-674.

Metkon, 2015. Metkon Uygulama Notu. Metkon Metalografi, Bursa

Matarialise MIMICS, User Manual Book, 2012. www.matarialise.com

Nasab, M.B., Hassan, M.R., 2010. Metallic Biomaterials of Knee and Hip - A Review, Trends Biomater. Artif. Organs, 24(1), 69-82, Malaysia.

Niinomi, M., 1998. Mechanical properties of biomedical titanium alloys, materials science and engineering a, a23, 231-236.

Oliveira, M., Hussain, N.S., Dias, A.G., Lopes, M.A., Azevedo, L., Zenha, H., et al.,2008. 3-D biomodelling technology for maxillofacial reconstruction, Material Scientific Engineering, c.28,s.1347–51.

Over, C., Meiners, W., et al.,2002. Selective Laser Melting a New Approach for the Direct Manufacturing of Metal Parts and Tools", Proc. of SME conf. on Rapid Prototyping and Manufacturing, Cincinnati.

Özdemir, M., Özdemir, D., Balık, A., Erman, T.,2011. İmplantolojide doku mühendisliği ve gen tedavisi, Cumhuriyet Dent J, 14(1), 64-68.

Özkan, A., 2010. İnsan Diz Mekanizmasının Bilgisayar Destekli Üç Boyutlu Modellenmesi Ve Kinametik Analizi, Doktora Tezi, Kocaeli Üniversitesi.

Özuğur, B.,2006. Hızlı Prototipleme Teknikleri İle Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilebilirliklerinin Araştırılması, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, Ankara.

Parida, P., Behera, A., Mishra, S.C., 2012. Classification of Biomaterials used in Medicine International Journal of Advances in Applied Sciences (IJAAS),1, 3, 31-35.

Parthasarathya, J., Starlya, B., Ramana, S., Christensenb, A., 2010. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM), Journal of The Mechanical Behaviour of Biomedical Materials, 3, 249-259.

Pasinli, A., Aksoy R.S., 2010. Yapay Kemik Uygulamaları İçin Hidroksiapatit, BiyoTeknoloji Elektronik Dergisi, 1, 1, 41-51.

Petrovic, V., Blasco, J.R., Portoles, L., Morales, I., Primo, V., Atienza, C., Moreno, J.F., Belloch, V., 2012. A study of mechanical and biological behaviour of porous Ti6Al4V fabricated on EBM, Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping

Pounkens, et al., 2010. Custom Surgical implants using additive manufacturing, Digital Dental News, 30-34.

Prein, J., Rahn, B.A., 1998. Manual of internal fixation in the cranio-facial skeleton,1,1–41.

Puebla K., vd., 2012. Effect of melt scan rate on microstructure and macrostructure for electron beam melting of Ti-6Al-4V, Materials Sciences and Applications 3, 259-264.

Roe, S.C., Implant Materials: Structural Advances in Small Animal Total Joint Replacement. Erişim tarihi 6/12/2016:

https://books.google.com.tr/books?hl=en&lr=&id=DHUOVln5zakC&oi=fnd&pg=PT10&dq=16.%09Roe,+S.C.,+Implant+Materials:+Structural+Advances+in+Small+Animal+Total+Joint+Replacement&ots=Ad3z9fGyxK&sig=4Q55RwgqhYgutN4qd2LSK_hXoUE&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false

Saldarriaga, J.F.I., Vélez, S.C., Posada, A.C., Henao, B.B., Valencia, C.A.T., 2011. Design and Manufacturing of a Custom Skull Implant, J. of Engineering and Applied Sciences, 4(1), 169-174.

Sanan, A., Haines, S.J., 1997. Repairing holes in the head: a history of cranioplasty. Neurosurgery, 1997, 40, 588-603.

Santos E., Abe F., Kitamura Y., Osakada K., Shiomi M., 2002. Mechanıcal Properties Of Pure Tıtanıum Models Processed By Selective Laser Melting, in Proc. of SFF conference, Austin, Texas, USA.

Savaşkan,T.,1999. Malzeme Bilgisi ve Muayenesi.Derya Kitapevi,284s.Trabzon.

Schmoelz, W., 2012. Implant Materials in Spinal Surgery, (Ph.D.), Manual of Spine Surgery, Springer Heidelberg New York Dordrecht London.

Shapiro, S.A., 1991. Cranioplasty, vertebral body replacement and spinal fusion with tobramycin-impregnated methylmethacrylate, Neurosurgery, 28, 789-791.

Shellabear, M., Nyrhila, O., 2004. DMLS- Development history and state of the art. LANE conference, Erlangen, Almanya,

Smock, D., 2011. Titanium Alloy Edges Out PEEK for a Custom Cranial Implant, Medical Design and Manufacturing Conference.

Sofu, M.M., 2006. Hızlı Direkt İmalatta Kullanılan Seçici Lazer Sinterleme Ve Ergitme Cihazının Gövde Tasarımı Ve İmalatı. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 71s, Isparta.

Song B., Dong S., Liao H., Coddet C., 2012. Process Parameters Selection for Selective Laser Melting of Ti6Al4V Based On Tremperature Distribution Simulation and Experimental Sintering. Int J Manuf Technol. 61:967-974

Song, B., Dong, S., Deng, S., Liao, H., Coddet, C., 2014. Microstructure and tensile properties of iron parts fabricated by selective laser melting. Optics & Laser Technology, 56, 451-460.

Stratasys Ltd., 1989. Erişim Tarihi 19.10.2014: http://www.stratasys.com

Syam, W. P., Mannan, M.A., Al-Ahmari, A.M., 2011. Rapid Prototyping and rapid manufacturing in medicine and dentistry, Virtual and Physical Prototyping, 6, 2, 79-109.

Ünal, H., 2007. Farklı darbe yükleri etkisindeki üç boyutlu insan kafasının SEM ile incelenmesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 110s, Trabzon.

Taniguchi vd., 2016. Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment Materials Science and Engineering: Vol.59, 690-701.

