MARMARA ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI KAFES YAPILI DİŞ İMPLANTLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE OPTİMİZASYONU VE EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİ İLE ÜRETİMİ

İLKER TARIK KALAYCI

(523222009)

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği Programı

DANIŞMAN

Doç. Dr. Selim HARTOMACIOĞLU

İSTANBUL, 2025

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın ortaya çıkmasında emeği geçen herkese içten teşekkür ederim. Özellikle bilgi ve yönlendirmeleriyle bana her zaman destek olan danışmanım Sayın Doç. Dr. Selim HARTOMACIOĞLU'na şükranlarımı sunuyorum. Dental implant konularındaki engin tecrübeleriyle tez çalışmama katkı sağlayan AGS Medikal Tasarım ve Üretim Müdürü Sayın Emrah KARAOSMAN'a teşekkür ederim. Ayrıca çalışma süresince gerekli kaynakların sağlanması ve uygulamalı süreçlerin yürütülmesinde desteklerini esirgemeyen ilgili birimlere, moral ve motivasyonlarıyla yanımda olan aileme ve dostlarıma sonsuz teşekkür ederim. Bu süreç, başarıya ulaşmanın verdiği mutluluğun; sabırla ve kararlılıkla sürdürülen, azim ve istikrarla şekillenen bir emeğin yansımasıdır.

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ 1
1.1. Literatür Taraması 2
1.1.1. Dental İmplant 2
1.1.2. Eklemeli İmalat 7
1.1.3. Kafes Yapılar 16
1.1.3.1. Gyroid Kafes Yapısı 30
1.1.3.2. Schwarz-P Kafes Yapısı 31
1.1.3.3. Lidinoid Kafes Yapısı 32
1.2. Literatür Değerlendirmesi 34
2. MATERYAL VE YÖNTEM 35
2.1. Ti6Al4V Titanyum Alaşımı 35
2.2. Lattice Yapı Tasarım Ve Analiz Süreci 36
2.2.1. Lattice Yapı Oluşturulması 36
2.2.2. Malzeme Tanımlaması 39
2.2.2.1. Young Modülü 39
2.2.2.2. Poisson Oranı 40
2.2.2.3. Yoğunluk 41
2.2.2.4. Akma Dayanımı 42
2.2.2.5. Kuvvet 43
2.2.2.6. Gerilim Stress 43
2.2.2.7. Von Mises Gerilmesi 44
2.2.2.8. Hooke Yasası 44
2.2.2.9. Gerinim Strain 45
2.2.3. Kontak Kısımlarının Belirlenmesi 45
2.2.4. Mesh İşlemi 46
2.2.5. Kuvvet Tanımlanması 48
2.2.6. Analiz Çözümlemesi 49
2.3. Taguchi Metodu İle Parametre Seçimi 49
3. BULGULAR 52
3.1. İmplant Parçalarının Modellenmesi 52

3.2. Deney Tasarımının Yapılması 53
3.3. Mesh Atama İşlemi 59
3.4. Yük ve Sınır Şartlarının Hazırlanması 62
3.5. Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi Ve Değerlendirilmesi 63
3.6. Deformasyon 63
3.7. Von Mises Gerilmeleri 64
3.7.1. 600 MPa Üzerinde Gerilme Hacmi 65
3.8. SLM Yöntemi İle Üretim 66
3.9. Çiğneme Kuvveti 68
3.10. Sonuçlar 68
3.10.1. Dolu Yapıdaki İmplant Modeli Analizleri 68
3.10.1.1. Dolu İmplant Modeline 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu Çıkan Analiz Sonuçları 69
3.10.1.2. Dolu İmplant Modeline 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu Çıkan Analiz Sonuçları 71
3.10.1.3. Dolu İmplant Modeline 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu Çıkan Analiz Sonuçları 74
3.10.2. Gyroid Kafes Yapısı 76
3.10.2.1. 0.15 - %20 Model 1 76
3.10.2.1.1. 150 N 77
3.10.2.1.2. 300 N 79
3.10.2.1.3. 400 N 82
3.10.2.2. 0.20 - %30 – Model 2 86
3.10.2.2.1. 150 N 86
3.10.2.2.2. 300 N 88
3.10.2.2.3. 400 N 91
3.10.2.3. 0.30 - %40 – Model 3 93
3.10.2.3.1. 150 N 94
3.10.2.3.2. 300 N 96
3.10.2.3.3. 400 N 99
3.10.3. Schwarz-P Kafes Yapısı 101
3.10.3.1. 0.15 - %30 – Model 4 101
3.10.3.1.1. 150 N 102
3.10.3.1.2. 300 104
3.10.3.1.3. 400 N 107

3.10.3.2. 0.20 - %40 – Model 5 110
3.10.3.2.1. 150 N 110
3.10.3.2.2. 300 N 112
3.10.3.2.3. 400 N 115
3.10.3.3. 0.30 - %20 – Model 6 117
3.10.3.3.1. 150 N 118
3.10.3.3.2. 300 N 120
3.10.3.3.3. 400 N 123
3.10.4. Lidinoid Kafes Yapısı 126
3.10.4.1. 0.15 - %40 – Model 7 126
3.10.4.1.1. 150 N 126
3.10.4.1.2. 300 N 128
3.10.4.1.3. 400 N 131
3.10.4.2. 0.20 - %20 Model 8 134
3.10.4.2.1. 150 N 134
3.10.4.2.2. 300 N 136
3.10.4.2.3. 400 N 139
3.10.4.3. 0.30 - %30 Model 9 142
3.10.4.3.1. 150 N 142
3.10.4.3.2. 300 N 145
3.10.4.3.3. 400 N 147
4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 150
4.1. Analiz Sonuçları 150
4.2. Dolu Yapıya Kıyasla Hacimde ki Kazanç 156
4.3. SLM Üretim Sonuçlarının Dijital Tasarım İle Kıyaslaması 158
4.4. Deformasyon Taguchi Sonuçları 159
4.5. Gerilim Taguchi Sonuçları 167
4.6. Dolu Yapı İle Schwarz-P Yapı Kıyaslaması 174
4.7. SLM Üretim Test Sonuçları 179
4.7.1. Dolu Yapı Test Sonuçları 180
4.7.2. Model 5 Yapısı Test Sonuçları 183
KAYNAKÇA 187

ÖZET

FARKLI KAFES YAPILI DİŞ İMPLANTLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE OPTİMİZASYONU VE EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİ İLE ÜRETİMİ

Bu tez çalışması kapsamında, diş implantları, çeşitli kafes yapıları ve farklı doluluk oranlarıyla özgün bir tasarım anlayışıyla ele alınarak endüstriyel uygulama gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan implantların yapısal analizleri gerçekleştirilmiş ve bu analizler neticesinde istenilen olumlu sonuçlar elde edilen diş implantları, Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting - SLM) eklemeli imalat yöntemi kullanılarak üretilmiştir. Üretim aşamasının tamamlanmasının ardından, implantların yapısal analizlerine yönelik deneysel testler gerçekleştirilmiş ve elde edilen sonuçlar, karşılaştırmalı şekilde detaylı bir değerlendirmeye tabi tutulmuştur.

Günümüzde Türkiye'de eklemeli imalat alanında diş implantı üretimi ve kafes yapılarıda göz önüne alınarak bir çalışma yapılmamıştır. Türkiye Teknolojileri Geliştirme Vakfı eklemeli imalat teknolojileri üzerine yayımladığı Nisan 2021 tarihli dergisinde eklemeli imalatın önemini anlatmaktadır. T.C. Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı ve İstanbul Kalkınma Ajansı 2023 yılında yayımladığı İstanbul'da Eklemeli İmalat Ekosistemi adlı dergisinde eklemeli imalatın önemi ve güncel durumu anlatılmaktadır. Türkiye'de eklemeli imalat ile farklı kafes yapılı diş implantlarının tasarımı, analizi, üretimi ve deneysel testleri yüksek lisans tezine henüz konu olmamış olması, bu tez çalışmasının önemini ve özgün değerini ortaya koymaktadır.

Bu tez çalışmasında literatür taraması yapılırken eklemeli imalat, diş implantı ve kafes yapısı göz önünde bulundurulmuştur. Bugüne kadar bu anahtar kelimeler ile yazılan tüm makaleler dikkate alınmış ve detaylı şekilde incelenmiştir. Bu literatür taramaları sonucunda ve elde edilen bilgiler doğrultusunda implant üretken tasarım yöntemi ile bir CAD yazılımı kullanılarak bilgisayar ortamında tasarlanması ve katı modellerin oluşturulması, SLM yöntemi ile eklemeli imalatı gerçekleştirilmiştir. Üretilen numune üzerinde deneyler yapılarak analiz sonuçları ve deney sonuçları karşılaştırılmıştır.

Üretilen bu tür parçaların üretken tasarım ile geliştirilmesi hem maliyet avantajı sağlayacak hem de rekabet gücünü artıracaktır. Bu nedenle, üretken tasarım ve eklemeli imalat kullanarak prototip ve son ürün üretebilecek bir start-up şirketi kurmak mümkündür. Bu şekilde, geliştirilen tasarımların iç ve dış pazarlarda satılmasıyla ülke ekonomisine fayda getirilebilecektir.

ABSTRACT

OPTIMIZATION OF DENTAL IMPLANTS WITH DIFFERENT LATTICE STRUCTURES BY FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD AND PRODUCTION BY ADDITIVE MANUFACTURING METHOD

In this thesis, industrial application carried out by considering dental implants with a unique design approach with various lattice structures and different filling rates. Structural analyzes of the designed implants carried out, and dental implants with the desired positive results as a result of these analyzes produced using the Selective Laser Melting (SLM) additive manufacturing method. After the production phase is completed, experimental tests for the structural analysis of the implants carried out and the results obtained subjected to a detailed comparative evaluation.

Today, no study has been conducted in the field of additive manufacturing in Turkey, taking into account dental implant production and lattice structures. Turkish Technology Development Foundation explains the importance of additive manufacturing in its April 2021 journal published on additive manufacturing technologies. The importance and current status of additive manufacturing are explained in the journal titled Additive Manufacturing Ecosystem in Istanbul, published by the T.R. Ministry of Industry and Technology and Istanbul Development Agency in 2023. The fact that the design, analysis, production and experimental tests of different lattice-structured dental implants with additive manufacturing in Turkey have not yet been the subject of a master's thesis reveals the importance and unique value of this thesis.

Additive manufacturing, dental implant and lattice structure taken into consideration while scanning the literature in this thesis study. All articles written with these keywords to date taken into consideration and examined in detail. As a result of these literature reviews and in line with the information obtained, the implant was designed in a computer environment using a CAD software with the generative design method and the solid models were created, and additive manufacturing was carried out with the SLM method. Experiments were conducted on the produced sample and the analysis results and test results were compared.

Developing such manufactured parts with generative design will both provide cost advantages and increase competitiveness. Therefore, it is possible to establish a start-up company that can produce prototypes and final products using generative design and additive manufacturing. In this way, the country's economy can benefit by selling the developed designs in domestic and foreign markets.

SEMBOLLER/SYMBOLS

a : İvme

A_o : Kuvvetin Etki Ettiği Alan

BP : Big Diameter

C : Karbon

Cr : Krom

Cu : Bakır

d : Özkütle

E_y : Young Modülü

F : Kuvvet

g : Gram

k : Kuvvet Katsayısı

Kg : Kilogram

L : Uzunluk

L_0 : Cismin İlk Uzunluğu

lbf : Pound

m : Kütle

Mn : Manganez

Mo : Molibden

Nb : Niyobyum

Ni : Nikel

OP : Original Diameter

P : Pitch Değeri

RTI : Maksimum Pürüzlülük

S/σ : Gerilim

SI : Uluslararası Birim Sistemi

Si : Silisyum

SP : Small Diameter

V : Hacim

W : Watt

ΔL : Cismin Son Uzunluğu

ε : Çekme Gerinimi

ν : Poisson Oranı

σ : Çekme Gerilmesi

Ra : Aritmetik Ortalama Pürüzlülük

Rq : Kuadratik Ortalama Pürüzlülük

Rz : Ortalama Maksimum Pürüzlülük

μm : Mikrometre

σ_y : Akma Dayanımı

$\sum$: Toplam Sembolü

KISALTMALAR/ABBREVIATIONS

3B : 3 Boyutlu

AM : Additive Manufacturing

ASTM : American Society for Testing and Materials

BAFO : Kemik Alanı Fraksiyon Doluluğu

BBC : Vücut Merkezli Kübik

BCCO : Merkezlenmiş Dikdörtgen Prizmatik Kafes Yapısı

BIC : Kemik-İmplant Teması

CA : Master Connect AR (Ana RA Bağlantılı)

CAD : Computer Aided Design

CC : Connect Conic (Konik Bağlantılı)

chaP : Karbon Hidroksiapatit

DMLS : Direkt Seçici Lazer Ergitme

EBM : Electron Beam Melting

Eİ : Eklemeli İmalat

ELI : Ekstra Düşük Boşluk

EQV : Von Mises Gerilmesi

FDM : Eriyik Biriktirme Modellemesi

FEA : Finite Element Analysis

FGP : Fonksiyonel Dereceli Gözeneklilik

GPa : Gigapaskal

ISO : International Organization for Standardization

LBM : Lazer Işınıyla Ergitme

m : Metre

mm : Milimetre

MN : Mega Newton

MP : Master Porous (Ana Gözenek)

MPa : Megapaskal

MS : Master Screw (Ana Vida)

MV : von Mises

N : Newton

Pa : Paskal

PEEK : Poliariletereterketon

Psi : Pound per square inch

SEA : Sonlu Elemanlar Analizi

SLA : Stereolitografi

SLM : Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting)

SLS : Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering)

STEP : STandard for the Exchange of Product Model Data

STL : Standard Triangle Language

TPMS : Üçlü Periyodik Minimal Yüzey

S/N : Sinyal (Signal) / Gürültü (Noisy)

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1 İmplant Sisteminin J Hattını (Sol) Ve K Hattını (Sağ) Gösteren Şematik Çizimleri 2

Şekil 1.2 İmplant Boyut Tanımlamaları 3

Şekil 1.3. (A-B-C) 24-50-76N Yük Altında Toplam Deformasyon Sonuçları 5

Şekil 1.4 (A-B-C) 24-50-76N Yük Altında Von-Mises Gerilim Sonuçları 5

Şekil 1.5 İmplant Üzerinde Toplam Deformasyon Ve Von-Mises Gerilim Renk Skalası Görünümü 5

Şekil 1.6 Eklemeli İmalat Türleri 7

Şekil 1.7 Eklemeli İmalat İşlemi Veri Akışı 8

Şekil 1.8 SLM Uygulamasının Üç Temel Unsuru 9

Şekil 1.9 (a) Dental İmplant Üzerindeki Yükleme Konfigürasyonunun Şeması, (b) Tasarlanan Ve Üretilen Fikstür, (c) Instron E100 Makinesindeki Yorulma Testi Düzeneği 10

Şekil 1.10. a) Uniform b) Fonksiyonel 18

Şekil 1.11 Birim Hacim Başına Kümülatif Enerji Emilimi İle Tek Tip Ve Kademeli Yapıların Sıkıştırıcı Gerinim Eğrileri 18

Şekil 1.12 FEA (Finite Element Analysis) 6 Farklı Kafes Yapı Üzerinde Tahmini Yer Değiştirmesi 19

Şekil 1.13 Biyomedikal İmplant [38] 19

Şekil 1.14 Eklemeli İmalat İle Üretilen Kafes Yapı Çeşitleri 20

Şekil 1.15 Farklı Düzensizliklere Sahip Gözenekli Yapılar 21

Şekil 1.16 (a) Çok Yüzlü Dairesel Model, (b) Çok Yüzlü Kare Model, (c) Topoloji Konfigürasyonu, (d) Ortak Dört Üçlü Periyodik Minimal Yüzey Yapısı, (e) Üç Boyutlu Gözenekli Yapı 22

Şekil 1.17 (a) D1 Dental İmplant Modellerinin Tasarımı, (b) E1 Dental İmplant Modellerinin Tasarımı, (c) SLM Üretim Sürecinden Sonra İmplant, (d) İşlem Sonrası İmplantlar 23

Şekil 1.18 Çalışılan 600, 900 Veya 1200 µm Kafes Yapılı Silindirik Numunelerin Şemaları (a) Ve Fotoğrafları (b) 24

Şekil 1.19 Model Hibrit Yapı Geliştirmede Kullanılan Araştırma İçin Tasarlanan Dental Iskele Yapıları İçin Önerilen Farklı Kafes CAD Modellerinin Örnekleri 25

Şekil 1.20 (a) Cross-A, (b) Bal Peteği, (c) Oktahedral-A, (d) Katı Yapı 26

Şekil 1.21 (a) Gözenekli_700_30 Implantının Önden, Boylamasına Ve Enine Kesit Görünümlerini Gösteren Von-Mises Stres (Mpa) Dağılımı; (b) Ortalama Von-Mises Stresini Gözlemlemek İçin Gözenekli Implant Içindeki Üç Düzlem; (c) Tüm Kemik

Koşulları Göz Önünde Bulundurularak Tüm Implantlar Için Yukarıdaki Üç Düzlemin Ortalama Von-Mises Stresi 28

Şekil 1.22 TPMS topolojileri (a) Gyroid (b) Schwarz-P (c) Elmas (d) Lidinoid [49] .. 30

Şekil 1.23 İlgili Test Numunesi İle Birlikte Tipik Basınç Gerilme-Gerinim Eğrisi: (a) Ti-Alaşım Kafesi, (b) BTiMg Sistemi 31

Şekil 1.24 Small, Original Ve Big Çaplı Kafes Yapıları 32

Şekil 1.25 Sol: Schwarz-P Yüzeyinin Bir Temel Alanı. Sağ: Schwarz H Yüzeyinin Temel Bir Alanı 33

Şekil 1.26 Lidinoid Yapısı 33

Şekil 2.1 Shell Komutu 36

Şekil 2.2 Yapı Oluşturma Parametreleri 37

Şekil 2.3 Yüzleri Birleştirme Adımı 38

Şekil 2.4 Oluşturulan Yapıların Kesit Görünümü 38

Şekil 2.5 Ti6Al4V Ve 316LN Malzemelerinde Sıcaklığa Bağlı Poisson Oranı Değişimi [64] 41

Şekil 2.6. Akma Dayanımı [66] 42

Şekil 2.7 Connections-Contacts parametreleri 46

Şekil 2.8 Body Sizing Ve Refinement Parametreleri 47

Şekil 2.9 Mesh Yüzeylerin Görünümü 47

Şekil 2.10 İmplant Test Düzeneği 48

Şekil 2.11 Sabitlenmiş Yüzey (Mavi) Ve Kuvvet Yönü İle Etkidiği Yüzey (Kırmızı) 49

Şekil 3.1 a) Dolu İmplant b) Dolu İmplant Modeli Kesiti c-d) Patlatılmış Görünüm .. 53

Şekil 3.2 0,15 Gyroid Kafes Yapı Kalınlıklı %20 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 55

Şekil 3.3 0,20 Gyroid Kafes Yapı Kalınlıklı %30 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 55

Şekil 3.4 0,30 Gyroid Kafes Yapı Kalınlıklı %40 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 56

Şekil 3.5 0,15 Schwarz-P Kafes Yapı Kalınlıklı %30 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 56

Şekil 3.6 0,2 Schwarz-P Kafes Yapı Kalınlıklı %40 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 57

Şekil 3.7 0,30 Schwarz-P Kafes Yapı Kalınlıklı %20 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 57

Şekil 3.8 0,15 Lidinoid Kafes Yapı Kalınlıklı %40 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 58