Taylan, F., Salman, Ö., Kayacan, M.C.2012. Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş DIN 1.4404 malzemenin EDM ile işlenebilirliği, International Journal of Technological Science,2012, 4, 1, 20-29.

Thompson, S.M., 2001. The Design of a Novel Hip Prosthesis, Interdisciplinary Research Centre in Biomedical Materials, (Thesis Submitted for the

Degree Doctor of Philosophy), University of London, Queen Mary and Westfield College, 228.

Tolosa, I., Garciandía F., Zubiri F., Zapirain F., Esnaola A.,2010. Study of Mechanical Properties of AISI 316L Stainless Steel Processed by Selective Laser Melting, Following Different Manufacturing Strategies, Advanced Manufacturing Technology, 5, 639–647.

Turhan S., 2015. DMLS ile Üretilen Ti6Al4V Parçalarında Lazer Parametrelerinin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 93s, Isparta.

Tüfekçi, K., 2008. Gerinim Hızının Kortikal Kemiğin Mekanik Özellikleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 204s, Isparta.

Vandenbroucke, B., Kruth, J.P., 2006. Selective Laser Melting Of Biocompatible Metals For Rapid Manufacturing Of Medical Part.

Xu-Bin, S., et al., 2012. Development of porous medical implant scaffolds via laser additive manufacturing, Trans. Nonferrous Met. Soc., 22,181-187.

Walter, M.J., Stainless Steel for medical, (2006). Available from: Erişim tarihi: 15.03.2010: http://www.veridiam.com/articles/article3.pdf ,

Wang, W., Ouyang, Y., Poh, C.K., 2011. Orthopaedic Implant Technology: Biomaterials from Past to Future Review Article. Annals, Academy of Medicine,40, 5, 237-244.

Williams, D.F., 2001. Titanium for medical applications, Titanium in medicine, ed: Brunette D.M., Tengvall P.,Textor M., Thomsem P. Pp:3–24.

Wycisk E., Siddique S., vd., 2015. Fatigue Performance of laser additive Manufactured Ti–6al–4V in Very high cycle Fatigue regime up to 109 cycles, Frontier in Materials, 2,72,1-9.

Yadroitsev, I., Bertrand, P., Smurov, I., 2007. Parametric analysis of the selective laser melting process , 1.

Yalçın, B.,2007. Toz Metalurjisi Yöntemiyle İmal Edilen Titanyum Alaşımı İmplantların Temel Özelliklerinin Araştırılması, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 163s, Isparta.

Yang L., Haryyson O., vd., 2013. A Comparison of Bending Properties for Cellular Core Sandwich Panels, Materials Sciences and Applications, 4, 471-477.

Yarkınoğlu, O., 2007. Computer Aided Manufacturing (CAM) Data Generation For Solid Freeform Fabrication. Middle East Technical University, The Graduate School Of Natural And Applied Sciences, Master Thesis, 110p, Ankara.

Yuehuei, A. An, Draughn, R.A., 2000. Mechanical Testing of Bone and the Bone Implant Interface, CRC Press, USA, 624 s.

Zeren, A., Zeren, M., Milcan, A., 2001. Total Kalça Artroplastisinde Kullanılan İmplantların Mekanik Özellikleri, Metal Dünyası,98, 12-18.

EKLER

EK A. İşlem parametrelerine göre çekme numunelerin maksimum çekme dayanımı değerleri

EK B. İşlem parametrelerine göre imal edilen basma numunelerin maksimum dayanım değerleri

EK C. Çentik Darbe Deney Sonuçları

EK D. Mikrosertlik Deney Sonuçları

EK E. Tam dolu (A1) numunenin çekme deney sonuçları

EK F. Oktogonal (B1) numunenin çekme deney sonuçları

EK G. KRZ (C1) numunenin çekme deney sonuçları

EK H. Balpeteği (D1) numunenin çekme deney sonuçları

EK I. FEM (E1) numunenin çekme deney sonuçları

EK A. Çekme deney sonuçları

Çizelge A 1. İşlem parametrelerine göre çekme dayanımı değerleri

Numune No	Max. Çekme Dayanımı [MPa]	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm^2)	Tarama Türü
Ç1	283	140	1250	0,07	1,60	Ada
Ç2	285	140	1000	0,09	1,56	Ada
Ç3	124	140	1500	0,11	0,85	Ada
Ç4	295	150	1250	0,07	1,71	Ada
Ç5	299	150	1000	0,09	1,67	Ada
Ç6	153	160	1500	0,11	0,97	Ada
Ç7	288	160	1250	0,09	1,42	Ada
Ç8	277	160	1000	0,11	1,45	Ada
Ç9	286	160	1500	0,07	1,52	Ada
Ç10	262	170	1000	0,09	1,89	Ada
Ç11	356	170	1000	0,09	1,89	Ada
Ç12	276	180	1000	0,09	2	Ada
Ç13	300	180	1000	0,09	2	Ada
Ç14	303	180	1500	0,11	1,09	Ada
Ç15	351	180	1500	0,11	1,09	Ada
Ç16	274	190	1000	0,09	2,11	Ada
Ç17	664	190	1000	0,09	2,11	Ada
Ç18	285	190	1500	0,09	1,41	Ada
Ç20	82	150	1500	0,11	0,91	Izgara
Ç21	53	160	1250	0,09	1,42	Izgara
Ç22	157	160	1000	0,09	1,78	Izgara
Ç23	188	170	1250	0,07	1,94	Izgara
Ç24	121	170	1500	0,09	1,26	Izgara
Ç25	287	180	1250	0,09	1,60	Izgara
Ç26	280	190	1250	0,11	1,38	Ada
Ç27	268	190	1500	0,09	1,41	Ada
Ç28	64	140	1500	0,11	0,85	Izgara
Ç29	295	160	1500	0,11	0,97	Ada
Ç30	590	160	1250	0,07	1,83	Izgara
Ç31	279	160	1000	0,11	1,45	Izgara
Ç32	142	170	1250	0,07	1,94	Izgara
Ç33	240	170	1500	0,09	1,26	Izgara

EK A: devamı

Numune No	Max. Çekme Dayanımı [MPa]	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm^2)	Tarama Türü
Ç34	273	180	1250	0,09	1,60	Izgara
Ç35	284	190	1250	0,11	1,38	Ada
Ç36	74	190	1500	0,09	1,41	Izgara
Ç37	126	140	1250	0,07	1,60	Ada
Ç38	150	140	1000	0,09	1,56	Ada
Ç39	177	150	1250	0,07	1,71	Ada
Ç40	279	140	1250	0,07	1,60	Ada
Ç41	277	140	1000	0,09	1,56	Ada
Ç42	294	140	1250	0,07	1,71	Ada
Ç43	295	150	1000	0,09	1,67	Ada
Ç44	570	150	1000	0,09	1,67	Ada
Ç45	345	150	1500	0,11	0,91	Ada
Ç46	307	160	1250	0,09	1,42	Ada
Ç47	310	160	1000	0,11	1,45	Ada
Ç48	392	160	1500	0,07	1,52	Ada
Ç49	276	140	1250	0,07	1,60	Ada
Ç50	286	140	1000	0,09	1,56	Ada
Ç51	296	140	1250	0,07	1,71	Ada
Ç52	296	150	1000	0,09	1,67	Ada
Ç53	290	150	1000	0,09	1,67	Ada
Ç54	356	150	1500	0,11	0,91	Ada
Ç55	312	160	1250	0,09	1,42	Ada
Ç56	311	160	1000	0,11	1,45	Ada
Ç57	387	160	1500	0,07	1,52	Ada
Ç58	202	140	1500	0,11	0,85	Izgara
Ç59	215	150	1500	0,11	0,91	Izgara
Ç60	272	160	1250	0,07	1,83	Izgara
Ç61	281	160	1000	0,11	1,45	Izgara
Ç62	261	170	1250	0,07	1,94	Izgara
Ç63	255	170	1500	0,09	1,26	Izgara
Ç64	285	180	1250	0,07	2,06	Izgara
Ç65	281	190	1250	0,07	2,17	Izgara
Ç66	267	190	1500	0,09	1,41	Izgara
Ç67	110	140	1500	0,11	0,85	Izgara

EK A: devamı

Numune No	Max. Çekme Dayanımı [MPa]	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm^2)	Tarama Türü
Ç68	104	150	1500	0,11	0,91	Izgara
Ç69	261	160	1250	0,09	1,42	Izgara
Ç70	281	160	1000	0,11	1,45	Izgara
Ç71	263	170	1250	0,11	1,24	Izgara
Ç72	242	170	1500	0,09	1,26	Izgara
Ç73	286	180	1250	0,09	1,60	Izgara
Ç74	277	190	1250	0,07	2,17	Izgara
Ç75	264	190	1500	0,09	1,41	Ada
Ç76	166	140	1500	0,11	0,85	Izgara
Ç77	138	150	1500	0,11	0,91	Izgara
Ç78	259	160	1250	0,09	1,42	Izgara
Ç79	274	160	1000	0,11	1,45	Izgara
Ç80	221	170	1250	0,11	1,24	Izgara
Ç81	193	170	1500	0,11	1,03	Izgara
Ç82	275	180	1250	0,09	1,60	Izgara
Ç83	276	190	1250	0,11	1,38	Izgara
Ç84	476	190	1500	0,11	1,15	Izgara
EOS	662	170	1250	0,10	1,36	EOS
TAM DOLU	1100	170	1250	0,10	1,36	EOS

EK B. Basma Deney Sonuçları

Çizelge B. 1. İşlem parametrelerine göre basma dayanımı değerleri

Numune No	Basma Dayanımı [MPa]	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm^2)	Tarama Türü
B1	211	140	1250	0,07	1,60	Ada
B2	191	140	1000	0,09	1,56	Ada
B3	78	140	1500	0,11	0,85	Ada
B4	167	150	1250	0,07	1,71	Ada
B5	231	150	1000	0,09	1,67	Ada
B6	103	150	1500	0,11	0,91	Ada
B7	202	160	1250	0,09	1,42	Ada
B8	208	160	1000	0,11	1,45	Ada
B9	204	160	1500	0,07	1,52	Ada
B10	166	170	1250	0,11	1,24	Ada
B11	254	170	1000	0,07	2,42	Ada
B12	171	170	1500	0,09	1,26	Ada
B13	223	180	1000	0,09	2	Ada
B14	198	180	1000	0,11	1,64	Ada
B15	248	180	1000	0,11	1,64	Ada
B16	208	180	1500	0,07	1,71	Ada
B17	226	170	1000	0,07	2,42	Ada
B18	208	190	1500	0,09	1,41	Ada
B19	144	140	1500	0,11	0,85	Izgara
B20	145	150	1500	0,11	0,91	Izgara
B21	245	160	1250	0,07	1,83	Izgara
B22	290	160	1000	0,09	1,78	Izgara
B23	217	170	1250	0,07	1,94	Izgara
B24	192	170	1500	0,11	1,03	Izgara
B25	232	180	1250	0,07	2,06	Izgara
B26	190	180	1500	0,07	1,71	Ada
B27	250	190	1000	0,09	2,11	Ada
B28	145	140	1500	0,11	0,85	Izgara
B29	157	150	1500	0,11	0,91	Izgara
B30	251	160	1250	0,07	1,83	Izgara
B31	276	160	1000	0,09	1,78	Izgara
B32	241	170	1250	0,07	1,94	Izgara
B33	240	170	1500	0,11	1,03	Izgara