Şekil 3.9 0,20 Lidinoid Kafes Yapı Kalınlıklı %20 Doluluk Oranına Sahip İmplant

Tasarımı 58
Şekil 3.10 0,30 Lidinoid Kafes Yapı Kalınlıklı %30 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı 59
Şekil 3.11 Dolu Yapı Mesh Görüntüsü 60
Şekil 3.12 Model 1 - Model 2 - Model 3 Mesh Görüntüsü 61
Şekil 3.13 Model 4 - Model 5 - Model 6 Mesh Görüntüsü 61
Şekil 3.14 Model 7 - Model 8 - Model 9 Mesh Görüntüsü 62
Şekil 3.15 Yük ve Sınır Şartlarının Gösterimi 62
Şekil 3.16 İmplant Modelinde Deformasyon Örneği 64
Şekil 3.17 İmplant Modelinde Von-Mises Gerilme Örneği 65
Şekil 3.18 Modellerdeki 600 MPa Üzerinde Gerilme Alan Bölgeler 65
Şekil 3.19 SLM İle Üretilen Abutment Modelleri 67
Şekil 3.20 SLM İle Üretilen Screw Modelleri 67
Şekil 3.21 SLM İle Üretilen Fixture Modelleri 67
Şekil 3.22 150 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen Deformasyon 69
Şekil 3.23 150 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri 70
Şekil 3.24 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri 70
Şekil 3.25 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı Mpa Üzeri Gerilme Alanları 71
Şekil 3.26 300 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen Deformasyon 72
Şekil 3.27 300 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri 72
Şekil 3.28 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri 73
Şekil 3.29 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı Mpa Üzeri Gerilme Alanları 73
Şekil 3.30 400 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen Deformasyon 74
Şekil 3.31 400 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri 75
Şekil 3.32 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri 75
Şekil 3.33 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı Mpa Üzeri Gerilme Alanları 76
Şekil 3.34 Model 1 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 77

Şekil 3.35 Model 1 İmplant üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 78

Şekil 3.36 Model 1 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 78

Şekil 3.37 Model 1 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 79

Şekil 3.38 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 80

Şekil 3.39 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 81

Şekil 3.40 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 81

Şekil 3.41 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 82

Şekil 3.42 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 83

Şekil 3.43 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 84

Şekil 3.44 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 84

Şekil 3.45 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 85

Şekil 3.46 Model 2 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 86

Şekil 3.47 Model 2 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 87

Şekil 3.48 Model 2 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 87

Şekil 3.49 Model 2 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 88

Şekil 3.50 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 89

Şekil 3.51 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 89

Şekil 3.52 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 90

Şekil 3.53 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 90

Şekil 3.54 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 91

Şekil 3.55 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 92

Şekil 3.56 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 92

Şekil 3.57 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 93

Şekil 3.58 Model 3 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 94

Şekil 3.59 Model 3 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 95

Şekil 3.60 Model 3 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 95

Şekil 3.61 Model 3 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 96

Şekil 3.62 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 97

Şekil 3.63 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 97

Şekil 3.64 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 98

Şekil 3.65 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 98

Şekil 3.66 Model 3 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 99

Şekil 3.67 Model 3 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 100

Şekil 3.68 Model 3 İmplant üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 100

Şekil 3.69 Model 3 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 101

Şekil 3.70 Model 4 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 102

Şekil 3.71 Model 4 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 103

Şekil 3.72 Model 4 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 103

Şekil 3.73 Model 4 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 104

Şekil 3.74 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 105

Şekil 3.75 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 105

Şekil 3.76 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 106

Şekil 3.77 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 106

Şekil 3.78 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 107

Şekil 3.79 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 108

Şekil 3.80 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 108

Şekil 3.81 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 109

Şekil 3.82 Model 5 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 110

Şekil 3.83 Model 5 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 111

Şekil 3.84 Model 5 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 111

Şekil 3.85 Model 5 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 112

Şekil 3.86 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 113

Şekil 3.87 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 113

Şekil 3.88 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 114

Şekil 3.89 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 114

Şekil 3.90 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 115

Şekil 3.91 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 116

Şekil 3.92 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 116

Şekil 3.93 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 117

Şekil 3.94 Model 6 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 118

Şekil 3.95 Model 6 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 119

Şekil 3.96 Model 6 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 119

Şekil 3.97 Model 6 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 120

Şekil 3.98 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 121

Şekil 3.99 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 121

Şekil 3.100 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 122

Şekil 3.101 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 122

Şekil 3.102 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 123

Şekil 3.103 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 124

Şekil 3.104 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 124

Şekil 3.105 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 125

Şekil 3.106 Model 7 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 126

Şekil 3.107 Model 7 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 127

Şekil 3.108 Model 7 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 127

Şekil 3.109 Model 7 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 128

Şekil 3.110 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 129

Şekil 3.111 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 129

Şekil 3.112 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 130

Şekil 3.113 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 130

Şekil 3.114 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 131

Şekil 3.115 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 132

Şekil 3.116 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri..... 132

Şekil 3.117 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları..... 133

Şekil 3.118 Model 8 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 134

Şekil 3.119 Model 8 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 135

Şekil 3.120 Model 8 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri..... 135

Şekil 3.121 Model 8 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları..... 136

Şekil 3.122 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 137

Şekil 3.123 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 138

Şekil 3.124 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri..... 138

Şekil 3.125 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları..... 139

Şekil 3.126 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 140

Şekil 3.127 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 140

Şekil 3.128 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri..... 141

Şekil 3.129 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları..... 141

Şekil 3.130 Model 9 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 143

Şekil 3.131 Model 9 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 143

Şekil 3.132 Model 9 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri..... 144

Şekil 3.133 Model 9 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları..... 144

Şekil 3.134 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 145

Şekil 3.135 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 146
Şekil 3.136 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri..... 146
Şekil 3.137 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 147
Şekil 3.138 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon 148
Şekil 3.139 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri 148
Şekil 3.140 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri..... 149
Şekil 3.141 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları 149
Şekil 4.1 L9 Ortalama 300N Deformasyon Değerleri..... 161
Şekil 4.2 L9 S/N Oranı Değerleri..... 162
Şekil 4.3 L27 Ortalama Deformasyon Zaman Serisi Grafiği..... 163
Şekil 4.4 3D Yüzey Grafikleri..... 165
Şekil 4.5 L9 Ortalama +600 Gerilme Alanı Değerleri 169
Şekil 4.6 L9 S/N Oranı Değerleri..... 169
Şekil 4.7 L27 Ortalama +600 Gerilim Hacmi Zaman Serisi Grafiği 170
Şekil 4.8 3D Yüzey Grafikleri..... 172
Şekil 4.9 Dolu İmplant İle Schwarz-P Deformasyon Kıyaslaması 176
Şekil 4.10 Dolu İmplant İle Schwarz-P Gerilim Hacmi Kıyaslaması..... 176
Şekil 4.11 Dolu İmplant İle Gyroid ve Schwarz-P Yapılarının Deformasyon Kıyaslaması 178
Şekil 4.12 Dolu İmplant İle Gyroid ve Schwarz-P Yapılarının Gerilim Hacmi Kıyaslaması 178
Şekil 4.13 EN ISO 14801:2016 Açılı Abutment ve İmplant Test Yöntemi..... 179
Şekil 4.14 İmplant Test Görünümü 180
Şekil 4.15 Dolu Yapı Statik Ölçüm Sonuç Eğrileri 181
Şekil 4.16 Statik Test Sonrası Gerçekleşen Deformasyonlar..... 183
Şekil 4.17 Model 5 Yapısı Statik Ölçüm Sonuç Eğrileri 184
Şekil 4.18 Statik Test Sonrası Gerçekleşen Deformasyonlar..... 186

TABLO LİSTESİ

Tablo 2-1 Ti6Al4V Alaşımının Mekanik Özellikleri [64] 40
Tablo 2-2 Titanyum Alaşımlarının Yoğunluğu [66] 41
Tablo 2-3 Ti-6Al-4V Alaşımının Özellikleri [68] 43
Tablo 2-4 Taguchi Model Tasarımı 51
Tablo 3-1 Deney Faktörleri ve Seviyeleri 52
Tablo 3-2 Taguchi Model Tasarım Parametreleri 54
Tablo 3-3 Modellerin Mesh Sonrası Elements Ve Nodes Sayıları 60
Tablo 4-1 Modellerin Hacim Kıyaslamaları 151
Tablo 4-2 Model-Hacim Grafiği 151
Tablo 4-3 150N Kuvvet Altında Yapılardaki Deformasyonlar Ve 600 MPa Üzeri Hacimler 153
Tablo 4-4 300N Kuvvet Altında Yapılardaki Deformasyonlar Ve 600 MPa Üzeri Hacimler 154
Tablo 4-5 400N Kuvvet Altında Yapılardaki Deformasyonlar Ve 600 MPa Üzeri Hacimler 155
Tablo 4-6 Hacim Kıyaslamaları İle Kazanç Oranı 157
Tablo 4-7 Üretimi Yapılan Parçaların Ağırlık Özellikleri 159
Tablo 4-8 Ti6Al4V Üretim Sonuçları 159
Tablo 4-9 Deney Faktörleri ve Seviyeleri 160
Tablo 4-10 Deformasyon ANOVA Sonuçları 166
Tablo 4-11 Model Uyumluğu ve Regresyon Sonuçları 167
Tablo 4-12 Gerilim ANOVA Sonuçları 173
Tablo 4-13 Model Uyumluğu ve Regresyon Sonuçları 174
Tablo 4-14 Dolu Yapı İle Scwarz-P Yapısı Kıyaslaması 174
Tablo 4-15 Test Makinesi Teknik Özellikleri 180
Tablo 4-16 Dolu Yapı Statik Test Sonuçları 182
Tablo 4-17 Dinamik Yükleme Sonuçları 182
Tablo 4-18 Model 5 Yapısı Statik Test Sonuçları 185
Tablo 4-19 Dinamik Yükleme Sonuçları 186

1. GİRİŞ

Eklemeli İmalat (Eİ) (Additive Manufacturing (AM)), geleneksel çıkarmalı üretim yöntemlerinin aksine çok karmaşık şekillerin oluşturulmasına izin verir ve neredeyse rakipsiz tasarım özgürlüğü sağlamaktadır. [1]

"3 boyutlu (3B) yazıcı" teknolojisi, ilk olarak 1970'lerde hızlı prototipleme olarak ortaya çıkmıştır ve bu teknolojinin amacı, tasarımların numunelerini oluşturmaktır. 1980'li yılların başından itibaren, numuneler yerine doğrudan gerçek parça üretimi gündeme gelmiştir. 1990'lı yıllarda ise, metal ve seramik malzemelerin kullanımıyla son ürünlerin üretiminde "Eklemeli İmalat" adı verilen bir imalat yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntem, tasarım sürecinde daha az zaman ve maliyet gerektirirken, daha karmaşık geometrilerin ve özelleştirilmiş parçaların üretimini mümkün kılmaktadır. [2]

İmplant üretiminde son dönemde, eklemeli üretim teknolojisi ile elde edilen gözenekli yapılar dikkat çekmektedir. Son yıllarda giderek popülerleşen bu araştırma alanı, istenen özelliklere sahip implantların üretilmesinde önemli bir fırsat sunmaktadır. Özellikle, katı bir yapının içindeki boşluk oranını ifade eden gözeneklilik, bu yöntemle implantlara başarıyla entegre edilebilmektedir. [3]

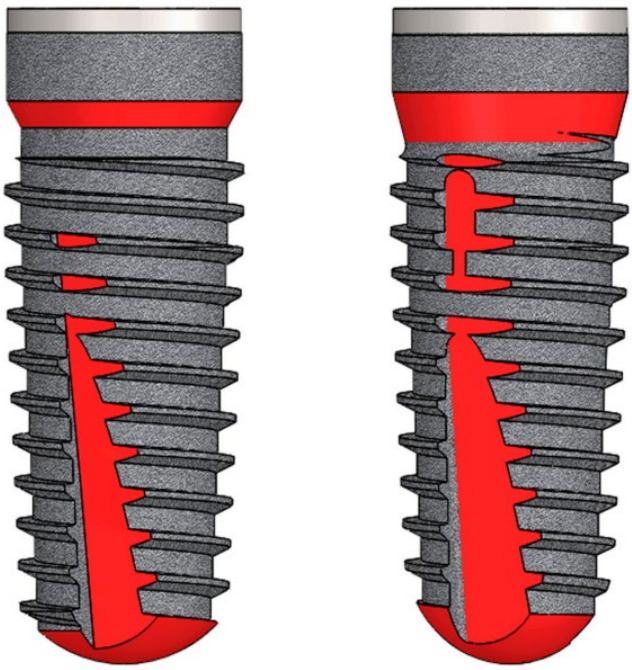
Bu tez çalışmasında, diş implantlarının tasarımı, çeşitli kafes yapıları ve doluluk oranları ile özgün bir şekilde yapılmıştır. Bilgisayar ortamında analiz edilerek prototip üretilmiştir. Araştırma ve geliştirme çalışmaları ile bu parçanın tasarımı geliştirilmiş ve üretimde esneklik sağlanmıştır. 3 farklı kafes yapısı implantın fixture parçası üzerine entegre edilmiştir. Gyroid, Schwarz-P ve Lidinoid kafes yapıları 0.15, 0.20 ve 0.30 mm katman kalınlıkları kullanılarak %20, %30 ve %40 doluluk oranları ile tasarlanmıştır. Toplamda 9 farklı parametrede yapı elde edilmiş olup, her yapı için 150, 300 ve 400N kuvvet implantın çiğneme yönüne dik bir şekilde uygulanmıştır.

Bu çalışmalar sonucunda literatüre katkı sağlayacak önemli analiz sonuçlarına ulaşılmış olup eklemeli imalat ile diş implantlarının farklı kafes yapılar ve farklı parametreler arasındaki gerilme değerleri karşılaştırılarak performans analizinden en iyi değer sonucuna ulaşılmıştır.

1.1. Literatür Taraması

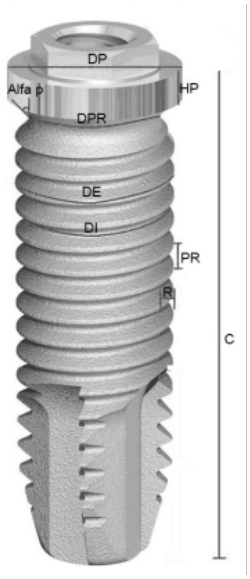
1.1.1. Dental İmplant

Henning ve diğerleri yaptıkları çalışmada İsviçre-Alman Camlog Grubu (Camlog Biotechnologies AG, Basel, İsviçre) 2002 yılında vidalı implantı (J-line) tanıttığını ve 2009 yılında K-line olarak genişlettiklerine gözlemlemiştir. Bahsedilen bu çalışmada genel olarak, vida hattı implantları 4. sınıf titanyumdan yapılmıştır ve hafifçe konik bir dış geometriye (3°-9°), kendinden kılavuzlu bir dişe ve işlenmiş bir implant boyun kısmına sahiptir. İmplantların yüzeyi kumlanmış ve asitle aşındırılmıştır. J hattından K hattına, dış makro tasarımda üç ana ayarlama yapılmıştır. J hattında kesici dişler implantın ucuna kadar uzanırken, K hattında kısalmış ve apikal bir yuvarlaklaşma ile sonuçlanmıştır. 2. Olarak implantın kesici kısmı kraniyal olarak J-hattından K-hattına (Şekil 1.1) kadar uzatılmıştır ve K hattında, daha kısa bir silindirik kısım, eski konikliğin eğimlendirilmesiyle tepeden tasarlanmıştır. [4]



Şekil 1.1 İmplant Sisteminin J Hattını (Sol) Ve K Hattını (Sağ) Gösteren Şematik Çizimleri

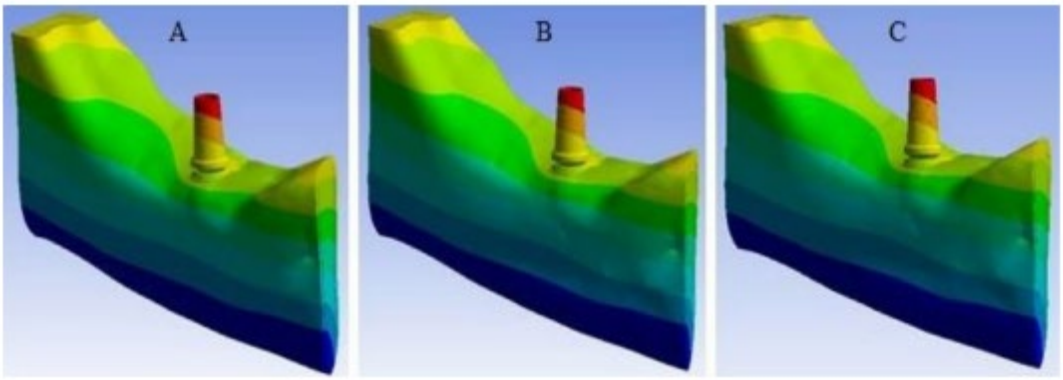
Ana Beatriz ve diğerleri bu çalışmada bükülme testine tabi tutulan implantların profilini (Şekil 1.2) değerlendirmiştir. Dört tip implant analiz edilmiştir: Master Porous (MP - dış altıgen, silindirik, çift gözenekli yüzeyli implantlar; 11,5 X 3,75 mm), Master Screw (MS - dış altıgen, silindirik, işlenmiş implantlar; 11,5 X 3,75 mm), Conect Conic (CC - dış altıgen, silindirik, işlenmiş implantlar; 11,5 X 3,5 mm) ve Master Conect AR (CA - iç altıgen, silindirik, çift gözenekli yüzeyli implantlar; 11,5 X 3,75 mm). Dijital tork ölçer ile torsiyon testinden önce ve sonra analizler yapılmıştır. İmplant profilinde analiz edilen ölçümler şunlardı: platformun çapı ve yüksekliği, vida/platform bağlantısının çapı, vida/platform bağlantısının açısı, dış çap, iç çap, yiv aralığı, yivin yüksekliği ve uzunluğu. İstatistiksel analiz %5 anlamlılık düzeyinde gerçekleştirilmiştir. Torsiyon testi, dış implant profilinde gözle görülür bir deformeye neden olmuştur. Torsiyon öncesi ve sonrası implantlar arasında platform çapı, platform yüksekliği, vida/platform bağlantı çapı ve uzunluk değişkenleri açısından istatistiksel olarak fark olduğu gözlemlenmiştir. CC ve CA'nın platform yüksekliğinde değişiklikler, CA implantlarında kırılma, MP ve MS birleştirici/konnektörlerinde kırılma ve CC'nin iç dişlerinde sıyrılma gözlenmiştir. Böylece, üretici tarafından aşırı veya tavsiye edilmeyen bazı torkların implantların farklı geometrik ölçümlerinde değişikliklere yol açabileceği sonucuna varılmıştır. [5]



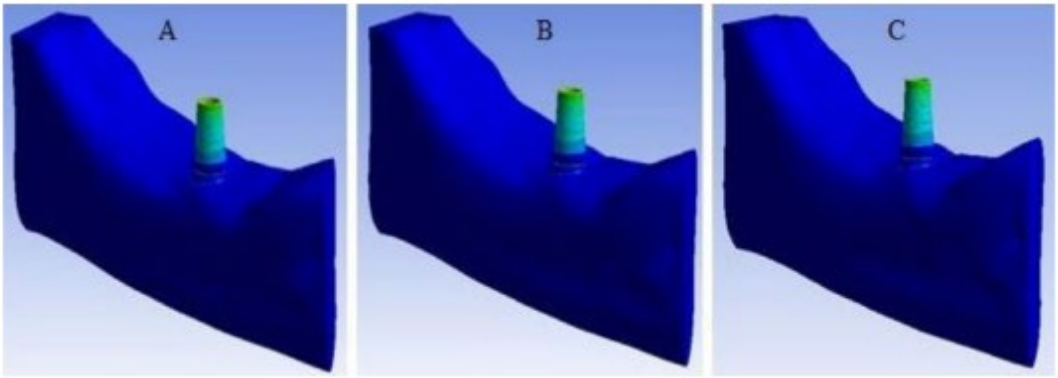
Şekil 1.2 İmplant Boyut Tanımlamaları

Regalla Rakesh Reddy, Kode Jaya Prakash, Sayina Koteswari, Arvind Ud, Balla Srinivasa Prasad ve Y.Shivraj Narayan bu çalışmalarında Genesis AKTIV implant,

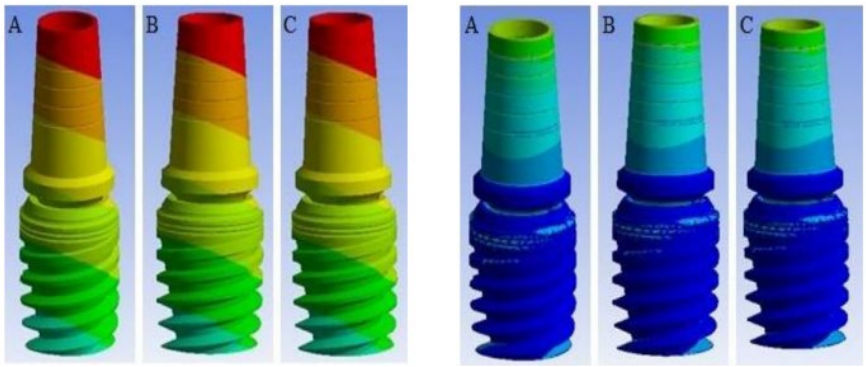
DICOM Datain NNT görüntüleyici yazılımı dikkate alınarak CATIA V5 yazılımı kullanılarak modellenmiştir. Diş implantlarının boyutları 0,1 mm ile 13 mm arasında değişmektedir. AKTIV implantlarının çapı 3 mm ile 5 mm arasında, uzunluğu ise 6 mm ile 16 mm arasında değişmektedir. Hastaya özel implant modeli, fikstür konumu, çapı, uzunluğu ve derinliği NNT Viewer yazılımından ölçülmüştür. Tıbbi modelleme yazılımından elde edilen AKTIV implant STL dosyasının sonlu eleman analizi, geometrik ve mesh hatalarını düzeltmek için Hypermesh yazılımında önceden işlenmiştir. İmplant konumuyla kortikal ve süngerimsi kemik iç bölümleri, Altair Hypermesh kullanılarak alt çene ve implant düzeneği olarak uygulanmıştır. ANSYS'te analiz gerçekleştirmek için sagittal düzlem boyunca gerekli sınırlara kadar daha fazla bölümleme yapılmıştır. Kortikal kemiğin kalınlığı sağ üst tarafta 1,3 mm olarak alınmıştır. Kortikal kemiğin kalınlığı sağ üst tarafta 1,3 mm olarak alınmıştır. Analiz mesh dataları için element boyutları abutment, fixture ve screw için 0,15 yapılmıştır. Tetra Four Node ağ tipi seçilmiştir. Toplam elementlerin sayısı 760 bin çıkmaktadır. FEA Analizi için STEP Dosyasına uygulanan Malzeme Özelliklerinde Abutment Ti Grade 5 Young modülü 114 bin MPa – Poisson oranı 0.33 şeklinde yapılmıştır. Fixture Ti Grade 4 Young modülü 105 bin MPa – Poisson oranı 0.34, Screw Ti Grade 5 Young modülü 114 bin MPa – Poisson oranı 0.33, Kortikal Kemik için Young modülü 13 bin MPa – Poisson oranı 0.3, Süngerimsi kemik için Young modülü 690 MPa – Poisson oranı 0.3 şeklinde yapılmıştır. İmplant üzerine 24 N, 50 N ve 76 N'lik (Şekil 1.3)(Şekil 1.4)(Şekil 1.5) oklüzal kuvvet uygulanarak analiz yapılmıştır. Tork uygulanan implant için yükler 300 N-mm, 350 N-mm ve 400 N-mm olarak atanmıştır. 24N, 50N ve 76N oklüzal kuvvet için elde edilen güvenlik faktörü fikstür için 22, 11 ve 7, Abutment için ise 37, 18 ve 11 olmuştur. İmplant Genesis AKTIV Modellerinin güvenli tasarım altında üretildiğini kanıtlayan Güvenlik Faktörü kapsamında olmuştur. Bu nedenle, 5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki İmplant Genesis AKTIV Dental implant, molar pozisyonda implantasyona uygun çıkmıştır ve oluşturulan stres değerlerine implantasyondan sonra izin verilerek güvenli olduğu tespit edilmiştir. [6]



Şekil 1.3. (A-B-C) 24-50-76N Yük Altında Toplam Deformasyon Sonuçları



Şekil 1.4 (A-B-C) 24-50-76N Yük Altında Von-Mises Gerilim Sonuçları



Şekil 1.5 İmplant Üzerinde Toplam Deformasyon Ve Von-Mises Gerilim Renk Skalası Görünümü

Yash Gupta, Rohit Iyer, Vamsi Krishna Dommeti, Emil Nutu, Masud Rana, Ali Merdji, Jayanta Kumar Biswas ve Sandipan Roy bu çalışmasında topoloji optimizasyonu kullanarak harcanabilir materyali uzaklaştırarak bir diş implantı makro geometrisi

tasarlamak ve biyomekanik fonksiyonunu değerlendirmektir. Kortikal ve süngerimsi kemiğe gömülü bir implantın üç boyutlu sonlu eleman modelleri oluşturulmuştur. Tasarım optimizasyonu, her malzeme özelliği kombinasyonu için farklı uzunluk ve çapa sahip yirmi implant arasından en az von Mises stresi ve eksenel deformasyona maruz kalan optimum parametrelere sahip her malzeme özelliği kombinasyonu için uygun bir implant seçmek için kullanılmıştır. Daha sonra gereksiz malzemeyi ortadan kaldırmak için seçilen implantlarda topoloji optimizasyonu kullanılmıştır. Optimize edilmiş parametre ve hacme sahip implantların biyomekanik fonksiyonları değerlendirilmiştir. Sonlu eleman analizleri, implantın hala tüm işlevselliğini koruması durumunda implant hacminde %32 ila %45 oranında bir azalmanın mümkün olduğunu tahmin etmektedir. Analizler için Ansys yazılımı kullanılmıştır. Tasarım değişkenlerinin aralıkları L = 10–14 mm (beşli set, başlangıç değeri: 10 mm) ve D = 3–4,5 mm (dörtlü set, başlangıç değeri: 3 mm) olarak ayarlanmıştır. Pitch değeri (P), çalışma boyunca P = 1 mm'de değiştirilmeden tutulmuştur. Toplam eksenel deformasyonun, boşluk yarıçapına kıyasla boşluk çapındaki değişikliklere karşı daha duyarlı olduğunu ve eşdeğer gerilimler boşluk uzunluğundaki değişikliklere karşı daha duyarlı çıkmıştır. İmplantın topoloji optimizasyonu, implant vidasının dış kısmında keskin bir boşlukla sonuçlanmıştır; bu da kenarda daha yüksek bir stres konsantrasyonuna yol açmıştır; bu durum daha fazla osseointegrasyon için zararlı olabilmektedir ve aynı zamanda mümkün değildir. [7]

Alberto Carnicero, Andrés Peláez, Andrés Restoy-Lozano, Isaías Jacquott ve Ricardo Perera eklemeli üretim yoluyla biyouyumlu malzemelerden yapılan implantlarda 2 aşamalı sonlu eleman tabanlı topoloji optimizasyon süreci uygulanmıştır. Yorulma mukavemeti optimizasyonuna tabi tutulması gereken alanları belirlemek için standart çiğneme, kritik çiğneme kuvveti ve en kötü bağlama koşullarıyla ilgili beş ısırık yükleme durumu, her bir spesifik sonuçla birlikte dikkate alınmıştır. Malzeme olarak seçilen bir Ti6Al4V titanyum alaşımıdır. Malzemenin nihai mukavemet değeri 920 MPa olarak belirlenmiş ve Young modülü ve Poisson oranı sırasıyla 116 GPa ve 0,31 olarak belirlenmiştir. Yorulma mukavemeti, 200 MPa olarak seçilmiştir. İmplant daha önce açılan 1,5 mm'lik deliğe 5 veya 6 mm uzunluğunda ve 2,1 mm çapında vidalar kullanılarak sabitlenmiştir. Analizler için Ansys Workbench 2020R1 framework kullanılmıştır. Bu çalışmada test edilen 2 fazlı topolojik optimizasyon, hem çekme-basınç ve yorulma mukavemeti koşulları altında implantın yapısal bütünlüğü hem de implant

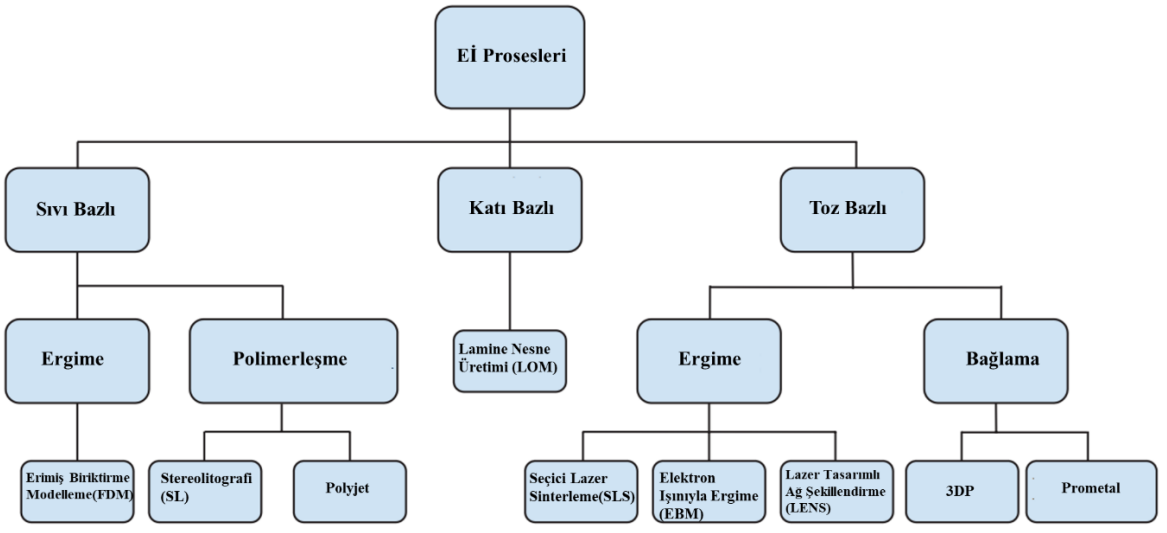
üretim koşullarıyla ilgili malzeme kısıtlamaları açısından referans implant geometrisinden daha iyi performans göstermiştir. Yaklaşık %28 daha düşük hacimsel geometri sağlar ve karmaşık cerrahi prosedürlerde gerekli olan iki üst sabitleme vidasının kullanılması ihtiyacını ortadan kaldırır. Topolojik optimizasyon yöntemlerinin, eklemeli olarak üretilen biyouyumlu malzemelerin sağladığı esneklikle birleşimi, dişsiz hastalarda cerrahi travmanın ve implant kurulumunun etkisinin en aza indirilmesi, maliyetin azaltılması açısından umut verici sonuçlar sağlamıştır. [8]

1.1.2. Eklemeli İmalat

Katmanlı imalatın ortaya çıkışı, özellikle karmaşık şekilli bileşenlerin imalatında geleneksel eksiltici imalat yöntemlerine göre önemli bir avantaj sunmaktadır. [9]

Geleneksel üretimle karşılaştırıldığında, AM, modern işleme ekipmanlarıyla elde edilmesi zor olan benzersiz geometrilerin tasarlanmasına olanak tanır. [10]

Eklemeli imalat yönteminin birçok farklı prosesleri mevcuttur. (Şekil 1.6) Bu prosesler çalışma prensibi bakımından farklılıklar göstermektedir. [11]



Şekil 1.6 Eklemeli İmalat Türleri

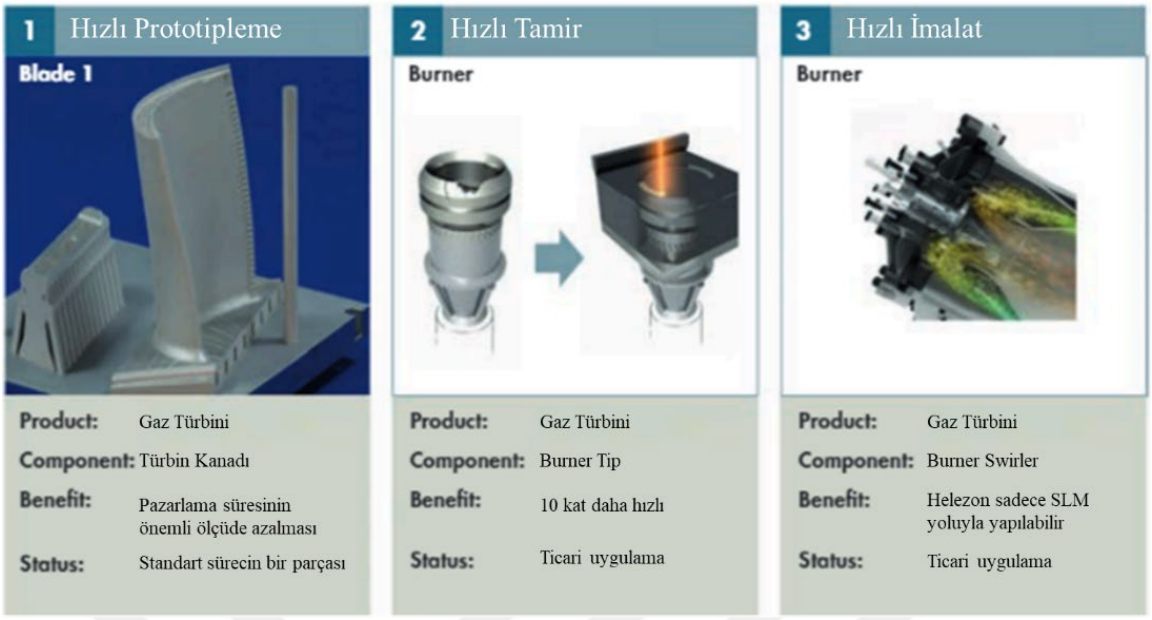
Bu proseslerden en yaygın olanları seçici lazer ergitme (SLM), seçici lazer sinterleme (SLS) ve elektron ışını erimesi (EBM) gibi yöntemlerde katmanları oluşturmak için toz

malzemeler kullanılmaktadır. Kullanılan toz malzemeler ergitilir ya da yumuşatılır. Stereolitografi (SLA) gibi yöntemlerde ise sıvı bazlı birleştirilerek ürün elde edilir. [11]

Şekil 1.7 Eklemeli İmalat İşlemi Veri Akışı

İmalatı düşünülen 3B katı model STL dosya dönüşümü yapılmadan da dilimlenerek imalat makinesine gönderilebilmektedir. (Şekil 1.7) İmalat makineleri, dilimlenerek elde edilmiş sınır çizgilerinden oluşan 2B geometrik veriyi kullanarak katman katman imalat işlemini gerçekleştirirler. [12]

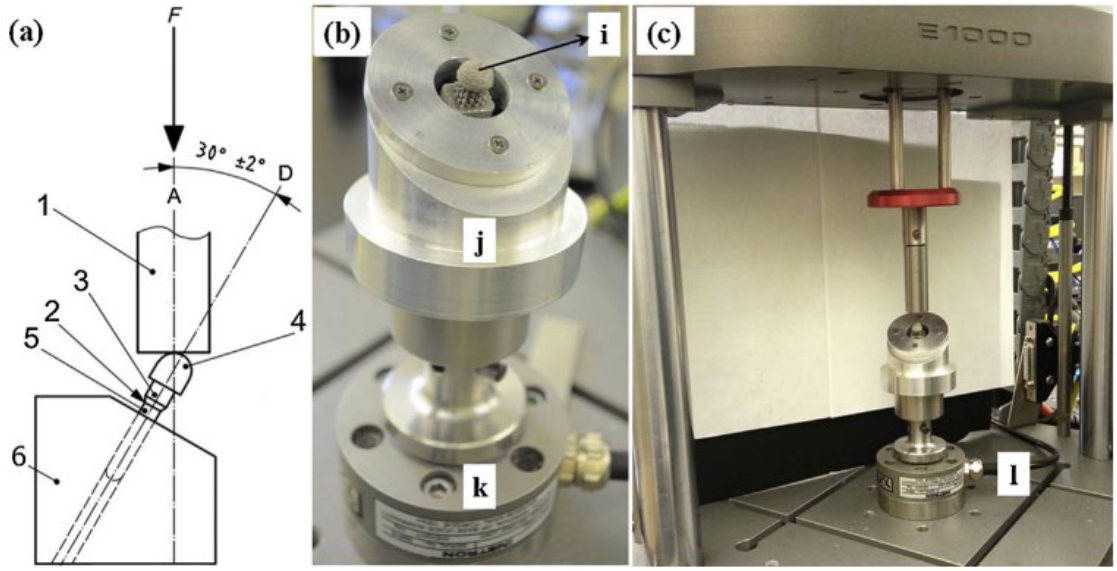
Geleceğin en önemli üretim yöntemleri arasında yer alan eklemeli imalat, polimer esaslı malzemeler, paslanmaz çelik, plastik, takım çeliği, titanyum ve alaşımları, alüminyum ve alaşımları, nikel ve alaşımları ve karbür metal tozları kullanılması ile uygulama alanı farklı sektörlere yayılmıştır. [13] Eklemeli imalatta tarama hızı, tarama mesafesi, kullanılan toz malzemenin şekli ve boyutu, katman kalınlığı, lazer gücü ve inşa yönü gibi giriş parametreleri ürünün mekanik dayanımı, boyutsal değişimi ve yüzey kalitesinde önemli bir etkiye sahiptir. [14]



Şekil 1.8 SLM Uygulamasının Üç Temel Unsuru

Eİ, bileşen performansının eş zamanlı olarak artırılmasını ve teslimat süresinin kısaltılmasını sağlayan devrim niteliğinde bir teknolojidir (Şekil 1.8). SLM, entegre tasarım ve üretimde yeni bir boyuttur ve neredeyse hiçbir sınırlama olmaksızın ve son derece kısa teslimat sürelerinde hayallerimizi gerçeğe dönüştürür. [15]

M. Jamshidiniaa, L. Wang, W. Tong, Raed Ajlouni ve R. Kovacevic kafes yapılı bir diş implantının yorulma testi üzerine yaptıkları bir çalışmadır. Malzeme olarak biyomedikal alanında en sık kullanılan Ti6Al4V malzemesi kullanılmıştır. Yapı üzerine 100N, 200N, 300N ve 500N olarak 4 kuvvet uygulanmıştır. Dayanak eksenine 30° açıyla 15 Hz yükleme frekansında ve %10 yükleme oranında uygulanmıştır. (Şekil 1.9) Kafes yapı olarak oktahedral kafes yapı seçilmiştir. Yapının çeper kalınlığı 2mm olarak hesaplanmıştır. Yorulma testinin deneysel sonuçlarına göre, diş dayanağı 100 N'de 5 milyon döngü yaptığı sonucuna ulaşıldı ve daha yüksek kuvvetler uygulandığında 5 milyon döngüden daha az döngü yaptığı sonucuna ulaşılmıştır. Sayısal sonuçlar, keskin köşelerin yapının yorulma ömrünü düşürmedeki zararlı etkisini ortaya koymuştur. Eklemeli imalat işlemleri tarafından üretilen bileşenlerin yüzey pürüzlülüğündeki azalma, yorulma ömürleri üzerinde yapıcı bir etkiye sahip olabilir sonucuna ulaşılmıştır. [16]



Şekil 1.9 (a) Dental İmplant Üzerindeki Yükleme Konfigürasyonunun Şeması,
(b) Tasarlanan Ve Üretilen Fikstür,
(c) Instron E100 Makinesindeki Yorulma Testi Düzeneği

Şekilde bulunan ifadeler sırasıyla şunları belirtmektedir; 1: Yükleme Cihazı, 2: Nominal Kemik Seviyesi, 3: Bağlantı Parçası, 4: Yarım Küre Yükleme Elemanı, 5: Dental İmplant Gövdesi, 6: Numune Tutucu, I: Oktahedral Kafes Abutment Kuponu, J: Fikstür, K: Yük Hücresi Ünitesi, I: Deplasman Dönüştürücü