EK B. devamı

Numune No	Basma Dayanımı [MPa]	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm²)	Tarama Türü
B34	200	180	1250	0,07	2,06	Izgara
B35	237	180	1500	0,07	1,71	Ada
B36	260	190	1500	0,11	1,15	Izgara
B37	0	140	1250	0,07	1,60	Izgara
B38	190	140	1250	0,07	1,60	Ada
B39	179	140	1000	0,09	1,56	Ada
B40	189	150	1250	0,07	1,71	Ada
B41	194	150	1000	0,09	1,67	Ada
B42	196	170	1000	0,09	1,89	Ada
B43	248	180	1000	0,11	1,64	Izgara
B44	278	190	1500	0,11	2,17	Izgara
B45	270	190	1500	0,11	1,15	Izgara
B46	261	140	1500	0,11	0,85	Ada
B47	203	140	1250	0,07	1,60	Ada
B48	212	150	1250	0,11	1,56	Ada
B49	227	150	1250	0,07	1,71	Ada
B50	211	150	1000	0,09	1,67	Ada
B51	249	150	1000	0,09	1,67	Ada
B52	226	150	1500	0,11	0,91	Ada
B53	176	140	1000	0,09	1,42	Ada
B54	242	140	1500	0,11	0,85	Ada
B55	207	160	1500	0,11	0,97	Ada
B56	223	140	1250	0,07	1,60	Ada
B57	246	140	1000	0,09	1,56	Ada
B58	246	150	1250	0,07	1,71	Ada
B59	237	150	1000	0,09	1,67	Ada
B60	208	160	1000	0,09	1,67	Ada
B61	257	150	1500	0,11	0,91	Ada
B62	287	170	1000	0,09	1,89	Ada
B63	221	170	1500	0,09	1,45	Ada
B64	745	160	1500	0,07	1,52	Ada
B65	257	180	1000	0,09	2	Ada
B66	211	180	1500	0,11	1,09	Ada

EK B. devamı

Numune No	Basma Dayanımı [MPa]	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm^2)	Tarama Türü
B67	236	190	1500	0,11	2,17	Izgara
B68	251	190	1000	0,07	2,71	Ada
B69	226	190	1000	0,09	2,11	Ada
B70	236	140	1500	0,11	0,85	Izgara
B71	253	150	1500	0,11	0,91	Izgara
B72	227	160	1250	0,09	1,38	Izgara
B73	244	160	1000	0,11	1,41	Izgara
BEOS	207	170	1250	0,1	1,36	Izgara
EB	225	170	1250	0,1	1,36	Izgara
EB4	267	170	1250	0,1	1,36	Izgara
EB5	266	170	1250	0,1	1,36	Izgara

EK C. Çentik Darbe Deney Sonuçları

Çizelge C. 1. İşlem parametrelerine göre darbe enerji yoğunluğu değerleri

Numune No	Darbe Enerjisi (J)	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğunluğu (J/mm²)	Tarama Türü
D1	10,75	140	1250	0,07	1,60	Ada
D2	11,92	140	1000	0,09	1,56	Ada
D3	12,22	140	1500	0,11	0,85	Ada
D4	9,49	150	1250	0,07	1,71	Ada
D5	11,69	150	1000	0,09	1,67	Ada
D6	3,01	150	1500	0,11	0,91	Ada
D7	12,06	160	1250	0,07	1,83	Ada
D8	4,47	160	1500	0,11	0,97	Ada
D9	9,78	160	1500	0,07	1,52	Ada
D10	7,56	170	1250	0,11	1,24	Ada
D11	12,16	170	1000	0,09	1,89	Ada
D12	13,5	190	1000	0,09	2,11	Ada
D13	12,53	180	1000	0,09	2	Ada
D14	12,32	180	1000	0,09	2	Ada
D15	6,87	180	1500	0,11	1,09	Ada
D16	11,69	190	1250	0,11	1,38	Izgara
D17	11,85	170	1000	0,07	2,71	Ada
D18	9,78	190	1500	0,09	1,41	Ada
D19	7,08	140	1500	0,11	0,85	Izgara
D20	8,81	150	1500	0,11	0,91	Izgara
D21	14,95	160	1250	0,07	1,83	Izgara
D22	14,93	160	1000	0,09	1,78	Izgara
D23	16,85	170	1250	0,07	1,94	Izgara
D24	8,9	170	1500	0,11	1,03	Izgara
D25	15,11	180	1250	0,09	1,60	Izgara
D26	11,62	190	1000	0,09	2,11	Ada
D27	14,32	190	1500	0,09	1,41	Ada
D28	8,75	140	1500	0,11	0,85	Izgara
D29	11,56	150	1500	0,11	0,91	Izgara
D30	14,71	160	1250	0,07	1,83	Izgara
D31	11,56	150	1500	0,11	0,91	Izgara
D32	14,65	160	1000	0,09	1,78	Izgara
D33	13,25	160	1000	0,11	1,45	Izgara
D34	14,25	170	1250	0,07	1,94	Izgara

EK C. Devamı

Numune No	Darbe Enerjisi (J)	Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Tarama Mesafesi (mm)	Enerji Yoğ. (J/mm²)	Tarama Türü
D35	4,84	180	1500	0,11	1,09	Ada
D36	15,30	180	1250	0,09	1,60	Izgara
D37	15,32	190	1250	0,07	2,17	Izgara
D38	9,55	190	1500	0,11	1,15	Izgara
D39	11,1	140	1500	0,11	0,85	Izgara
D40	11,46	150	1500	0,11	0,91	Izgara
D41	10,67	160	1250	0,09	1,42	Izgara
D42	12,65	150	1500	0,11	0,91	Izgara
D43	12,65	160	1250	0,09	1,42	Izgara
D44	12,35	160	1000	0,09	1,78	Izgara
D45	15,7	170	1250	0,07	1,94	Izgara
D46	8,5	170	1500	0,11	1,03	Izgara
D47	12,33	140	1000	0,09	1,56	Ada
D48	14,23	190	1250	0,07	2,17	Izgara
D49	11,85	160	1250	0,09	1,42	Izgara
D50	11,1	140	1500	0,11	0,85	Izgara
D51	12,15	150	1500	0,11	0,91	Izgara
D52	9,37	190	1500	0,11	1,15	Izgara
D53	11,4	140	1000	0,09	1,56	Ada
D54	12,85	140	1500	0,11	0,85	Ada
D55	12,26	150	1250	0,07	1,71	Ada
D56	8,03	150	1000	0,09	1,67	Ada
D57	11,75	150	1500	0,11	0,91	Ada
D58	4,75	160	1500	0,11	0,97	Ada
D59	12,01	180	1250	0,09	1,6	Izgara
D60	2,19	160	1500	0,11	0,97	Ada
D61	11,89	170	1250	0,11	1,24	Ada
D62	12,32	170	1000	0,09	1,89	Ada
D63	8,55	170	1500	0,11	1,03	Izgara
EOS	14,41	170	1250	0,10	1,36	EOS
ED	14,2	170	1250	0,10	1,36	EOS
ED4	13,15	170	1250	0,10	1,36	EOS
ED5	15,18	170	1250	0,10	1,36	EOS
TAM DOLU	22	170	1250	0,10	1,36	Ada
KRTUH (2012)	11,5					