Zena J. Wally Abdul M. Haquee, Antonio Feteiraf, Frederik Claeyssensa, Russell Goodalla ve Gwendolen C. Reilly bu makalede, çeşitli CAD modelleri kullanarak düzenli ve dereceli gözenekliliğe sahip bir dizi titanyum yapı üretmek için Seçici Lazer Eritme (SLM) kullanımını araştırmaktadır. Kullanılan toz parçalar 15-50 mikron arasında seçilmiştir. Makalede 8 model kullanılmıştır. Mikron boyutlarına ve kalınlıklarına göre parçalar ayrılmış ve isimlendirilmiştir. Diş implantlarının %10'a varan bir oranı, düşük kemik kalitesi ve miktarının bir sonucu olarak kemikle bütünleşememektedir. 650 mikron gözenek boyutlu yapı iskeleleri dışında tüm yapılar, daha önce süngerimsi kemik için bildirilenler aralığında sıkıştırıcı mekanik özellikler göstermiştir. Tüm yapılar, 400 mikron gözenekli yapı iskelelerinde maksimum kalsiyum birikiminin görülmesi dışında gözenek boyutundan etkilenmeyen hücre büyümesini ve mineralize matris birikimini güçlü bir şekilde desteklemiştir. Maksimal kalsiyum birikimini desteklememesine rağmen, örümcek ağı iskelesi, sıkıştırmaya karşı iyi direnç ile yüksek gözeneklilik

arasında bir denge kurulmuştur. Bu teknik şu anda mevcut olanlardan daha uygun maliyetli ve daha iyi kemik ile uyumundan dolayı daha avantajlı konumda görülmüştür. [17]

Samy Tunchel, Alberto Blay, Roni Kolerman, Eitan Mijiritsky ve Jamil Awad Shibli bu çalışmaya Ocak 2010 ile Ocak 2012 tarihleri arasında 4 farklı özel muayenehaneye dental implant tedavisi için başvuran, tek diş boşluğu olan veya başarısız, kurtarılamayan tek dişinin değiştirilmesi gereken tüm hastalar dahil edilmiştir. Dahil edilme kriterleri iyi ağız sağlığı ve en az 3,3 mm çapında ve 8,0 mm uzunluğunda bir fikstür almak için yeterli kemik olmuştur. 25–45 μm Ti-6Al-4V tozlarından katmanlı üretim (AM) teknolojisiyle üretilmiştir. 200W güç ve 1.054 nm dalga boyu parametreleri kullanılarak fiber lazer ile üretilmiştir. Üretim sonrası gerekli tüm prosedürler gerçekleştirilmiştir. Bu prosedürler, herhangi bir kalıntının giderilmesi için gerekli bulunmuştur. Yapışmayan titanyum parçacığı kalıntı oluşumuna sebebiyet vermektedir. AM implantları sırasıyla Ra değeri (değerlendirilen yüzeyin aritmetik ortalama sapması) 66,8 μm, Rq değeri (değerlendirilen yüzeyin ortalama karekök sapması) 77,55 μm ve Rz değeri (değerlendirilen yüzeyin en büyük yüksekliği ortalaması) 358,3 μm olan gözenekli bir yüzeye sahiptir. Bu bağlamda, gözenekler arasındaki bağlantıların boyutu, yapısındaki kemik büyümesini etkileyen en önemli parametrelerden biri gibi görünmektedir. 500 µm gözenek boyutu, kemik hücrelerinin davranışında mükemmel sonuçlar elde etmiştir. 3 yıllık takipli prospektif klinik çalışmada, tekli 3DP/AM implantlar %94,5 hayatta kalma oranı ve %94,3 implant-taç başarı oranı göstermiştir. [18]

M. Silvaa, R. Felisminaa, A. Mateusa, P. Parreirac ve C. Malça bu metodolojide, iki veya daha fazla gelişmiş eklemeli üretim (AM) teknolojisinin entegrasyonu yoluyla hibrit malzeme implant üretimini hayata geçirmişlerdir. Topolojik optimizasyon araçları olarak Voronoi standartları uygulanmıştır. Gelişmiş katmanlı üretim süreçlerinin kombinasyonu, ör. Seçici Lazer Eritme (SLM) veya Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Stereolitografi (SL) gibi üretim yöntemleri kullanılmıştır. SLM ile metal ağ örülmeye başlamıştır. Örülen ağ daha sonra SL platformuna yerleştirilmektedir ve ekleme işlemi başlamıştır. Taç dişlerin imalatının tamamlanmasına kadar devam etmiştir. SL ile ortezlerin değişken kalınlıkta, daha iyi uyum, daha fazla konfor ve boyutsal doğrulukla üretilebileceği gösterilmiştir. Çekirdeği yüksek mekanik mukavemete sahip bir

malzemeden imal edilen biyo-esinli diş implantının tam sanal modelini çene ile özelleştirilmiş implant arasındaki birleştirmeden kaynaklanan 3D CAD modelini göstermiştir. İki AM prosesinin kombinasyonu ile biri çekirdek ve diğeri diş kaplamaları için olmak üzere iki tür malzeme kullanılarak geliştirilen ve üretilen özel diş köprüsünü yapılmıştır. [19]

Anastasia Matskoa ve Rodrigo França çalıştıkları bu derlemede, imalat süreci ve sonrasında klinik uygulama sırasında bildirilen fayda ve dezavantajları değerlendirmeyi amaçlamıştır. İmplantasyon prosedürü iyi estetik sonuçlarla birlikte zamandan ve maliyetten tasarruf sağlamıştır. Uzunluğu ve kesit alanı, daha büyük bir dayanak için kullanılabilen geleneksel silindirik implanttan daha büyük olmuştur ve geleneksel silindirik implantın normal dairesel çapraz dayanağından daha güçlüdür. Böylece indüklenen stres daha düşük çıkmaktadır. Tasarım da ayrıca yatay strese silindirik bir implanttan daha iyi direnç gösterebilmiştir ve implantın stabilitesini ve dayanıklılığını artırabilmektedir. Gözenekli implantın, mekanik yükler sırasında kemiğe uygulanan kayma gerilimini büyük ölçüde azaltabileceğini öne sürmektedir. İmplantasyon sürecini kolaylaştırmak ve uzun vadeli, stabil osseointegrasyonu teşvik etmek için %30-40 gözenekli yapı tercih edilmektedir. Çok yüksek lazer enerjisi, ortaya çıkan yüzeyinin pürüzlü olduğunu ve çatlamasının kolay olduğunu belirtmektedir. Çok düşük lazer enerjisi bağlanma mukavemetinin azalmasına yol açarak parçaların performansını etkileyebilmektedir. İşlenmemiş seçici lazerle eritilmiş numunelerin, çıkarmalı üretimle üretilen disklerle karşılaştırıldığında daha az ıslanabilirliğe sahip, daha pürüzlü ve daha düzensiz bir yüzey sunduğunu sonucuna ulaşılmıştır. [20]

Soraya Mareishi bu çalışmada, eklemeli olarak üretilen kafes yapılar kullanılarak silindirik bir diş implantının tasarımı ve optimizasyonu, kemik kaybı ve arayüz başarısızlığının üstesinden gelmek için bir çözüm olarak değerlendirmiştir. Kafes yapıların herhangi bir tasarımda kullanılmasındaki temel amaç, ağırlığı azaltmak, verimliliği artırmak ve mümkün olduğunca az malzeme kullanmaktır. Diş implantı tasarımı ve optimizasyonunda kullanılmak üzere sekizli kafes birim hücresi seçilmiştir. Optimizasyon problemi formüle edilmiştir ve amaç fonksiyonlarını değerlendirmek için sonlu elemanlar yazılımı Altari OptiStruct kullanmıştır. Sonuçlar, minimum miktarda arayüz arızasının 0,6 mm kalınlıkta ve %12 bağıl yoğunlukta meydana gelebileceğini göstermiştir. Minimum kemik kaybı 1,2 mm kalınlıkta ve %50 bağıl yoğunlukta

gerçekleşmiştir. Bu fonksiyonları eş zamanlı olarak en aza indirmek için implantı tasarlamak amacıyla Pareto sınır eğrisi kullanılmıştır. İmplant yapısında kafes yapıların kullanılmasının sadece arayüz başarısızlığını ve kemik kaybını azaltmakla kalmayıp aynı zamanda katı implantlarla karşılaştırıldığında kemikteki maksimum Von Mises stresini de artırabildiğini, yani sertlik anlamına geldiğini göstermiştir. Kemik ve implant arasındaki uyumsuzluk azalmıştır. [21]

Ling Li, Jungwon Lee, Heithem Ben Amara, Jun-Beom Lee, Ki-Sun Lee, Sang-Wan Shin, Yong-Moo Lee, Byoungkook Kim, Pangyu Kim ve Ki-Tae Koo bu çalışmada üç tip diş implantı için kemik iyileşmesini ve implant stabilitesini karşılaştırmayı amaçlamıştır. Dişli implant, çivisiz üç boyutlu (3D) baskılı implant ve çivili 3D baskılı implant olarak 3 tip implant tasarlanmıştır. Köpekler üzerinde yapılan implant ameliyatından on iki hafta sonra köpeklerde görülen ve gruplar arasında kemik-implant teması (BIC) ve işgal edilen kemik alanı fraksiyonu (BAFO) karşılaştırılmıştır. 3 farklı tasarıma sahip fakat benzer boyutlarda implantlar kullanılmıştır. 3,7 mm çapında iki parçalı ve 8 mm uzunluklarında olan superline fixture, 3D baskılı çivisiz implant ve 3D baskılı sivri uçlu implant kullanılmıştır. 3D baskılı implant, %70 gözenekliliğe ve 250 μm kafes kalınlığına sahip dodekahedron kafes yapısı kullanmıştır. İmplantlar, alt çenenin sol ve sağ taraflarının her birinde üç konuma rastgele yerleştirilmiştir (köpek başına altı implant). 3D baskılı implantlardaki (3D ve 3DS) kafes yapısının kemikteki stabilitelerini etkilemediği görülmüştür. Böylece 3D implant, T implanta benzer birincil stabiliteyi elde etmiştir ve korumuştur. 3DS implant ile T implantın primer stabilitesi arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. [22]

Lin WS, Starr TL, Harris BT, Zandinejad A ve Morton D (15) bu çalışmada doğrudan metal lazer sinterleme yöntemini kullanarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) dosyası temelinde kontrollü gözeneklilik dağılımı ve azaltılmış Young modülü ile işlevsel olarak derecelendirilmiş titanyumun mekanik özelliklerine ilişkin ön bulguları Direk Seçici Lazer Erime (DMLS) tekniği ile açıklamaktadır. DMLS makinesi (M270) kullanılarak altmış adet Ti-6Al-4V örneği oluşturulmuştur. Bir grup, tamamen yoğun numuneler oluşturmak için yalnızca 170 W lazer enerjisiyle üretilmiştir (kontrol grubu). Geriye kalan örneklerin tümü, tamamen yoğun bir dış "kabuğa" sahiptir; katman ve kısmen sinterlenmiş gözenekli bir iç "çekirdek" bölge. Dış "deri"; her bir numune 170 W'ta taranmıştır ve farklı numune grupları için 0,35, 1,00 veya 1,50 mm kalınlığa

ayarlanmıştır. İç "çekirdek"; Her numunenin her biri daha düşük bir lazer gücünde (43 veya 85 W) taranmıştır. Kısmen sinterlenmiş çekirdek, daha düşük lazer gücüyle birlikte biraz daha fazla gözeneklilikle tüm numunelerde açıkça görülebilmiştir. Ancak çekirdek bölgedeki gözeneklilik miktarı yalnızca lazer gücüyle ilişkili olmadığı görülmüştür; daha ince kabuk katmanları, çekirdek yapıda aynı güç değerleri için daha yüksek gözeneklilik ile sonuçlanmıştır. Ulaşılan en düşük Young modülü olan 35 GPa, kemiğe yakın çıkmıştır ve 43 W lazer gücü ve 0,35 mm deri kalınlığı ile elde edilerek toplam hacmin %74'ünü oluşturan bir çekirdek üretilmiştir. [23]

Jianyu Chen, Zhiguang Zhang, Xianshuai Chen, Chunyu Zhang, Gong Zhang ve Zhewu Xu bu çalışmalarında amaç olarak; seçici lazer eritme tekniği ile üretilen yeni bir özel yapım diş implantının mekanik ve biyomekanik performansını simülasyon ve in vitro deneysel çalışmalarla değerlendirmektir. Tersine mühendislik kullanılarak iki tip özelleştirilmiş implant tasarlanmıştır: kök analog implant ve kök analog dişli implant. CAD yazılımı (SolidWorks v12.0; Dassault Systèmes SolidWorks Corp) kullanılarak bu kesici dişten oluşturulmuştur. Titanyum implantlar seçici lazer eritme tekniği ile katman katman basılmıştır. Numunelerin bağıl yoğunluğu, yüzey pürüzlülüğü, çekme özellikleri, bükülme mukavemeti ve boyutsal doğruluğu değerlendirilmiştir. İmplantların stres dağılımını, mikro hareketini ve birincil stabilitesini araştırmak için doğrusal olmayan ve doğrusal sonlu elemanlar analizi ve deneysel çalışmalar kullanılmıştır. Kök analog dişli implant modelinde, kök analog implant modeline göre daha iyi stres dağılımı ve daha düşük maksimum mikro hareketler gözlemlenmiştir. Deneysel testlerde, 2 tip implantın implant stabilite katsayısı ve çekilme mukavemeti, kök analog yivli implant tasarımıyla daha iyi birincil stabilite elde edilebileceğini göstermiştir. Özelleştirilmiş kök analog yivli implant tasarımına yivli özelliğin eklenmesi, doğal kökün yaklaşık geometrisini korumuştur ve daha iyi stres dağılımı ve birincil stabilite sergilemiştir. Doğal oklüzal kuvveti simüle etmek için basitleştirilmiş porselen üst yapıya 100 N'luk statik yük uygulanmıştır. İmplantlar hemen eğik oklüzal kuvvetle yüklendiğinde, RTI (Örnekleme uzunluğundaki maksimum yükseklik) 'nin kortikal kemik-implant arayüzünde bulunan maksimum von Mises gerilimi (EQV), RI'ninkinden daha düşük olup yaklaşık %42 çıkmıştır. RTI'ye yönelik stres, implant boynu çevresinde eşit olarak dağılmıştır ve en yüksek stres, 66,7 MPa değeriyle palatal kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. SLM ile üretilen Ti malzemelerinin akma mukavemeti 559 MPa ve 2. derece tavlanmış Ti ile

karşılaştırılabilir düzeyde olmuştur. SLM ile üretilen Ti malzemelerinin bükülme mukavemeti yaklaşık 1067 MPa idi; bu, ark eritmeli, vakum basınçlı tip döküm sistemi tarafından üretilen dökme ticari olarak saf titanyumu aşmaktadır. [24]

Kwaı S. Chan, Marıe Koıke, Robert L. Mason ve Toru Okabe (18) elektron ışınıyla eritme (EBM) ve lazer ışınıyla eritme (LBM) gibi ilave katman biriktirme teknikleri, ekstra düşük arayer (ELI) içeriğine sahip dikdörtgen Ti-6Al-4V plakaları üretmek için kullanılmıştır. Katman katman biriktirme teknikleri, yorulma çatlaklarının başlaması için potansiyel alanlar sağlayarak yorulma ömrünü önemli ölçüde etkileyebilen farklı yüzey kaplamalarına sahip plakalarla sonuçlanmıştır. Kontrol olarak Ti-6Al 4V ELI, normal Ti-6Al-4V ve CP Ti'den haddelenmiş plakalar üzerinde yorulma ömrü testleri yapılmıştır. Yorulma yüzeyleri, çeşitli numune yüzeylerindeki çatlak başlangıç bölgesini tanımlamak için taramalı elektron mikroskobu ile karakterize edilmiştir. Sonuçlar, LBM Ti-6Al-4V ELI malzemesinin, EBM muadili ve CP Ti'den daha uzun bir yorulma ömrü sergilediğini, ancak haddelenmiş Ti-6Al-4V ELI ile karşılaştırıldığında daha kısa bir yorulma ömrü sergilediğini göstermektedir. [25]

Lara Caroline Pereira Dos Santos, Fernando Costa Malheiros ve Alexandre Zuquete Guarato bu çalışmalarında implant imalatında yüzey işlemleri kullanılmadan diş implantları için katmanlı üretim teknolojisinin kullanılmasının fizibilitesini araştırmaktır. 3D yazıcıdan üretilen düz test paslanmaz çelik numunesinin pürüzlülüğü, ıslanabilirliği ve yüzey enerjisi değerlendirilmiştir. Yüzey enerjisi değerleri Owens, Wendt, Rabel ve Kaeble (OWRK) hesaplama yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır. Test numuneleri, kullanıma hazır parçalar yapmak için seçici metal 400 W lazer sinterleme kullanan EOS M Eosint 280 yazıcı kullanılarak 3D olarak basılmıştır. Kullanılan malzeme, Cr (ağırlıkça %14,00 ila %15,50), Ni (ağırlıkça %3,50 ila %5,50), Cu (ağırlıkça %2,50 ila %4,50) bileşimine sahip paslanmaz çeliktir (PH-1; EOS Co), Mn (maks. ağırlıkça %1,00), Si (maks. ağırlıkça %1,00), C (maks. ağırlıkça %0,07), Mo (maks. ağırlıkça %0,50) ve Nb (ağırlıkça maks. %0,15 ila %0,45)). Her 3D sinterlenmiş katmanın kalınlığı 20 mm tasarlanmıştır. Paslanmaz çeliğin ortalama toz parçacık boyutu 4 ile 6 mm arasında çıkmaktadır. Test numunesi boyutları 5x35x50 mm tasarlanmıştır. Pürüzlülüğü değerlendirmek için 2 mm çaplı problu taşınabilir mekanik temas profilometresi kullanılmıştır. Değerlendirme uzunluğu 12,5 mm ve kesme noktası 2,5 mm olacak şekilde 30 ölçüm yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar, eklemeli imalatın doğrudan kullanımının,

daha sonra yüzey işlemi gerektirmeden diş implantları için uygun olması gerektiğini doğrulayarak ilk hipotezi desteklemektedir. [26]

Gilbert Chahine, Pauline Smith ve Radovan Kovacevic mevcut çalışmada, topoloji optimizasyonu ilkesini ve minimum uyumluluk sorununu çözmeyi ve bunun modern katmanlı imalattaki (AM) uygulamalarını incelemek amaçlanmıştır. Topoloji optimizasyonunun temel amacı stres korumasını azaltabilen, daha hızlı osseointegrasyonu teşvik edebilen ve diş protezi ile implantın kök formu arasında mikro hareket sağlayabilen, biyo-uyumlu diş implantlarında fonksiyonel dereceli gözeneklilik (FGP) üretimi olmaktadır. Analizler için Ansys yazılımı kullanılmıştır. Malzeme modelleri, 110 GPa Young Modülü ve Ti6Al4V'nin mekanik özelliklerine karşılık gelen 0,33 Poisson oranı ile oluşturulmuştur. Topoloji optimizasyonu kullanılarak tasarlanan kafes yapıları, EBM kullanılarak oluşturulmuştur ve daha sonra doğrulama için mekanik olarak test edilmiştir. Kafes en boy oranı veya gözeneklilik gibi tasarım değişkenleri, mekanik performans üzerindeki etkilerini görmek için değiştirilmiştir. A, B ve C hücre tipleri, 2 mm'lik birim hücrelere ölçeklendirilmiştir ve daha sonra netfabb yazılımı kullanılarak 800 mm3'lük bir hacmi kapsayacak şekilde simüle edilmiştir. Daha sonra tasarımlar ARCAM EBM A2 makinesi kullanılarak, 300 mesh boyutunda, 100 µm katman kalınlığına sahip Ti6Al4V tozu kullanılarak oluşturulmuştur. İlgili küpler, üç farklı hücre tipinin mekanik performansını karakterize etmek için mekanik testlerden geçirilmiştir. C tipi hücrelerdeki en büyük gözenek boyutu 1,42 mm olarak ölçülmüştür. Bu da, tasarımdaki 1,6 mm'lik gözenek boyutundan biraz daha küçük olduğu sonucuna ulaşılmıştır. [27]

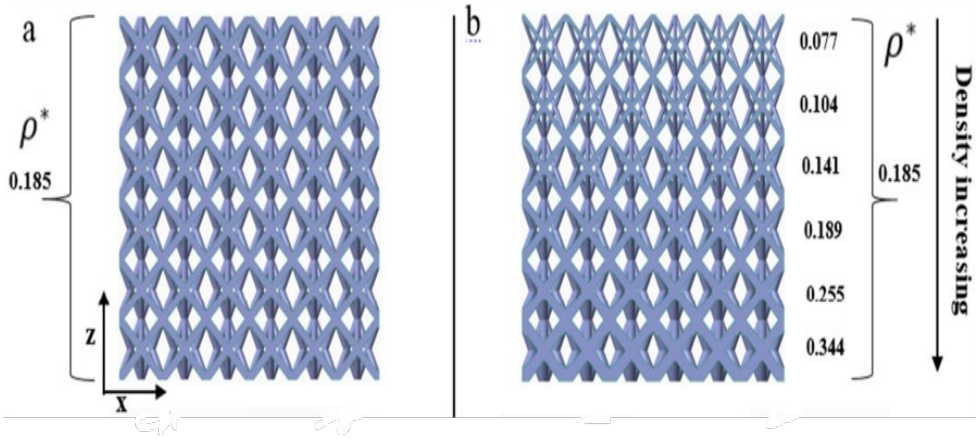
1.1.3. Kafes Yapılar

Katmanlı imalat (AM) iki farklı nedenden ötürü sektörde yaygınlaşmaktadır. Bunlardan ilki, AM'nin geleneksel yöntemlerle kolaylıkla üretilemeyecek olan, özellikle kafes yapıları gibi çok karmaşık parçaları etkili bir şekilde üretme imkânı sunmasıdır. İkincisi ise, AM'nin isteğe bağlı olarak özelleştirilmiş parçalar üretme imkânı sunmasıdır. Bu iki neden medikal sektör için özellikle ilgi çekicidir. Kafes yapılar kemik ve implant arasındaki temas bölgelerini önemli ölçüde artırır ve bu nedenle, eğer kafes derinlemesine kolonize edilirse implantın daha iyi sabitlenmesine yol açabilir. [28]

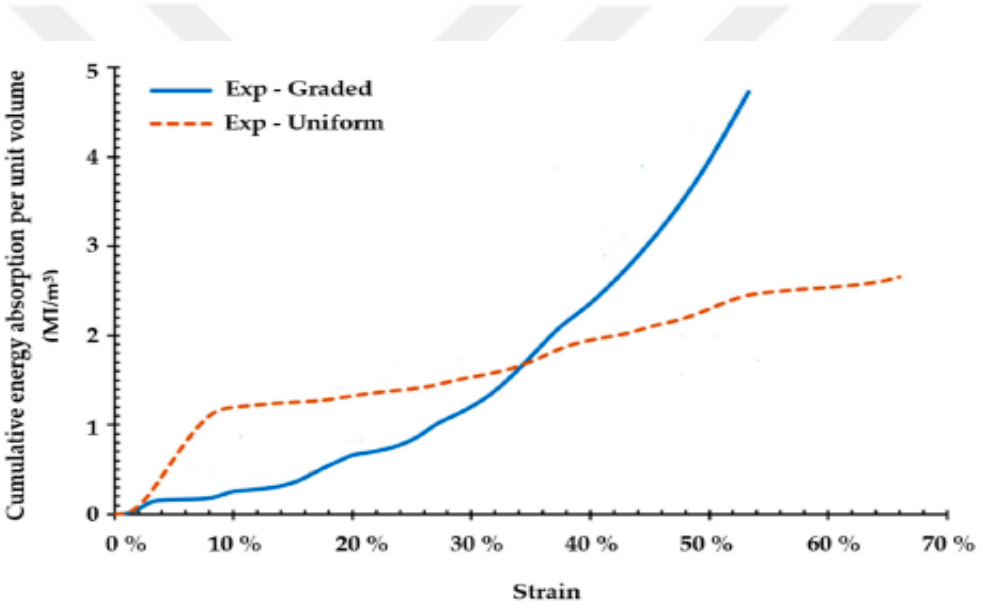
Üretim teknolojisindeki hızlı gelişme ve eklemeli imalatın ortaya çıkmasıyla her bir özel uygulama için kullanım ve geometrik gereksinimlere dayalı fonksiyonel kafes yapılarının üretimine izin verecek mikron altı milimetre arasında değişen dikme çaplarına sahip kafes topolojileri üretmek lazer toz yatağı füzyon ile mümkün olmaktadır. [29]

Kafes yapıları rastgele veya periyodik, 2 boyutlu veya 3 boyutlu, açık veya kapalı, homojen veya heterojen olmak üzere çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir [30]. Mevcut kullanılan kafes yapılar temel olarak üç türe ayrılır: İlk tip, gözenekli kemik implantları oluşturmak için yüz merkezli küp, tepe küpü ve kenar merkezli küp gibi yapıları benimseyen çubuk şeklindeki yapısal birimdir. İkinci tür, Gyroid, Diamond, Primitive gibi örtük yüzey fonksiyonları kullanılarak oluşturulabilen üçlü periyodik minimal yüzey (TPMS) birimidir. [31] Üçüncü tür ise topoloji optimizasyonu yoluyla elde edilen gözenekli birimdir. [32]

Kafes yapısı, hafiflik, yüksek özgül mukavemet ve sertlik, ısıyı dağıtma gibi mükemmel özellikleri nedeniyle birçok tasarım uygulaması için çekici bir konudur. Gözenekli malzemeler olarak, kafes yapı ortaya çıkmadan önce, "Hücresel Yapı" olarak adlandırılmaktaydı. [33] Bununla birlikte, başka bir hücresel malzeme türü olarak kafes yapısı, köpüklerden ve peteklerden farklıdır ve yapı farkı esas olarak birim hücre topolojisi, ölçeği ve özelliklerinde yatmaktadır. Köpükler ve peteklerle karşılaştırıldığında, kafes yapılar daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. [34] Kafes yapısındaki her birim hücre ve hatta her payanda tasarım değişkeni olarak ayarlanabilir ve işlevsel olarak özel özelleştirilmiş gereksinimleri karşılamak için optimize edilebilir, bu da kafeslerin mekanik özelliklerinin kontrol edilmesi için köpükler ve peteklerden daha esnek olduğu anlamına gelir. (Şekil 1.10) [35]

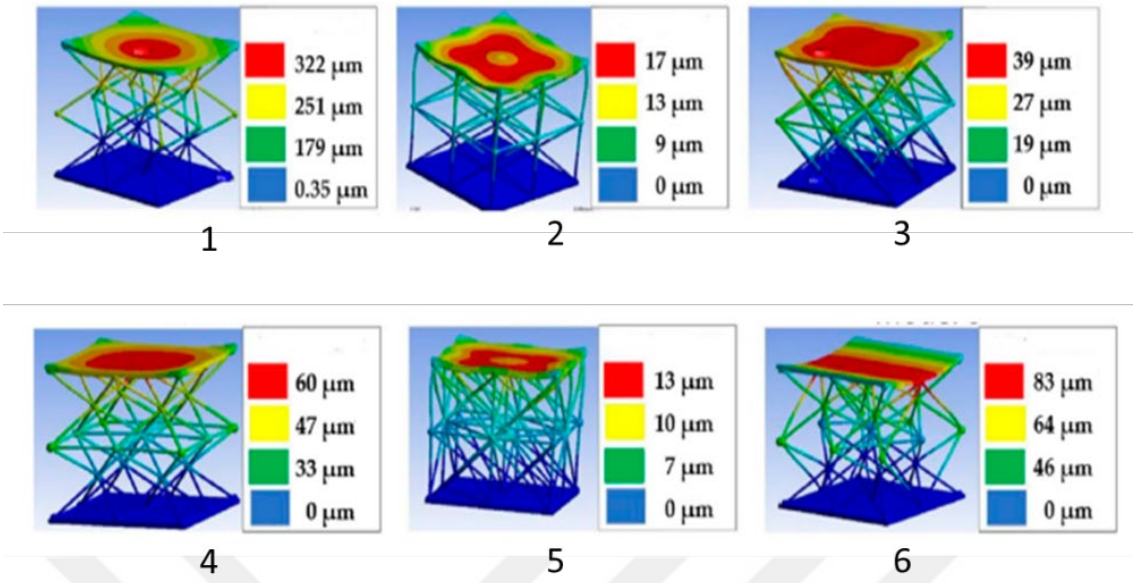


Şekil 1.10. a) Uniform b) Fonksiyonel



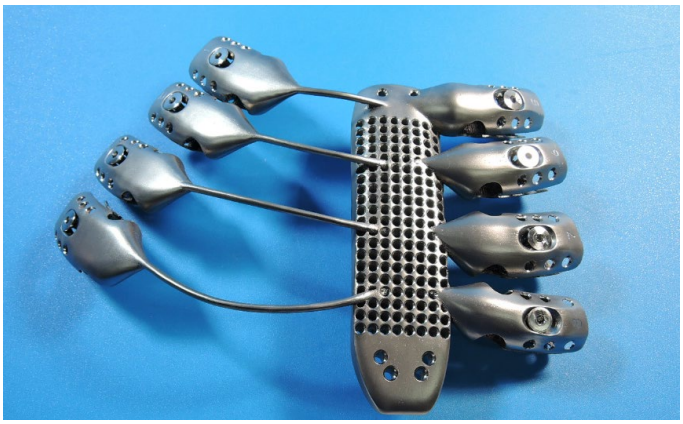
Şekil 1.11 Birim Hacim Başına Kümülatif Enerji Emilimi İle Tek Tip Ve Kademeli Yapıların Sıkıştırıcı Gerinim Eğrileri

Şekil 1.10, üniform ve fonksiyonel olarak derecelendirilmiş kafes yapılar için basınç gerinimine karşı birim hacim başına kümülatif enerji emilimini (Şekil 1.11) göstermektedir. [36]



Şekil 1.12 FEA (Finite Element Analysis) 6 Farklı Kafes Yapı Üzerinde Tahmini Yer Değiştirmesi

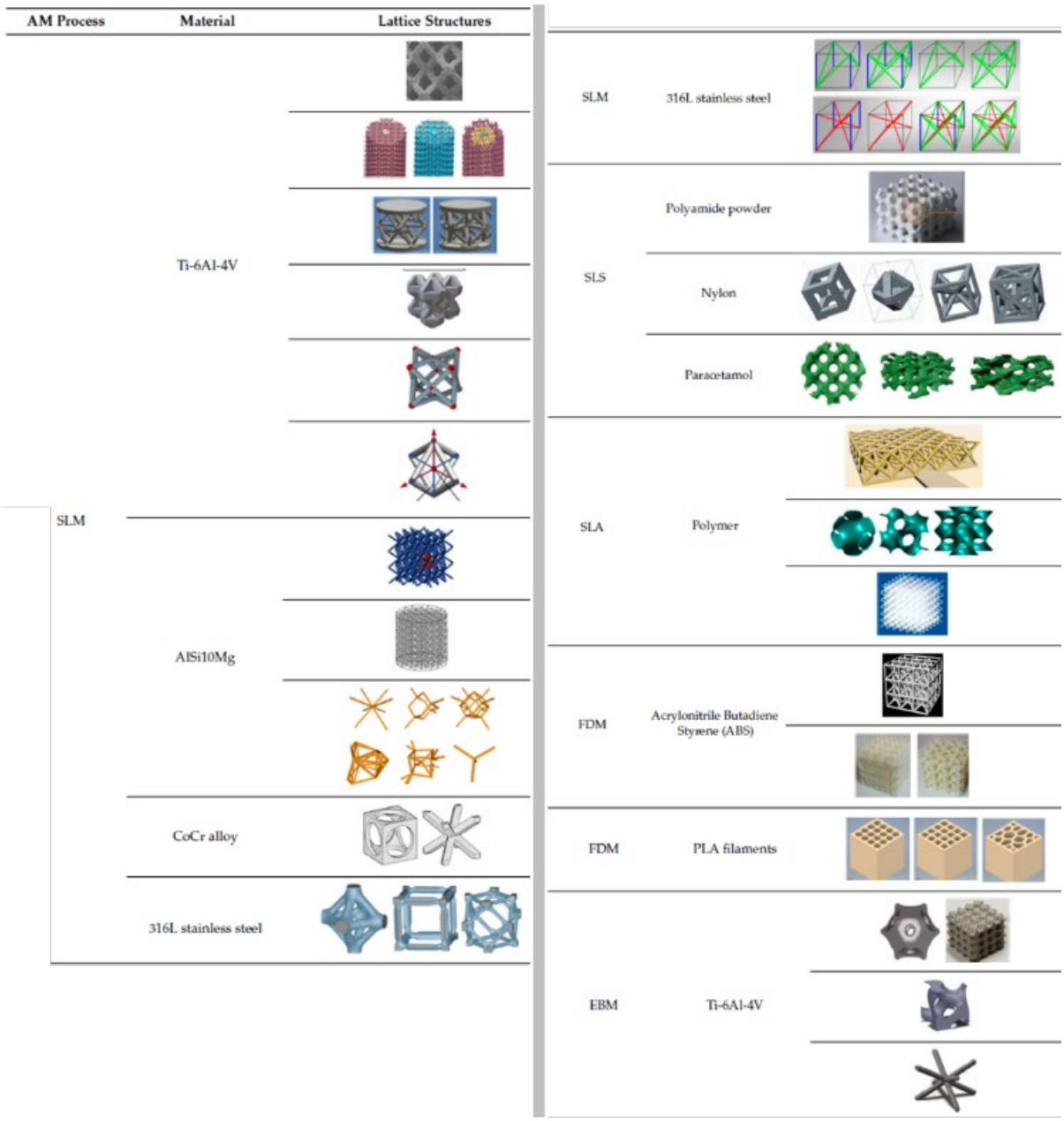
Şekil 1.12, altı kafes modelinin yer değiştirme sonuçlarını göstermektedir. Kafes model 1'in altı model arasında en zayıf yapı olduğunu gözlemleyebiliriz. [37]



Şekil 1.13 Biyomedikal İmplant *[38]*

Dünyada ilk kez gerçekleştirilen bir ameliyatla bir hastanın göğüs kafesinin bir kısmının değişmesi gerekiyordu. Göğsün bu kısmının, karmaşık geometrisi ve girift yapıları nedeniyle protezlerle yeniden oluşturulması oldukça zor olacaktı. Bu yüzden Salamanca Üniversite Hastanesi'nden hastanın cerrahi ekibi, tamamen özelleştirilebilir 3D baskılı bir

göğüs kafesi (Şekil 1.13) ve göğüs kafesinin en iyi seçenek olduğuna karar verdi. [38]

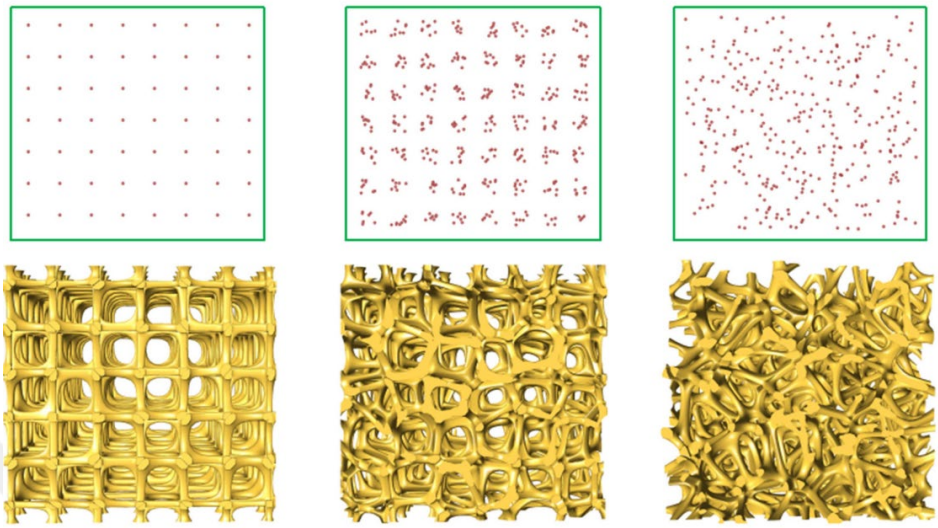


Şekil 1.14 Eklemeli İmalat İle Üretilen Kafes Yapı Çeşitleri

Pan ve diğerleri yaptıkları derleme çalışmasında eklemeli imalat ile üretilen kafes yapı çeşitlerinin özeti olarak tablo hazırlamıştır (Şekil 1.14). [39]

Wang ve ekibi, başarılı bir şekilde özel, çok işlevli, gradyan düzgün olmayan bir kafes yapısı elde eden Voronoi-döşeme tabanlı yukarıdan aşağıya bir tasarım yöntemi önermiştir. Yarı statik sıkıştırma testiyle, gözenekliliğin ve düzensizliğin malzemelerin

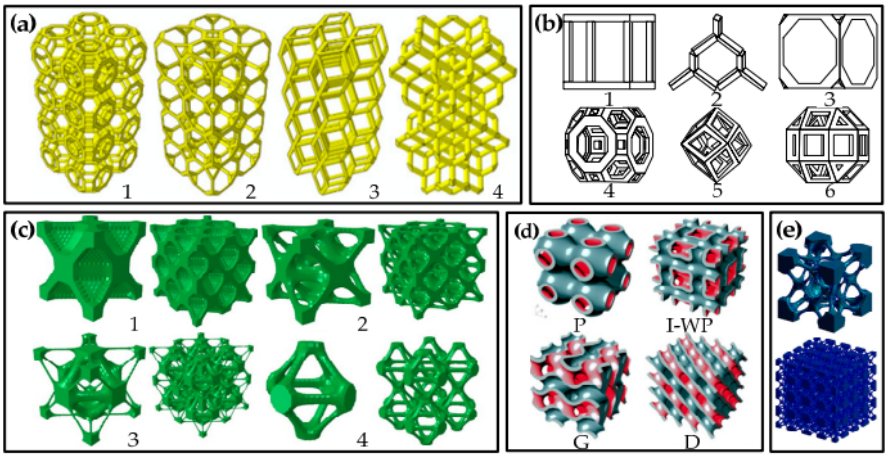
mekanik özellikleri üzerinde büyük etkisi olduğunu göstermiştir. Şekil 1.15, farklı düzensizliklere sahip gözenekli yapıları göstermektedir. [40]



Şekil 1.15 Farklı Düzensizliklere Sahip Gözenekli Yapılar

Long Bai, Cheng Gong, Xiaohong Chen, Yuanxi Sun, Junfang Zhang, Lecai Cai, Shengyan Zhu ve Sheng Quan Xie yaptıkları çalışmada implantların performans gereksinimlerini karşılamak için, tasarımdan üretime kadar ortopedik implantlarda halihazırda uygulanan biyomedikal metalik malzemeleri tanıtmakta, ortopedik implantın yapı tasarımını ve yüzey modifikasyonunu detaylandırmaktadır. Bu tür kafes yapısı genellikle benzersiz topolojik şekil, pürüzsüz yüzey, yüksek spesifik yüzey alanı, yapının düşük sertliği ve yüksek mukavemeti, yüksek geçirgenlik gibi birçok avantaja sahip olan üçlü periyodik minimal yüzeyler (TPMS) tarafından tasarlanmıştır (Şekil 1.16) ve trabeküler kemiğin mikro yapısına benzetilmiştir. Malzeme biliminin gelişmesiyle birlikte daha fazla kompozit metal malzeme ortaya çıkmıştır ve bu da geniş bir metal implant malzemesi yelpazesine sahip olduğumuz anlamına gelmektedir. Biyomedikal metal malzemeleri hedeflerimize ve özelliklerine göre seçebilmekteyiz. Katmanlı üretim teknikleri artık malzeme seçiminden etkilenmemektedir. Malzemeleri özelleştirilmiş implantın özel ihtiyaçlarına göre uyarlarlar. Kemik onarım alanına göre uygun metal malzemenin seçilmesi, implantın mekanik özellikleri ve biyolojik özelliklerini entegre edilebilmektedir. Dental implant alanında kullanıma uygun malzemeler olarak Co-Cr-Mo alaşımı, 316L paslanmaz çelik, altın, platin, paladyum, gümüş ve en uyumlu olan