EK D. Mikrosertlik Deney Sonuçları

Çizelge D. 1 İşlem parametrelerine göre mikrosertlik değerleri

Numune No	**Mikro sertlik Değeri (HV)**	**Lazer Gücü (W)**	**Tarama Hızı (mm/sn)**	**Tarama Mesafesi (mm)**	**Enerji Yoğunluğu (J/mm^2)**	**Tarama Türü**
S1	570	140	1250	0,07	1,60	Ada
S2	482	140	1000	0,09	1,56	Ada
S3	449	140	1500	0,11	0,85	Ada
S4	601	150	1250	0,07	1,71	Ada
S5	573	150	1000	0,09	1,67	Ada
S6	480	150	1500	0,11	0,91	Ada
S7	489	160	1250	0,07	1,83	Ada
S8	416	160	1500	0,11	0,97	Ada
S9	557	180	1500	0,11	1,09	Ada
S10	421	170	1250	0,11	1,24	Ada
S11	594	170	1000	0,09	1,89	Ada
S12	410	190	1000	0,09	2,11	Ada
S13	440	180	1000	0,09	2	Ada
S14	586	180	1000	0,09	2	Ada
S15	479	180	1500	0,07	1,71	Ada
S16	498	190	1250	0,11	1,38	Ada
S17	581	190	1000	0,09	2,11	Ada
S18	535	160	1500	0,11	0,97	Ada
S20	535	140	1500	0,11	0,85	Izgara
S21	547	150	1500	0,11	0,91	Izgara
S22	535	160	1250	0,07	1,83	Izgara
S23	548	160	1000	0,09	1,78	Izgara
S24	537	170	1250	0,07	1,94	Izgara
S25	542	180	1250	0,09	1,60	Izgara
S26	539	180	1250	0,07	2,06	Izgara
S27	541	190	1250	0,07	2,17	Izgara
S28	556	190	1500	0,11	1,15	Izgara
EOS	373	170	1250	0,1	1,36	EOS

EK E. Tam dolu (A1) numunenin çekme deney sonuçları

Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	N	N/mm2	mm	%
A1_TAMDOLU	55506,6	1104,27	9,54579	24,5393

İsim Parametreler	Max_Ext.1 Tüm Alan Hesaplaması	Max_Ext.1(Strain) Tüm Alan Hesaplaması	Max_Şekil Değişimi Tüm Alan Hesaplaması	Max_Strain Tüm Alan Hesaplaması
Birim	mm	%	mm	%
A1_TAMDOLU	1,39218	3,57901	1,39218	3,57901

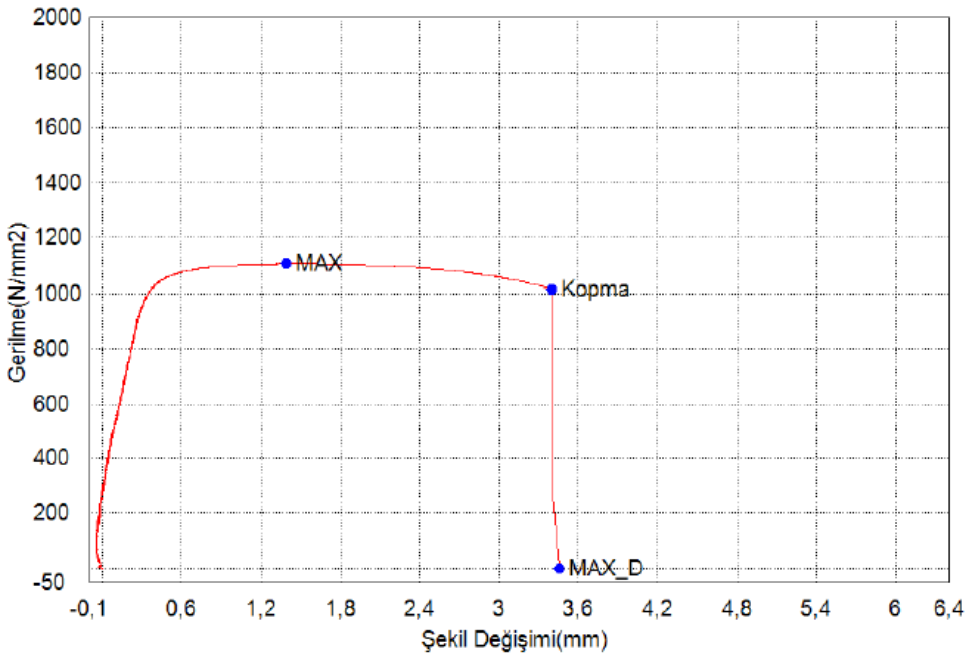
İsim Parametreler	Max_Zaman Tüm Alan Hesaplaması	Max_Uzama_Kuvvet	Max_Uzama_Gerilme	Max_Uzama_Uzama
Birim	sec	N	N/mm2	mm
A1_TAMDOLU	572,780	−71,406	−1,4206	11,6942

İsim Parametreler	Max_Uzama_Yüzde Uzama	Max_Uzama_Ext.1	Max_Uzama_Ext.1 (Strain)	Max_Uzama_Şekil Değişimi
Birim	%	mm	%	mm
A1_TAMDOLU	30,0621	3,45965	8,89403	3,45965