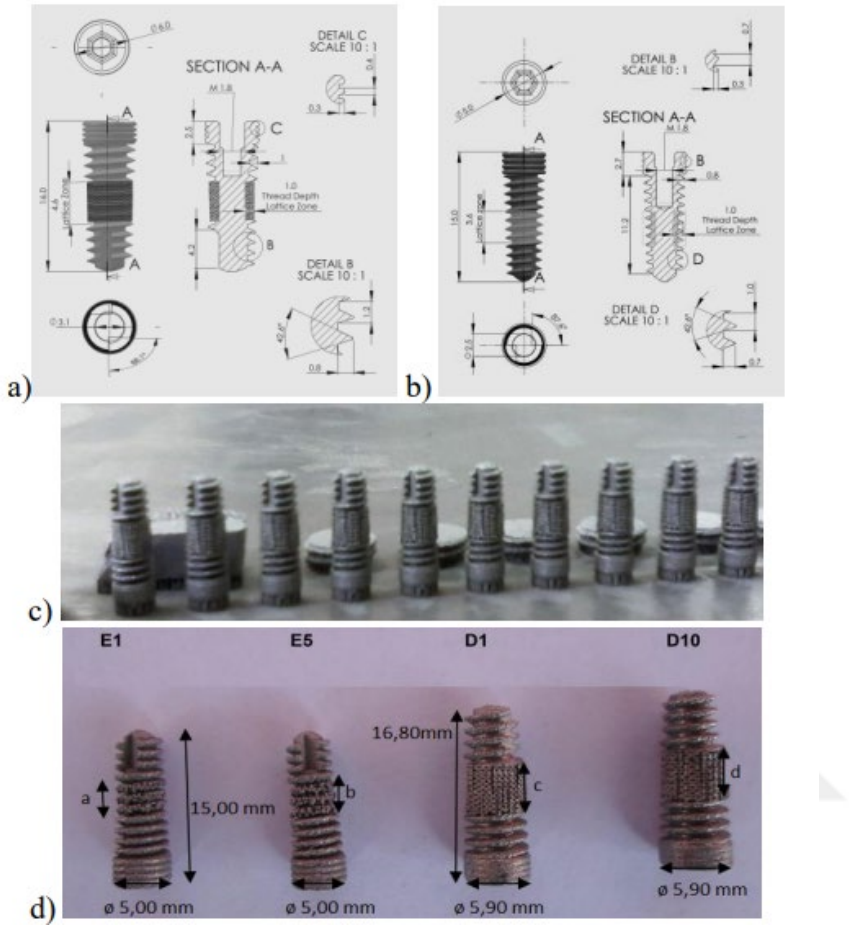
Ti6Al4V alaşımı belirlenmektedir. Bu malzemelerde en yüksek akma dayanımına ve gerilim değerine sahip malzeme olarak Ti6Al4V alaşımı belirlenmiştir. [41]



Şekil 1.16 (a) Çok Yüzlü Dairesel Model, (b) Çok Yüzlü Kare Model, (c) Topoloji Konfigürasyonu, (d) Ortak Dört Üçlü Periyodik Minimal Yüzey Yapısı, (e) Üç Boyutlu Gözenekli Yapı

Sorin Cosmin Cosma, Nicolae Balc, Sorin Matei ve Dan Leordean bu çalışmada SLM prosesi ile dört yeni diş implantı tasarlamış ve üretmişlerdir. Tüm implantlar sığır femuruna 100 Nxcm yerleştirme torku kuvvetiyle yerleştirilmiştir. İmplantların gözenek yapısı 100-500 µm olacak şekilde ve orta bölüm bölgesinde kafes yapısına sahiptir. İmplant tasarımları SolidWorks yazılımında yapılmıştır ve modelleri D1, D10, E1 ve E5 (Şekil 1.17) olarak adlandırılmıştır. İmplantların kafes bölgesi, vücut merkezli kübik (BBC) adı verilen temel hücre birimi aracılığıyla geliştirilmiştir ve bir oktahedrondur. D1 implantların orta bölümünde kafes alanı x=y=z=0,5 mm elementer hücre ile üretilmiştir. D10 implantları için x=y=z=0,6 mm seçilmiştir. Bu implantlar 1,1 mm kafes derinliğine ve 4,64 mm yüksekliğe sahiptir. E1 implantları x=y=z=0,5 mm'lik temel hücre ile tasarlanmıştır. E5 için x=y=z=0,6 mm seçilmiştir. Kafes derinliği 1.00 mm, yüksekliği 3.61 mm olarak tasarlanmıştır. İmalattan sonra ölçümler yapılmıştır ve sapmalar +0,02 ile +0,05 mm arasında çıkmaktadır. SLM tarafından üretilen, orta bölümünde kafes yapı alanına sahip D1 ve D10 implantları, kafes bölgesi olmayan aynı modelle karşılaştırıldığında yaklaşık %3 daha hafif bulunmuştur. E1 ve E5 implantların tasarımı,

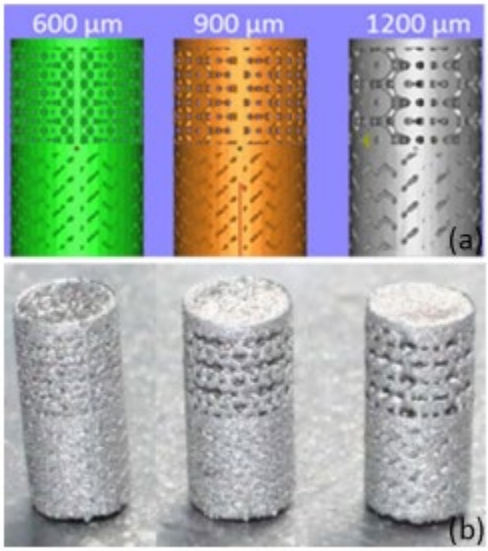
kafes yapısı olmayan aynı modele kıyasla onları %6 oranında daha hafif hale getirdiği tespit edilmiştir. [42]



Şekil 1.17 (a) D1 Dental İmplant Modellerinin Tasarımı, (b) E1 Dental İmplant Modellerinin Tasarımı, (c) SLM Üretim Sürecinden Sonra İmplant, (d) İşlem Sonrası İmplantlar

A-F. Obaton, J. Fain, M. Djemaï, D. Meinel, F. Léonard, E. Mahé, B. Lécuelle, J-J. Fouchet ve G. Bruno çeşitli silindirik türler ve diş implantları, farklı hücre boyutları (600,900 ve 1200 μm) ile diyagonal kafes yapılar (Şekil 1.18) olarak üretilmesi üzerine çalışmışlardır. Konik boyutlu 10mm yükseklik, 4mm çapı ve 3° eğim özelliklerinde tasarlanmıştır. Üç milimetre uzunlukta, metrik tipteki bir iplik 0,8 mm'lik ve 0,34 mm derinliğiyle sunulmuştur. Büyüklüğü 2 mm boyutlu ve 2,2 mm derinliğinde, iki katlı katmanlardan oluşmaktadır. Birinci yöntem hem geometrinin hem de eksikliklerin içerideki görselleştirilmesine olanak sağlarken, yoğunluğun değerlendirilmesini

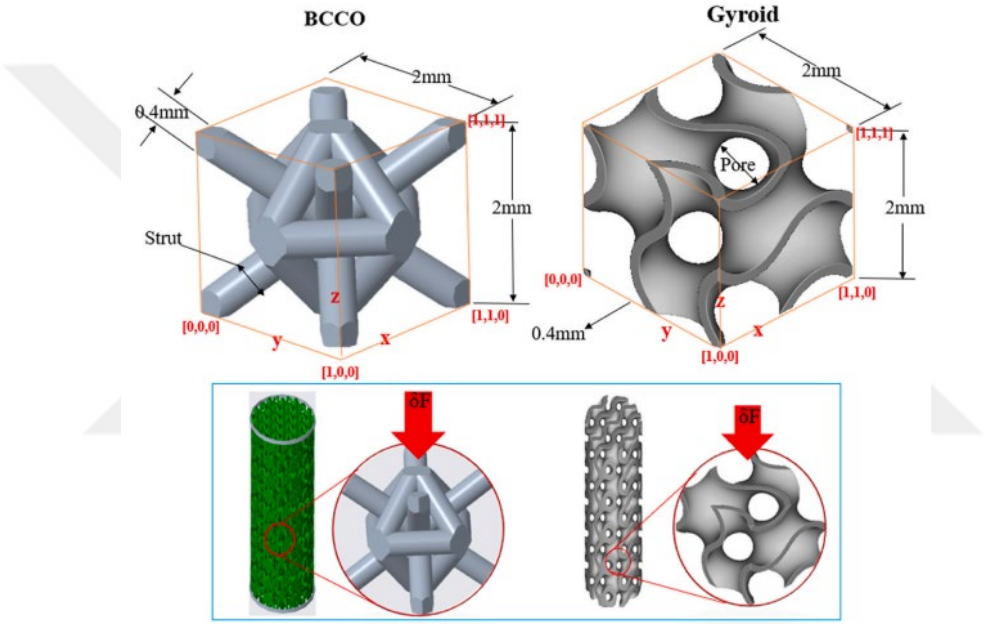
sağlamaktadır. AM parçaları geometrik olarak Cad tasarımında bütün teorik özellikleri ile uyumlu olmuştur. Ancak bazı parçacıklar 600 µm hücre örneğini tamamen engellemiştir. Yine de 900 ve 1200 mikrometre yapı içindeki karıncalanma açıkça görülmüştür. 900 µm ağ hücresinin büyüklüğü 1200 µm hücre büyüklüğünden daha iyi çıkmıştır ve bu sonuçlar, sağlık sektöründeki AM teknolojilerinin kabul edilmesine katkıda bulunacak olduğu ve daha iyi kemik entegrasyonu sağlayacağı öngörülmüştür. Bu sonuçlar da hastanın ameliyat sonrası iyileşme süresini kısaltmaktadır. [43]



Şekil 1.18 Çalışılan 600, 900 Veya 1200 µm Kafes Yapılı Silindirik Numunelerin Şemaları (a) Ve Fotoğrafları (b)

Bankole I. Oladapo, Joseph F. Kayode, Panagiotis Karagiannidis, Nida Naveed, Hamid Mehrabi ve Kolawole O. Ogundipe yaptıkları bu çalışmada, ayrık yapıların sürekli tasviri, diş implantlarına uygulanan kafes hücresinin PEEK selüloz kompozit özelliklerini korumak için değerlendirmiştir. Dolayısıyla bu çalışma, PEEK (Poliariletereterketon)/cHAp (Karbon Hidroksiapatit) kompozit malzemeleriyle diş implantları için Gyroid ve BCCO (Şekil 1.19) yapılarının tasarlanmasıyla AM teknolojisine odaklanmaktadır. Yüzeye bir manifold ağı yerleştirilmiştir. Keskin özelliği, giriş ağında otomatik algılama ve koruma özelliklerini iyileştirmiştir. Akış açısı, CAD gövdesinin profil kenarını tanımlayan minimum bir skaler değer üretmektedir. Bu yöntem keskin kenarların korunması, dörtlü ağın profil kenarlarına hizalanmasının kısıtlanması ve kafes modeline bir simetri düzlemi verilmesiyle birleştirilmiştir. Kafesteki farklı

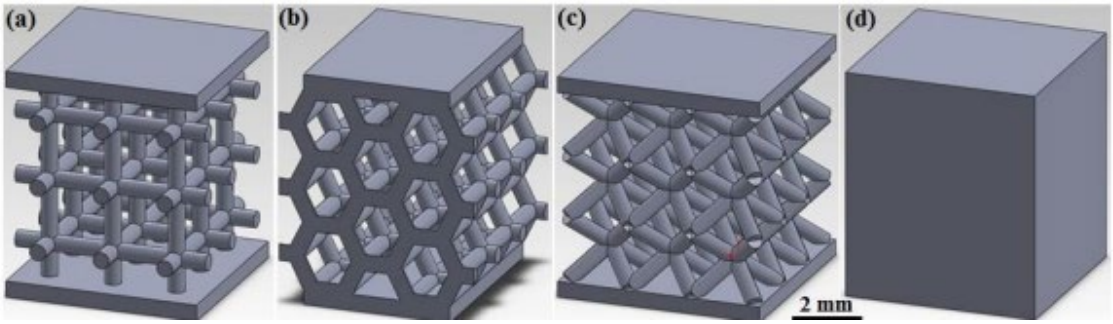
hücrelerin bireysel homojenizasyonu Creo Parametric 7 kullanılarak tasarlanmıştır ve ardından ntopoloji yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir. Bağıl yoğunluk, benzer geometrik profile sahip PEEK malzemesine karşılık gelen 0,05 ile 0,80 arasında değişmektedir. Kompozit PEEK ile karşılaştırıldığında saf PEEK ve elastik genleşme üzerinde daha fazla kesme etkisi olduğu gözlemlenmiştir. Selüloz kompozit iskeleler, biyomedikal/diş dokusu mühendisliğinin gerektirdiği biyomimetik heterojen yapay diş onarımı için uygun alternatifler olabileceği söylenmektedir. Gyroid ve BCCO modeli, mükemmel stabil mekanik özelliklere ve iyi diş büyümesine sahip bir hücre modeli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. [44]



Şekil 1.19 Model Hibrit Yapı Geliştirmede Kullanılan Araştırma İçin Tasarlanan Dental İskele Yapıları İçin Önerilen Farklı Kafes CAD Modellerinin Örnekleri

M. Jamshidinia, F. Kong ve R. Kovacevic dental implant yapısının döngüsel yük altındaki mekanik davranışlarının incelenmesi üzerine çalışılmıştır. Analizlerin yapılmasında Ansys yazılımı kullanılmıştır. Malzeme olarak Ti6Al4V ve EBM ile üretim yapılmıştır. Abutmentin tasarımı için 2 mm birim hücre boyutunda oktahedral kafes yapısına (Şekil 1.20) sahip bir abutment seçilmiştir. Döngüsel yükü uygulamak için yükleme oranının %10'a ayarlandığı sinüzoidal bir dalga kullanılmıştır. Sayısal sonuçlar, 441 N'nin üzerinde bir yükün uygulanmasının, kafes yapısının yorulma ömründe 10 döngüden

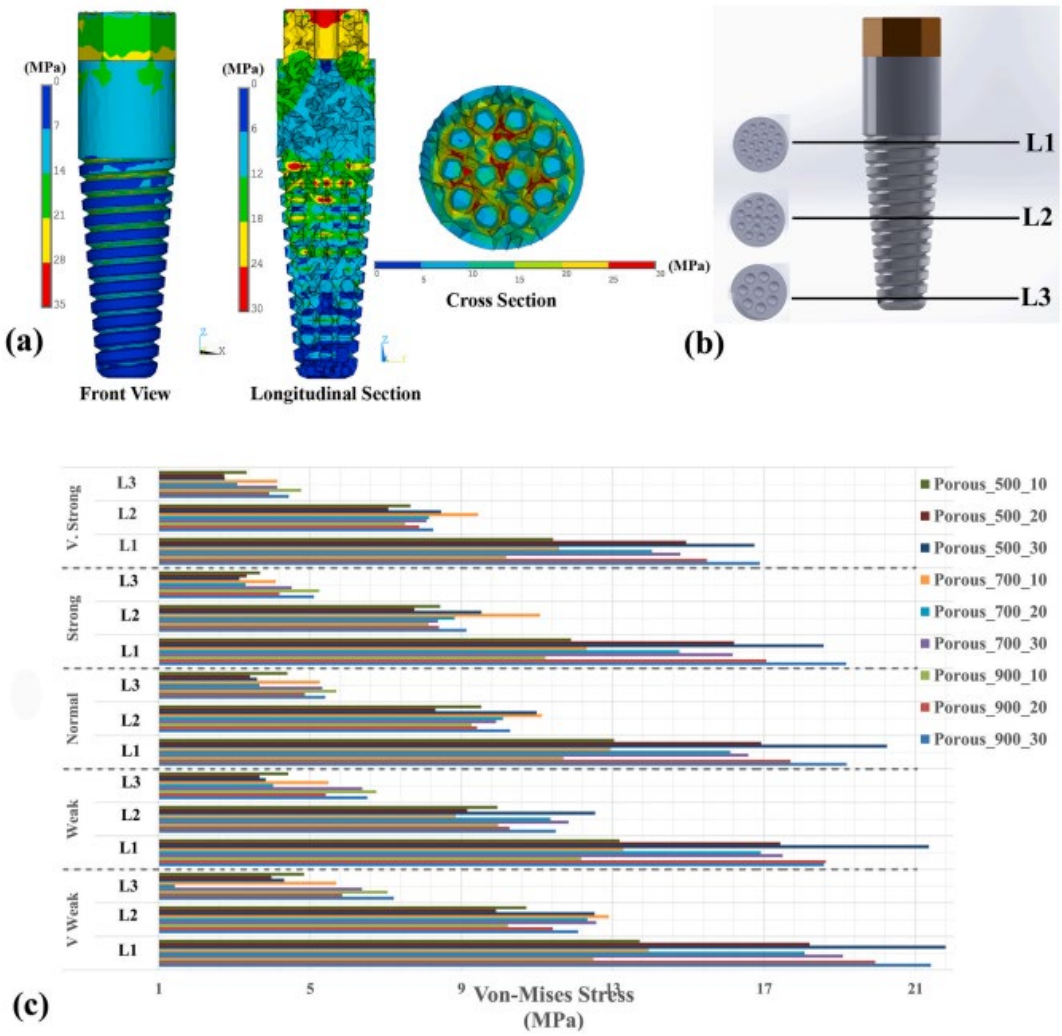
5,5×104 döngüye keskin bir düşüşle sonuçlandığı tespit edilmiştir. Yorulma mukavemet faktörünün 0,81'den 0,87'ye çıkarılmasının yorulma ömrünü yaklaşık 100 kat arttırdığı görülmüştür. Bu nedenle biyouyumlu diş implantının yüzey pürüzlülüğünün iyileştirilmesi, implantın yorulma direncini artırabilecek ana faktörlerden biri olabilir ve diş implantının tasarım optimizasyonu yoluyla dikkate alınmaktadır. 400 N normal kuvvet altında farklı kafes yapıları üzerinde gerçekleştirilen sıkıştırma testinin sonucunda, birim hücre boyutunun artması nedeniyle dayanaklar daha fazla deformasyon göstermektedir. Ancak tolere edilen maksimum normal kuvvet azalmaktadır. Hem deneysel hem de sayısal sonuçlar, 2 mm birim hücre boyutuna sahip oktahedral kafes yapısının en iyi mekanik davranışı sunduğunu göstermektedir. Mesh uygulamalarında izin verilen toplam eleman sayısı 256.000 altında tutulmuştur. Ayrıca EBM tarafından üretilen kafes dayanağın yorulma mukavemeti faktörünün 0,85 olduğu varsayılmıştır. 252 N ve üzeri bir yük, akma geriliminden daha büyük gerilimlere katkıda bulunarak plastik deformasyona yol açmıştır. [45]



Şekil 1.20 (a) Cross-A, (b) Bal Peteği, (c) Oktahedral-A, (d) Katı Yapı

Arindam Chakraborty, Pallab Datta, Santanu Majumder, Subhas Chandra Mondal ve Amit Roychowdhury bu çalışmalarında stres korumasını en aza indirmek ve daha iyi osseointegrasyon sağlamak için kişiye özel diş implantları tasarlanması üzerine çalışmıştır. Deneysel ve sonlu elemanlar (FE) analizi için gözenek boyutları 500, 700, 900 μm (Şekil 1.21) ve her biri %10, 20, 30 gözenekliliğe sahip dokuz adet Ti–6Al–4V implant ve bir adet gözeneksiz (katı) implant modellemişlerdir. Alt çenede beş farklı kemik durumu değerlendirilmiştir. İmplantlar, eklemeli üretim kullanılarak üretilmiştir ve üretilen implantların doğruluğunun değerlendirilmesi için mikro-CT analizi

yapılmıştır. 200 N statik yük altında, deneysel ve FE deformasyon gözlemleri arasındaki ortalama fark %9,7 çıkmaktadır. Gözeneklilik yüzdesi ve kemik koşulları birlikte, genel peri-implant kemik mikro geriliminin yaklaşık %45,22'sine katkıda bulunmuştur. İmplantlar Solidworks üzerinden tasarlanmıştır. 4 ila 40 μm arasında değişen parçacık boyutlarına sahip küresel Ti-6Al-4V tozu kullanılarak doğrudan metal lazer sinterleme ile üretilmiştir. Stres analizleri ANSYS yazılımında yapılmıştır. Porous_900_30 implant modeli için maksimum 1600 mikro gerinim elde edilmiştir. Porous_700_30 ve Porous 500_30 implantları için sırasıyla maksimum 1557 ve 1559 mikro gerilime sahip 700 ve 500 μm implantlarda benzer bir eğilim gözlemlenmiştir. Yükün geri çekilmesinden sonra, gözenekli implantlar için bile implantın uzunluğunda herhangi bir değişiklik görülmemiştir ve gözenekler arası boşluklarda gözle görülür bir deformasyon bulunmamıştır. Deneylerden elde edilen yer değiştirme değerleri sırasıyla CAD ve μ-CT tabanlı FEA'dan elde edilenlerle tutarlı çıkmıştır. Her durumda maksimum stres değeri, uygulanan yük altında implantın akma dayanımını hiçbir zaman aşmamıştır. Ortalama stres büyüklüğü de gözeneklilik yüzdesinin azalmasıyla azalmıştır. [46]



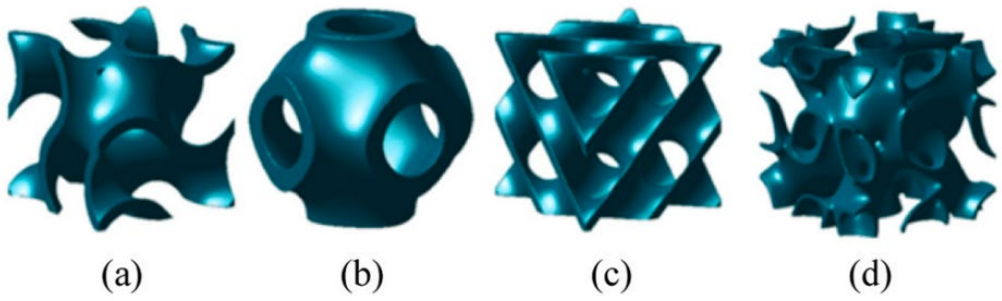
Şekil 1.21 (a) Gözenekli_700_30 İmplantının Önden, Boylamasına Ve Enine Kesit Görünümlerini Gösteren Von-Mises Stres (Mpa) Dağılımı; (b) Ortalama Von-Mises Stresini Gözlemlemek İçin Gözenekli İmplant İçindeki Üç Düzlem; (c) Tüm Kemik Koşulları Göz Önünde Bulundurularak Tüm İmplantlar İçin Yukarıdaki Üç Düzlemin Ortalama Von-Mises Stresi

Chenjin Hou, Yitong Liu, Wei Xu, Xin Lu, Lijia Guo, Yi Liu, Shiwei Tian, Bowen Liu, Jiazhen Zhang ve Cuie Wen bu çalışmada diş hekimliği uygulamaları için %50,7, %61,0, %70,5 ve %80,3 (sırasıyla P50, P60, P70 ve P80 olarak belirtilmiştir) gözenekli kademeli ilkel yapılara sahip titanyum iskeleler geliştirmiştir. Üçlü Periyodik Minimal Yüzey (Triply Periodic Minimal Surface TPMS) 'e dayalı olarak aynı %65 gözeneklilik ile tasarlanmıştır. FEA analizinde hücre boyutu 2 mm, çapı 4 mm ve yüksekliği 10 mm olan

silindirler kullanılmıştır. Alt plaka sabitlenirken üst plakaya 120 N'luk dikey bir kuvvet uygulanmıştır. 3D meshleme için 0,03 mm boyutunda tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. SLM işleminin parametreleri şu şekilde ayarlanmıştır; 125 W lazer gücü, 385 mm/s tarama hızı, 0,12 mm tarama mesafesi ve 30 μm katman kalınlığı. SLM işlemi argon atmosferinde gerçekleştirilmiştir. Dört yapının maksimum von Mises (MV) gerilimi sırasının şu sırayı takip ettiği görülebilir: elmas> gyroid> I-WP> ilkel I-WP ve ilkel yapılar, elmas ve gyroid yapılarla karşılaştırıldığında daha düzgün gerilim dağılımları göstermiştir. Dolayısıyla mekanik özellik ve geçirgenlik açısından bakıldığında ilkel yapı, temel birim hücre olarak en uygun yapı olmuştur. 164,5 MPa'lık en düşük MV gerilimi ve 4,67 × 10− 9 m2'lik yüksek geçirgenlik özelliği, ilkel yapıyı kademeli yapıların tasarımı için hücre birimleri olarak daha uygun hale getirmiştir. P50, P60 ve P70 civarındaki kortikal kemiğin MV stresi ve MV gerilimi kemik rejenerasyonu için uygun aralıkta iken, P80 civarındakiler eşik değerini aşar ve kemik kırılmasına yol açacağı öngörülmüştür. CAD modeliyle karşılaştırıldığında, SLM ile üretilen numunelerin gözenekliliği biraz daha düşük olmuştur, ancak fark makul bir aralıkta çıkmıştır (<%2). P60'ın elastik modülü doğal kemiğe en yakın olanıdır ve basınç akma dayanımı doğal kemiğin 1,3 katı çıkmıştır. P60'ın geçirgenliği 3,11 × 10− 9 m2 olup, doğal kemik aralığında çıkmıştır. İn vitro biyouyumluluk değerlendirmesi, P60 ve P70'in iyi sitouyumluluğa sahip olduğunu ve osteojenik ile ilişkili gen ekspresyonunun iyi bir şekilde teşvik edildiğini göstermiştir. Uyumlu elastik modülü, yüksek akma mukavemeti, uygun geçirgenliği, iyi sitouyumluluğu ve osteogenez özellikleri P60'ı dental implant uygulamaları için umut verici bir aday haline getirmektedir. [47]

P. Khanna ve diğerleri yaptıkları çalışmada üç periyotlu minimal yüzey (TPMS) kafes yapılarının, sıkıştırma ve enerji soğurma uygulamaları için umut verici bir aday olacağını söylemişlerdir. Çalışmalarında, seçici lazer eritme (SLM) kullanılarak iki bağıl yoğunlukta tasarlanan ve üretilen dört AlSi10Mg TPMS kafes yapısı (elmas, gyroid, schwarz ve lidinoid) (Şekil 1.22) yarı statik sıkıştırma altında incelemişlerdir. Gerilme gerinim eğrilerinin davranışı analiz edilmiş ve ardından sıkıştırma özellikleri, deformasyon mekanizması ve enerji emme kabiliyetleri açısından kapsamlı bir karşılaştırma yapılmıştır. Çalışma, deformasyon mekanizmasının kafes topolojisinin türünün yanı sıra yapının bağıl yoğunluğunun bir fonksiyonu olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, yoğunlaşma noktasına kadar absorbe edilen toplam spesifik enerjinin ve enerji

absorpsiyon verimliliğinin, kafes yapıların enerji absorpsiyon performansını değerlendirmek için kritik ölçütler olduğunu göstermiştir. Genel olarak, elmas ve lidinoidin mukavemet ve sıkıştırma modülü açısından diğer polojilerden daha iyi performans gösterdiği bulunmuştur. Ayrıca, elmas topolojisi daha büyük gerinim değerlerinde ve lidinoid daha küçük gerinim değerlerinde iyi performans gösterirken, farklı gerinim seviyelerinde en iyi enerji emme performansını sergilemişlerdir. Dört TPMS kafes topolojisi için elde edilen mukavemet ve sıkıştırma modülü karşılaştırıldığında, lidinoid ve elmasın hem %30 hem de %50 bağıl yoğunlukta gyroid ve schwarz'dan daha iyi performans gösterdiği görülmüştür, bu da dış kuvvetlere karşı üstün direnç ve küçük deformasyon altında daha güçlü destek kabiliyeti olduğunu göstermektedir. %30 bağıl yoğunlukta, gyroid, elmas ve schwartz topolojileri gerilme baskın bir davranış sergilerken, lidinoid topolojisi bükülme baskın bir davranış sergilemiştir. Her iki bağıl yoğunluk için sıkıştırma gerinim eğrilerine karşı özgül enerji emilimi, lidinoidin her gerinim değerinde en yüksek özgül enerji emilimi ile tutarlı bir şekilde tüm topolojilerin üzerinde olduğunu ortaya koymuştur. Bununla birlikte, elmas kafes yapısı, daha büyük yoğunlaşma gerilmesi nedeniyle yoğunlaşma noktasına kadar en yüksek toplam spesifik enerji emilimini sergilemiştir. Schwartz ise en küçük yoğunlaşma gerinimi nedeniyle en düşük toplam spesifik enerji emilimine sahip olmuştur. [48]

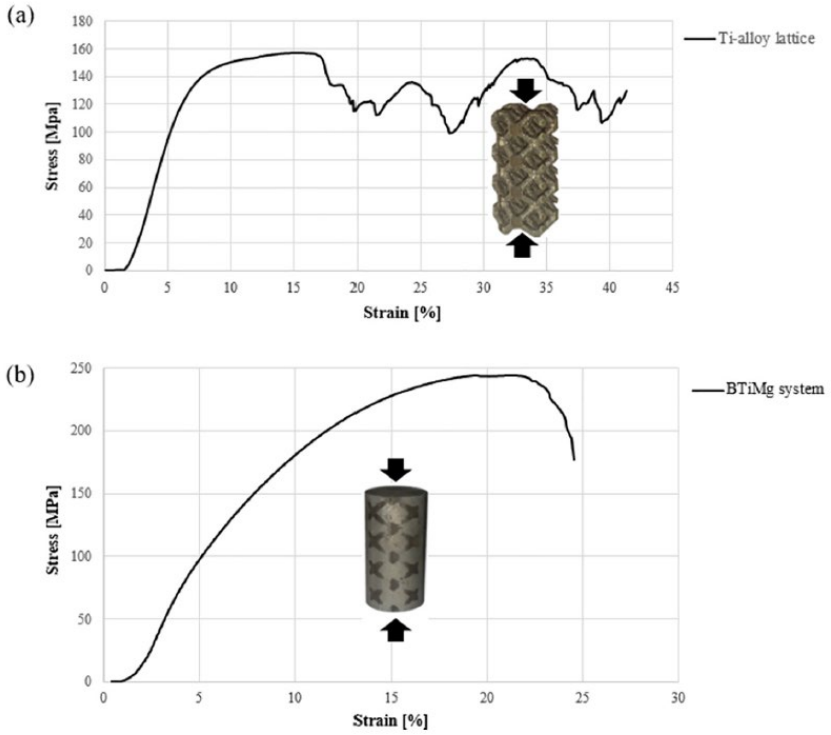


Şekil 1.22 TPMS topolojileri (a) Gyroid (b) Schwarz-P (c) Elmas (d) Lidinoid [49]

1.1.3.1.Gyroid Kafes Yapısı

Gyroid kafesin, diğer çeşitli hücre tiplerine kıyasla yüksek sertliğe ve düşük maksimum von Mises stresine sahip olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, Aremu ve diğerleri Gyroid

kafesinin, diğer bazı kafes türlerinden farklı olarak, eksenel simetrik rijitliğe sahip olduğunu ve bunun da onu yüklerin doğasının ve yönünün tam olarak bilinmediği veya büyük belirsizliklere maruz kaldığı uygulamalar için iyi bir aday haline getirdiğini belirtmiştir (Şekil 1.23). [50]



Şekil 1.23 İlgili Test Numunesi İle Birlikte Tipik Basınç Gerilme-Gerinim Eğrisi: (a) Ti-Alaşım Kafesi, (b) BTiMg Sistemi

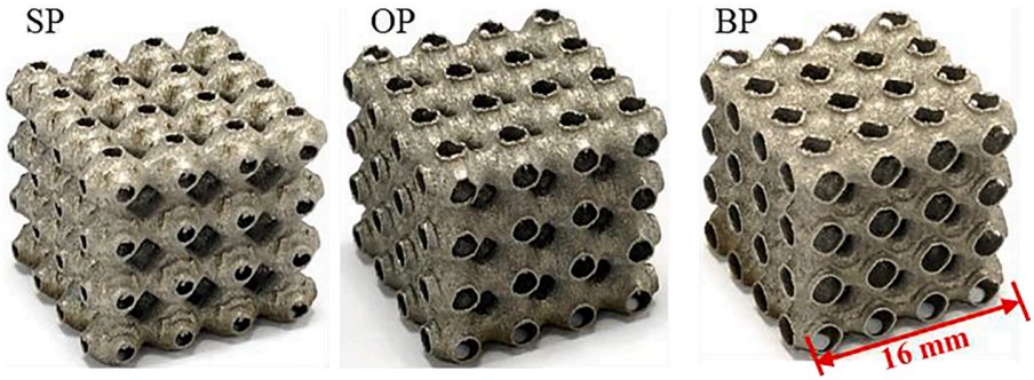
Şekil 1.23'te test edilen numuneleri ve baskı tepsisine (XY düzlemi) dik olan XZ düzlemi boyunca olan basınç gerilmesinin yönünü göstermektedir. Şekil 1.23 (a), Ti-alaşım kafesinin mukavemetinin gerilme-gerinim eğrisi boyunca tekrar tekrar kaybedildiğini ve geri kazanıldığını göstermektedir. Bu durum, Maskery ve diğerleri tarafından belirtildiği gibi, Z yönüne dik düzlemlerdeki hücrelerin çökmesine bağlanabilir. [51]

1.1.3.2.Schwarz-P Kafes Yapısı

Maskery ve diğerleri sıkıştırma deneyleri ve simülasyonlar yoluyla üç farklı TPMS (Triply periodic minimal surface) yapısını incelemiştir. Test sonuçları, TPMS yapılarının, özellikle Schwarz ilkel (P) TPMS'nin, yük taşıma (daha yüksek özgül sertlik ve mukavemet), enerji emilimi vb. açısından kafes yapılara göre çeşitli potansiyel avantajlar

sergilediğini göstermiştir. [52] TPMS tabanlı mimariye sahip köpüklerin başarılı bir şekilde kullanılması, mekanik özelliklerinin bilinmesini gerektirir ve bu da mevcut çalışma için motivasyon kaynağı olduğunu sonuçlandırmıştır. [53]

Xiao Guo ve arkadaşları yaptıkları çalışmada yüksek özgül sertlik, özgül mukavemet ve üstün enerji emme kabiliyeti gibi birleşik mühendislik gereksinimlerini karşılamak üzere Schwarz ilkel (P) TPMS-tabaka tabanlı kafes yapıya bir değişken olan açıklık çapı D eklenerek modifiye edilmiş bir P-kafes yapısı önermiştir. Yarı statik yükleme altında orijinal ve modifiye edilmiş P-kafes yapıların deformasyon modu, mekanik özellikleri ve enerji emilimini incelemiştir. Sonlu eleman modellerini oluşturulmuş ve deneysel sonuçlarla karşılaştırmıştır. Ayrıca, bu P-kafes yapıların mekanik özellikleri ve enerji emilimi, onaylanmış sayısal modeller kullanılarak farklı bağıl yoğunluklar için araştırmıştır. Sayısal sonuçlar deneysel sonuçlarla iyi bir uyum içinde olduğunu sonuçlandırmışlardır. Simülasyon sonuçları, bu Kafes yapıların tek eksenli sıkıştırma altında gerilme ağırlıklı davranış sergilediğini ve SP (Small Diameter) kafeslerinin Young modülü, basınç gerilimi ve enerji emilimi açısından OP (Original Diameter) ve BP (Big Diameter) kafeslerinden (Şekil 1.24) önemli ölçüde daha iyi performans gösterdiğini göstermişlerdir. [54]



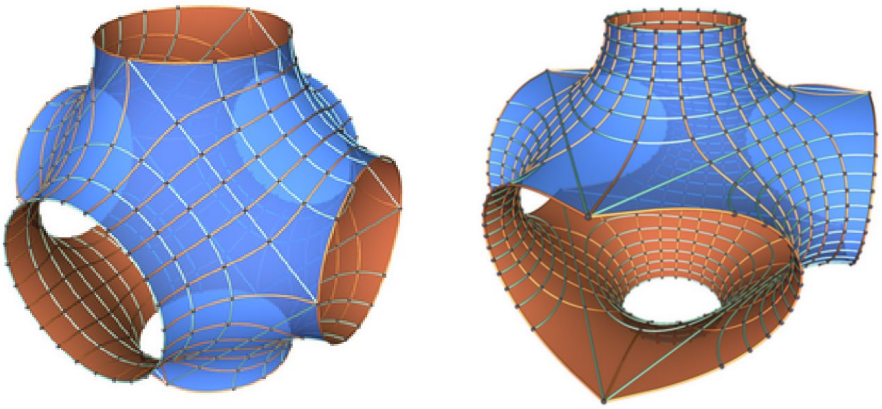
Şekil 1.24 Small, Original Ve Big Çaplı Kafes Yapıları

1.1.3.3.Lidinoid Kafes Yapısı

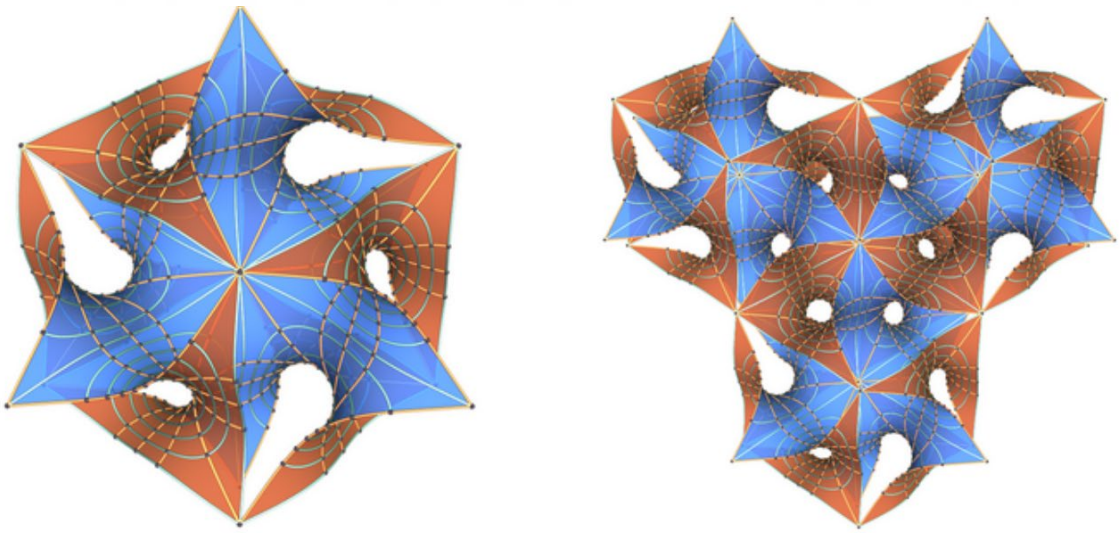
Sven Lidin (1990), Lidin tarafından HG yüzeyi olarak adlandırılan ancak şimdi yaygın olarak "Lidinoid" olarak adlandırılan ilgili bir yüzey keşfetti. Daha sonra, GroßeBrauckmann ve Wohlgemuth (1996) gyroid ve Lidinoid'in gömülü olduğunu

kanıtladı. [55]

H yüzeyi (Şekil 3.1), 3. dereceden bir dönme simetrisini kabul eden üç cinsli üç periyodik minimal bir yüzeydir. P yüzeyinin “kare katenoidler” (Şekil 1.25) içermesiyle aynı şekilde bir “üçgen katenoid” (Şekil 1.26) içerdiği düşünülebilir. Kafesi, P yüzeyi için kare düzlemsel kafesin aksine, düzlemsel bir altıgen kafes (dikey bir bileşenle birlikte) tarafından yayılır. [55]



Şekil 1.25 Sol: Schwarz-P Yüzeyinin Bir Temel Alanı. Sağ: Schwarz H Yüzeyinin Temel Bir Alanı



Şekil 1.26 Lidinoid Yapısı

Ganesh Chouhan ve diğerleri gürültü azaltmaya yönelik çalışmalar yapmışlardır. Hava akışı direnci, kafes yapıların akustik performansını önemli ölçüde etkilemektedir. Bu

çalışma, ISO 9053-1:2018(E) standardını kullanarak istenen akustik performansı elde etmek için uygun TPMS yapılarının tasarlanmasına yönelik bir adım olmaktadır. Lidinoid kafes, üstün hava akışı direnci ve basınç düşüşü değeri göstermektedir. Yapılan çalışmada lidinoid kafes en yüksek değere sahip çıkmaktadır. Gözeneklilik arttıkça hava akımı direncinin düştüğü sonucuna ulaşılmıştır. En yüksek basınç düşüşü lidinoid kafes yapılar için görülmüştür. Elde edilen sonuçlar, daha yüksek hava akışında daha yüksek bir basınç düşüşünün fark edildiğini göstermektedir. Lidinoid kafesin daha yüksek akış direnci değerlerine sahip olduğu kaydedilmiştir. Lidinoid yapının tüm gözeneklilik seviyelerinde hava akışı direnci ve basınç kaybı içeren durumlar için en iyi model olduğunu göstermektedir. [56]

1.2. Literatür Değerlendirmesi

Son yıllarda, dental implant tasarımı ve üretim süreçlerinde, özellikle eklemeli imalat teknolojileri ile kafes yapılarının kullanımı önemli bir gelişim göstermiştir. Literatürde yer alan çalışmalar, farklı kafes yapıların kemik uyumunu ve mekanik dayanımı iyileştirme potansiyelini araştırmıştır. Örneğin, Zena J. Wally ve çalışma arkadaşları, seçici lazer eritme (SLM) kullanarak titanyum implantlarda düzenli ve dereceli gözenekliliğe sahip yapıların üretimini incelemişlerdir. Çalışmada 650 mikron gözenek boyutuna sahip yapıların kemik ile entegrasyonda avantaj sağladığı ve 400 mikron gözenekli yapıların kalsiyum birikimini teşvik ettiği gözlemlenmiştir.