İsim Parametreler	Max_Uzama_Strain	Max_Uzama_Zaman	Kopma_Kuvvet Hassasiyet: 10	Kopma_Gerilme Hassasiyet: 10
Birim	%	sec	N	N/mm2
A1_TAMDOLU	8,89403	701,680	50938,5	1013,39

İsim Parametreler	Kopma_Uzama Hassasiyet: 10	Kopma_Yüzde Uzama Hassasiyet: 10	Kopma_Ext.1 Hassasiyet: 10	Kopma_Ext.1(Strain) Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	mm	%
A1_TAMDOLU	11,6923	30,0573	3,39904	8,73821

İsim Parametreler	Kopma_Şekil Değişimi Hassasiyet: 10	Kopma_Strain Hassasiyet: 10	Kopma_Zaman Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	sec
A1_TAMDOLU	3,39904	8,73821	701,570



EK F. Oktogonal (B1) numunenin çekme deney sonuçları

İsim	Max_Kuvvet	Max_Gerilme	Max_Uzama	Max_Yüzde Uzama
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	N	N/mm2	mm	%
B1_OKTOGONAL	19453,3	387,010	4,33945	12,3035

İsim	Max_Ext.1	Max_Ext.1(Strain)	Max_Şekil Değişimi	Max_Strain
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	mm	%	mm	%
B1_OKTOGONAL	0,60752	1,72249	0,60752	1,72249

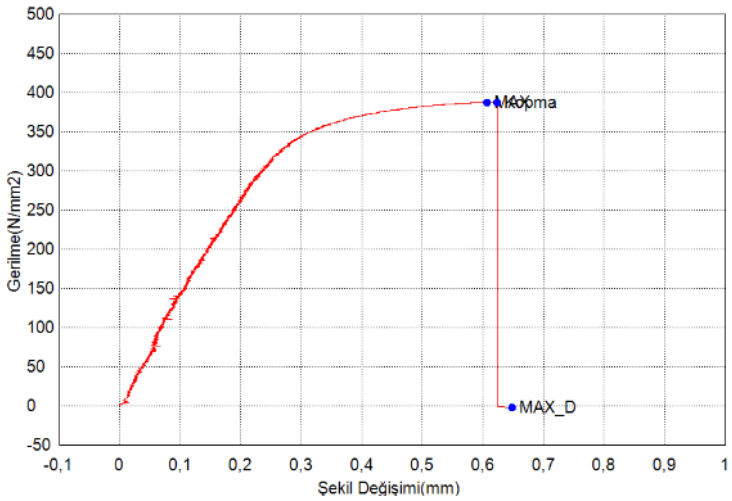
İsim	Max_Zaman	Max_Uzama_Kuvvet	Max_Uzama_Gerilme	Max_Uzama_Uzama
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması			
Birim	sec	N	N/mm2	mm
B1_OKTOGONAL	260,400	−122,83	−2,4435	4,36820

İsim	Max_Uzama_Yüzde Uzama	Max_Uzama_Ext.1	Max_Uzama_Ext.1 (Strain)	Max_Uzama_Şekil Değişimi
Parametreler				
Birim	%	mm	%	mm
B1_OKTOGONAL	12,3850	0,64879	1,83949	0,64879

İsim	Max_Uzama_Strain	Max_Uzama_Zaman	Kopma_Kuvvet	Kopma_Gerilme
Parametreler			Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	%	sec	N	N/mm2
B1_OKTOGONAL	1,83949	262,130	19411,6	386,182

İsim	Kopma_Uzama	Kopma_Yüzde Uzama	Kopma_Ext.1	Kopma_Ext.1(Strain)
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	mm	%
B1_OKTOGONAL	4,36661	12,3805	0,62408	1,76944

İsim	Kopma_Şekil Değişimi	Kopma_Strain	Kopma_Zaman
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	sec
B1_OKTOGONAL	0,62408	1,76944	262,030



EK G. KRZ (C1) numunenin çekme deney sonuçları

Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	N	N/mm2	mm	%
C1_KRZ	21747,4	432,650	4,31478	12,2614

İsim	Max_Ext.1	Max_Ext.1(Strain)	Max_Şekil Değişimi	Max_Strain
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	mm	%	mm	%
C1_KRZ	0,55458	1,57561	0,55458	1,57561

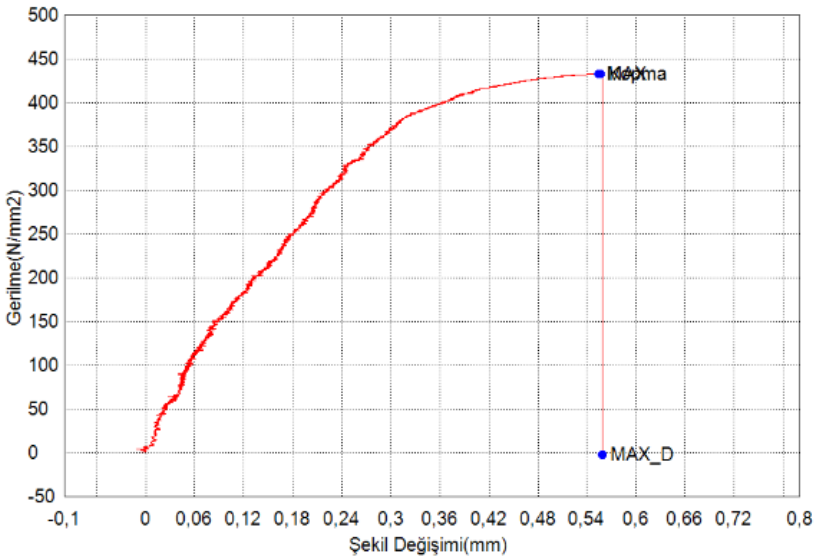
İsim	Max_Zaman	Max_Uzama_Kuvvet	Max_Uzama_Gerilme	Max_Uzama_Uzama
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması			
Birim	sec	N	N/mm2	mm
C1_KRZ	258,920	−121,36	−2,4143	4,32121

İsim	Max_Uzama_Yüzde Uzama	Max_Uzama_Ext.1	Max_Uzama_Ext.1 (Strain)	Max_Uzama_Şekil Değişimi
Parametreler				
Birim	%	mm	%	mm
C1_KRZ	12,2797	0,55867	1,58724	0,55867

İsim	Max_Uzama_Strain	Max_Uzama_Zaman	Kopma_Kuvvet	Kopma_Gerilme
Parametreler			Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	%	sec	N	N/mm2
C1_KRZ	1,58724	259,310	21722,6	432,157

İsim	Kopma_Uzama	Kopma_Yüzde Uzama	Kopma_Ext.1	Kopma_Ext.1(Strain)
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	mm	%
C1_KRZ	4,31960	12,2751	0,55618	1,58017

İsim	Kopma_Şekil Değişimi	Kopma_Strain	Kopma_Zaman
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	sec
C1_KRZ	0,55618	1,58017	259,210



EK H. Balpeteği (D1) numunenin çekme deney sonuçları

İsim	İşaretleme1_Şekil Değişimi	İşaretleme1_Strain	İşaretleme1_Zaman	LYP_Zaman
Parametreler				
Birim	mm	%	sec	sec
D1_BALPETEK _ 1	-,-	-,-	-,-	-,-

İsim	Max_Kuvvet	Max_Gerilme	Max_Uzama	Max_Yüzde Uzama
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	N	N/mm2	mm	%
D1_BALPETEK _ 1	23278,9	463,118	5,40295	13,4804

İsim	Max_Ext.1	Max_Ext.1(Strain)	Max_Şekil Değişimi	Max_Strain
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	mm	%	mm	%
D1_BALPETEK _ 1	0,34324	0,85622	0,34324	0,85622

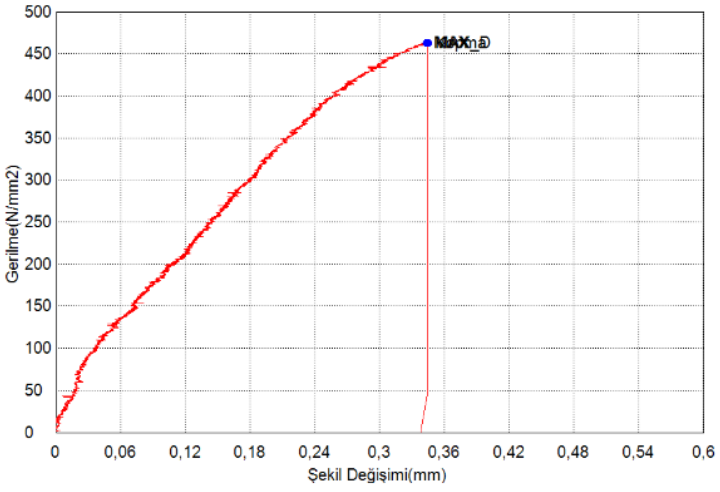
İsim	Max_Zaman	Max_Uzama_Kuvvet	Max_Uzama_Gerilme	Max_Uzama_Uzama
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması			
Birim	sec	N	N/mm2	mm
D1_BALPETEK _ 1	324,210	23276,3	463,066	5,40478

İsim	Max_Uzama_Yüzde Uzama	Max_Uzama_Ext.1	Max_Uzama_Ext.1 (Strain)	Max_Uzama_Şekil Değişimi
Parametreler				
Birim	%	mm	%	mm
D1_BALPETEK _ 1	13,4850	0,34465	0,85973	0,34465

İsim	Max_Uzama_Strain	Max_Uzama_Zaman	Kopma_Kuvvet	Kopma_Gerilme
Parametreler			Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	%	sec	N	N/mm2
D1_BALPETEK _ 1	0,85973	324,320	23251,0	462,564

İsim	Kopma_Uzama	Kopma_Yüzde Uzama	Kopma_Ext.1	Kopma_Ext.1(Strain)
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	mm	%
D1_BALPETEK _ 1	5,41063	13,4996	0,34460	0,85961

İsim	Kopma_Şekil Değişimi	Kopma_Strain	Kopma_Zaman
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	sec
D1_BALPETEK _ 1	0,34460	0,85961	324,670



EK I. FEM (E1) numunenin çekme deney sonuçları

Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	N	N/mm2	mm	%
E1_FEM	18753,5	373,089	3,90744	10,8030

İsim	Max_Ext.1	Max_Ext.1(Strain)	Max_Şekil Değişimi	Max_Strain
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması	Tüm Alan Hesaplaması
Birim	mm	%	mm	%
E1_FEM	0,60777	1,68018	0,60777	1,68018

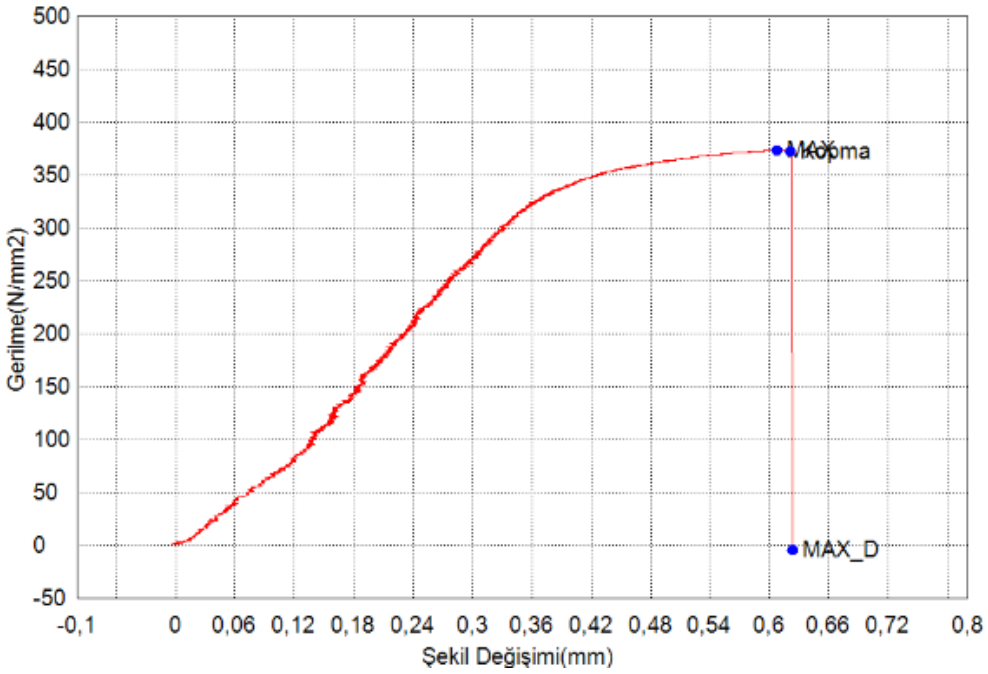
İsim	Max_Zaman	Max_Uzama_Kuvvet	Max_Uzama_Gerilme	Max_Uzama_Uzama
Parametreler	Tüm Alan Hesaplaması			
Birim	sec	N	N/mm2	mm
E1_FEM	234,480	−219,15	−4,3598	3,92154

İsim	Max_Uzama_Yüzde Uzama	Max_Uzama_Ext.1	Max_Uzama_Ext.1 (Strain)	Max_Uzama_Şekil Değişimi
Parametreler				
Birim	%	mm	%	mm
E1_FEM	10,8420	0,62326	1,72301	0,62326

İsim	Max_Uzama_Strain	Max_Uzama_Zaman	Kopma_Kuvvet	Kopma_Gerilme
Parametreler			Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	%	sec	N	N/mm2
E1_FEM	1,72301	235,330	18666,9	371,366

İsim	Kopma_Uzama	Kopma_Yüzde Uzama	Kopma_Ext.1	Kopma_Ext.1(Strain)
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	mm	%
E1_FEM	3,91996	10,8376	0,62107	1,71696

İsim	Kopma_Şekil Değişimi	Kopma_Strain	Kopma_Zaman
Parametreler	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10	Hassasiyet: 10
Birim	mm	%	sec
E1_FEM	0,62107	1,71696	235,230



ÖZGEÇMİŞ



Adı Soyadı :Koray ÖZSOY

Doğum Yeri ve Yılı : Dinar, 1981

Medeni Hali : Evli

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : korayozsoy@sdu.edu.tr

Eğitim Durumu

Lise : Isparta Endüstri Meslek Lisesi, 1998

Lisans : Gazi Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi,
Elektrik Öğretmenliği, 2004
: Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Makine Mühendisliği, 2015

Yüksek Lisans : SDÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Eğitimi, 2008

Mesleki Deneyim

SDÜ Senirkent MYO 2004-…….. (halen)

Yayınları

Hakemli dergilerde yayımlanan teknik not, editöre mektup, tartışma, vaka takdimi ve özet türünden yayınlar dışındaki makale

- K. Özsoy, G. Geniş, "PC ve Mikrodenetleyici Tabanlı Asenkron Motor Otomasyonunun Gerçekleştirilmesi" Endüstri & Otomasyon Elektrik, Elektronik, Makina, Bilgisayar ve Kontrol Sistemleri Dergisi, Mart-2008.

Ulusal toplantıda sunularak tam metin olarak yayımlanan bildiri

- Özsoy K., Usal M.R, "Manyeto-Reolojik Akışkanların Özellikleri", Kocaeli Üniversitesi, UMES'07 Ulusal Teknik Eğitim Mühendislik ve Eğitim Bilimleri Genç Araştırmacılar Sempozyumu, 20-22 Haziran 2007, Kocaeli, 247-250s.

- Özcan K., Özsoy K., Yıldırız E., "PIC 16F877 Tabanlı Akıllı Ev Otomasyonu", Kocaeli Üniversitesi, UMES'07 Ulusal Teknik Eğitim Mühendislik ve Eğitim Bilimleri Genç Araştırmacılar Sempozyumu, 20-22 Haziran 2007, Kocaeli, 335-338 s.

Ulusal toplantıda sunularak özet metin olarak yayımlanan bildiri

- Usal, M.Reşit., Özsoy, Koray., "Manyeto-Reolojik Malzemelere Ait Bir Model ve Manyeto-Reolojik Cihazlar", Metalik fikirler 1. AR-GE Proje Pazarı, İMMİB,Lütfi Kırdar Kongre Sarayı, İstanbul.

Ulusal toplantıda poster, sözlü sunum ve gösterim

- Bayrakçı H.C.,Özsoy K.,2007. "Meslek Yüksekokulları Teknik Programlarındaki Öğrencilerin Okul ve Mesleklerinden Beklentileri", Ege Üniversitesi IV.Ulusal Meslek Yüksekokulları Sempozyumu,14-16 Mayıs 2007,İzmir,536-540 s.
- Yıldırız E.,Özsoy K.,Geniş G., 2007. "PIC 16F877 Mikrodenetleyici Tabanlı Maksimum Güç Noktası İzleme (MPPT) Analizi", Ege Üniversitesi IV.Ulusal Meslek Yüksekokulları Sempozyumu,14-16 Mayıs 2007,İzmir,169-172 s.
- Özsoy,K., Usal, M.R., " Magnetoreolojik Akışkanlar ve Cihazların Modellenmesi", IV. Ulusal Meslek Yüksekokulları Sempozyumu, 14-16 mAYIS, 2007, Bergama-İZMİR
- Usal,M.Reşit., Özsoy, Koray., "Manyeto-Reolojik Malzemeler ve Manyeto-Reolojik Cihazların Geliştirilmesi", AR-GE Proje Pazarı Selçuk Üniversitesi Teknoloji Geliştirme Bölgesi, 14 Haziran 2008, Konya