Tunchel ve ekibi ise Ti-6Al-4V tozları kullanarak ürettikleri implantlarda, gözenek boyutunun kemik hücre davranışları üzerindeki etkisini araştırmış ve 500 μm gözenek boyutunun optimal sonuç verdiğini rapor etmiştir. Üç yıllık klinik takip sonucunda bu implantlar %94,5 hayatta kalma oranı ile başarılı bulunmuştur.

Diğer araştırmalarda, farklı gözeneklilik oranları ve kafes tasarımlarının mekanik özellikler ve kemik büyümesi üzerindeki etkileri ele alınmıştır. Örneğin, TPMS tabanlı kafes yapıların biyouyumluluğu ve mekanik performansını inceleyen çalışmalar, düşük sertlik ve yüksek mukavemet sağlayan yapıların implant stabilitesine katkı sağladığını göstermektedir. Ayrıca, topoloji optimizasyonu kullanarak tasarımın optimize edilmesi ile materyal tasarrufu sağlanmakta ve biyomekanik uyum geliştirilmektedir. Bu

tasarımlar, osseointegrasyonu teşvik eden ve stres korumasını azaltan özellikleriyle öne çıkmaktadır.

Eklemeli imalat süreçlerinin doğası gereği, lazer gücü ve tarama hızı gibi parametrelerin implant özellikleri üzerindeki etkisi önemli bir araştırma konusu olmuştur. Chenjin Hou ve ekibinin çalışması, optimal lazer parametrelerinin belirlenmesinin gözeneklilik, geçirgenlik ve mekanik dayanım açısından kritik olduğunu ortaya koymuştur. Bu tip kafes yapılar, kemik rejenerasyonuna katkıda bulunurken, implantların uzun vadeli dayanıklılığını ve biyomekanik stabilitesini artırmaktadır.

Literatürde ele alınan tüm bu araştırmalar, dental implant tasarımında eklemeli imalat tekniklerinin ve kafes yapıların optimize edilmesinin, biyomekanik uyum, kemik entegrasyonu ve uzun vadeli stabilite açısından büyük avantajlar sağladığını ortaya koymaktadır. Bu çalışmalar, özellikle kemik iyileşmesi ve implant dayanımı arasındaki dengeyi koruyacak yapıların seçilmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Bu bağlamda tez çalışmanız, kafes yapıları ve eklemeli imalat kullanarak biyomekanik ve biyolojik uyum sağlayan yenilikçi dental implant tasarımlarının geliştirilmesine yönelik önemli katkılar sağlayacaktır.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

2.1. Ti6Al4V Titanyum Alaşımı

Ti-6Al-4V malzemesi mühendislik, cerrahi ve biyomedikal endüstrilerinde yaygın olarak kullanılan ve benzersiz mekanik ve biyouyumlu özellikleri nedeniyle ASTM (American Society for Testing and Materials) standartlarında referans metalik malzeme haline gelen bir alaşımdır. [57]

Ti-6Al-4V, düşük yoğunluk ve termal iletkenlik ile birlikte yüksek korozyon direnci, yüksek mukavemet ve biyouyumluluğa sahiptir. [58]

Bu özellikler biyomedikal uygulamalar için uygundur. Birçok çalışma, yoğun Ti-6Al-4V parçaları üretmek için eklemeli üretimi optimize etmeye odaklanmıştır, ancak son zamanlarda, yatakları ve kemik implantı kullanımı gibi çok işlevli özellikleri nedeniyle mühendislik ve biyomedikal uygulamalar için düşük yoğunluklu Ti-6Al-4V kafes

yapılarının üretilmesine büyük önem verilmiştir. [59]

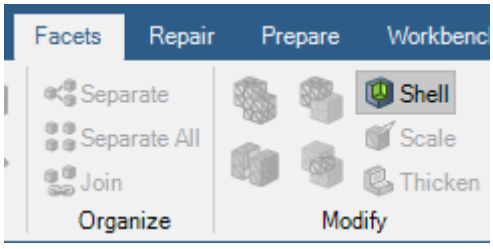
Kemik implant uygulamasındaki en zorlu olgu, stres koruma etkisi sorunudur. Stres kalkanı implant başarısızlığına neden olur ve bu fenomen, düşük elastik modüle sahip hasarlı kemik dokularının yüksek elastik modüle (110 GPa) sahip yoğun Ti-6Al-4V alaşımı ile değiştirilmesi nedeniyle oluşur. Düşük elastik modüllü (7,7 – 21,8 GPa) kafes yapıları gibi biyometrik yapılar uyumsuzluk problemini çözmek için uygundur. Kafes yapısının alternatifi, istenen amaca bağlıdır; kemik implantları, femoral gövdeler, diş implantları, kemik dokuları vb. AM teknolojisi gözenekli yapılar üretmeye yol açar ve biyomedikal implantlar için kemik rejenerasyonu için çok önemlidir. Gözenekli yapılar aynı zamanda gerilim koruyucu etkinin çözülmesine de yardımcı olur. [60]

2.2. Lattice Yapı Tasarım Ve Analiz Süreci

2.2.1. Lattice Yapı Oluşturulması

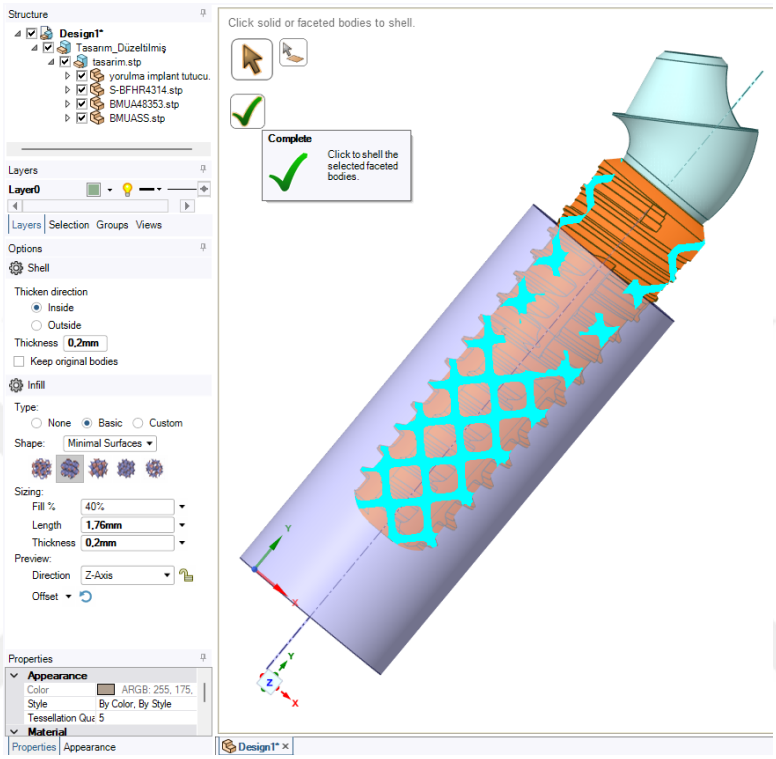
Lattice yapıların oluşturulması için Ansys üzerinde bulunan SpaceClaim çizim, düzenleme programı kullanılmıştır. Ticari dental implant tasarımı uygun formatta SpaceClaim üzerine yüklenmesi veya program içerisinden istenilen geometriyi tasarlamak gerekmektedir. Fixture parçasına lattice yapılar uygulanacaktır. Taguchi yöntemi ile model parametreleri belirlenmiştir. Fixture ölçüsü 4.3mm çapında ve uzunluğu 14.4 mm olmaktadır. Kafes yapılar, iç kalınlıklar ve doluluk oranları değişiklik göstermektedir.

SpaceClaim yazılımında kafes yapıların uygulanacağı parametreler Shell sekmesi altında mevcuttur. (Şekil 2.1) Shape seçiminde minimal yüzeyler başlığı altında farklı kafes yapı tipleri mevcuttur. Buradan gyroid, schwarz-p ve lidinoid minimal yüzeyler sırasıyla seçilmiştir.



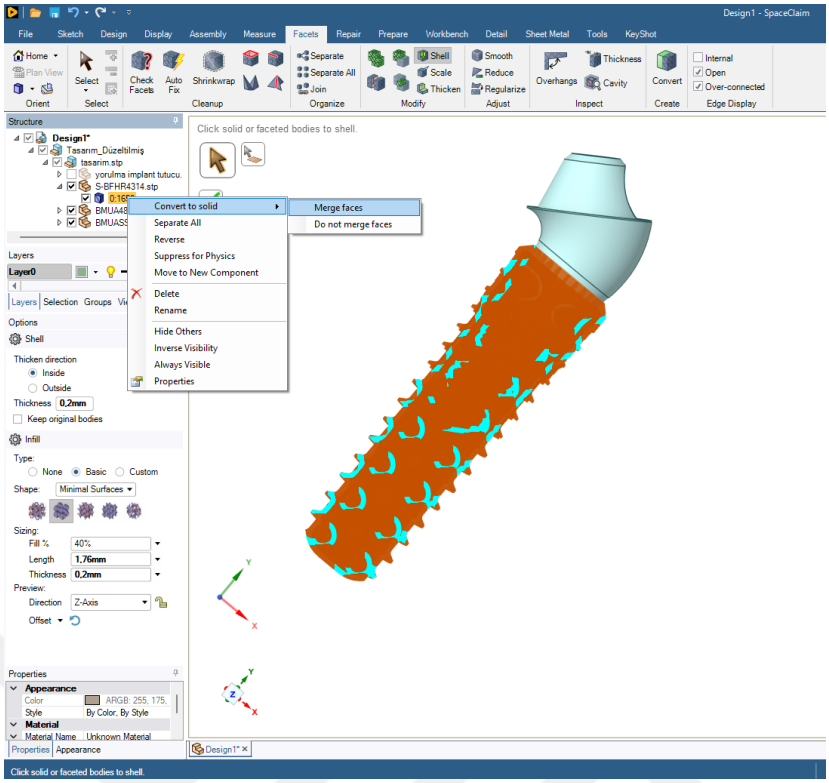
Şekil 2.1 Shell Komutu

Dental implantın fixture parçası seçilerek dış duvar kalınlığını belirten “Thickness” 0.2 mm olarak oluşturulmuştur. “Sizing” bölümünde (Şekil 2.2) doluluk değerleri, uzunluk değerleri ve iç kalınlık değerleri girilmiştir.



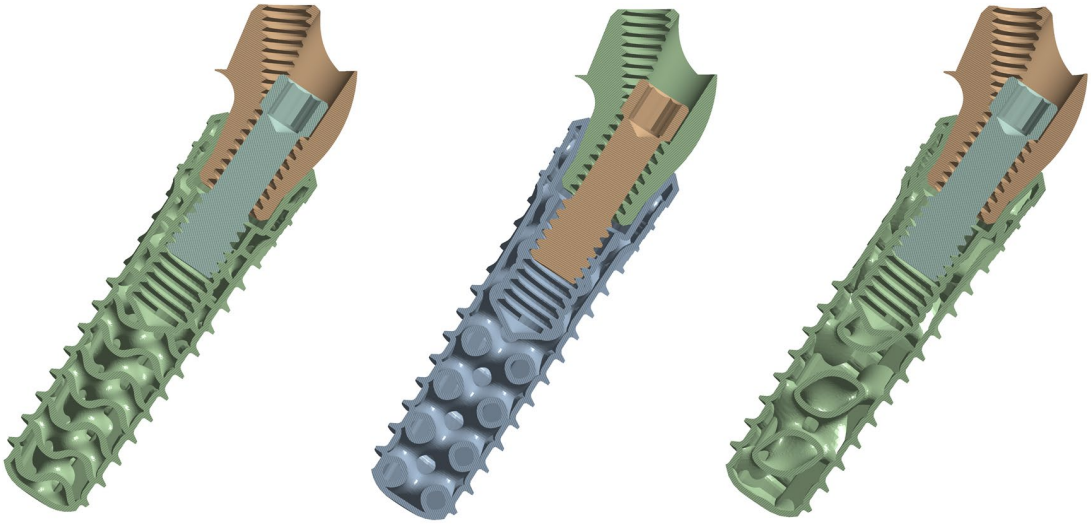
Şekil 2.2 Yapı Oluşturma Parametreleri

“Complete” diyerek oluşturulacak yapı yüzeyler olarak meydana gelmektedir. Burada unsur ağacından yapı içeriği açılmaktadır. Oluşturulan yapı, yüzeyler (Şekil 2.3) ile meydana gelmektedir. Ardından bu yapı katı yapıya çevrilmektedir.



Şekil 2.3 Yüzleri Birleştirme Adımı

Oluşturulan yapı kaydedilerek SpaceClaim üzerinde ki işlemler tamamlanmıştır. Şekil 2.4'te yapılara ait kesit görünümü gösterilmiştir.



Şekil 2.4 Oluşturulan Yapıların Kesit Görünümü

Geometriyi oluşturduktan sonra Ansys Workbench yazılımına geçiş yapılmaktadır. Ansys üzerinde statik analizlerine tabi tutulacağından dolayı "Static Structural" analiz sistemi üzerinden çalışmalar yapılmaktadır.

2.2.2. Malzeme Tanımlaması

Ansys üzerinde ilk önce malzeme tanımlama işlemi yapılmıştır. Malzeme tanımlaması, mühendislik simülasyonlarının temelini oluşturan ve sonuçların gerçek dünya koşullarıyla uyumlu olmasını sağlayan kritik bir adım olmaktadır. Sonlu elemanlar analizi (FEA) yazılımlarında Ti6Al4V gibi yüksek mukavemet, düşük yoğunluk ve korozyon direnci özelliklerine sahip malzemelerin seçilmesi yaygın olsa da bu malzemelerin Young modülü, Poisson oranı, yoğunluk, akma mukavemeti ve termal genleşme katsayısı özelliklerinin gerçek değerlerle birebir eşleşmesi büyük önem taşır. Doğru malzeme tanımlaması, simülasyon doğruluğunu artırır, tasarım kararlarının güvenilirliğini sağlar ve malzemenin mekanik, termal ve kimyasal davranışlarının gerçekçi bir şekilde modellenmesine olanak tanır. Malzeme özelliklerinin uluslararası standartlara (ASTM, ISO vb.) uygun şekilde tanımlanması, tasarımın standartlara uygunluğunu garanti ederken, çok disiplinli analizlerde de tutarlılık sağlamaktadır. Bu nedenle, malzeme tanımlaması mühendislik analizlerinin başarısını doğrudan etkilemektedir.

Malzeme eklemesi yapıldıktan sonra mevcut tasarım Ansys Workbench paneline aktarılmış olmaktadır. Model sekmesi üzerinden analiz çalışmaları başlatılmıştır. Buradan sırası ile tanımlanmış malzemeler parça bazlı olmak suretiyle her parçaya ayrı ayrı tanımlanmıştır. İmplant tutucu paslanmaz olarak ayarlanmıştır. İmplanttaki abutment, screw ve fixture parçaları ise Ti6Al4V malzemesidir.

2.2.2.1. Young Modülü

Young modülü, katı bir malzemenin deformasyona direnme kabiliyetini tanımlayan fiziksel bir niceliktir. Young modülü ne kadar büyükse, malzemenin deformasyona direnme yeteneği o kadar güçlüdür ve deformasyona eğilimli değildir.

$$E_Y = \frac{\sigma}{\varepsilon} \tag{1}$$

Eşitlik (1)' de E_Y elastik fazdaki modelin Young modülüdür birimi MPa'dır. σ çekme gerilmesidir birimi MPa'dır ve ε çekme gerinimidir, boyutsuzdur. [61]

Eşitlik (2)'de de görüldüğü gibi Young modülü, gerilme-gerinim eğrisinin başlangıçtaki doğrusal kısmının eğimi ile temsil edilir. Eğim doğrusal olmaktan çıktığında, elastik sınıra ulaşılmış olur. Mühendislik amaçları doğrultusunda, kullanılabilir elastik davranışın sınırı akma dayanımı ile tanımlanır. [62]

$$E_Y = \frac{Çekme\ Gerilmesi}{Birim\ Şekil\ Değiştirme} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A0}{\Delta L0} = \frac{FL0}{\mathrm{A0}\Delta L} \quad (2)$$

Young katsayısının elde edilmesi (E_Y: Young katsayısı "Elastikiyet Katsayısı" (Paskal), F: Cisme etki eden kuvvet, A0: Kuvvetin etki ettiği birim alan, ΔL: Cismin son uzunluğu, L0: Cismin ilk uzunluğu) [63] . Ti6Al4V alaşımının mekanik özellikleri Tablo 2-1'de görülmektedir.

Tablo 2-1 Ti6Al4V Alaşımının Mekanik Özellikleri [64]

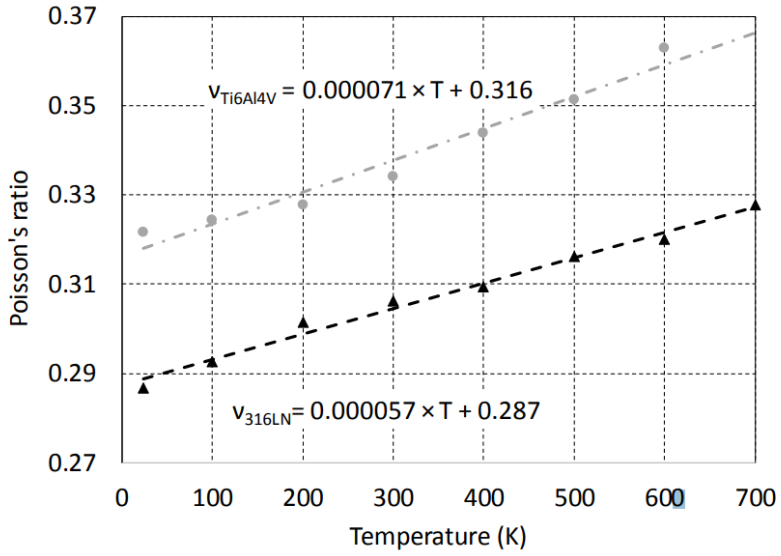
Hardness (HRC)	36
Melting Temperature (°C)	1649 ∓ 15
Density (g/cm³)	4.42
Elastic Modulus (GPa)	114
Tensile Strength (MPa)	895
Thermal Conductivity (W/mk)	7.2
Electrical Resistivity (μΩ.cm)	178

2.2.2.2.Poisson Oranı

Poisson oranı, gerilme yönüne dik olan gerilmenin gerilme yönündeki gerilmeye oranı olarak tanımlanmıştır. Malzemenin enine deformasyonunu yansıtan elastik bir sabittir.

$$\nu = -\frac{\varepsilon\perp}{\varepsilon//} \quad (3)$$

Eşitlik (3)'de ν modelin gerilme altındaki Poisson oranıdır (Şekil 2.5), boyutsuzdur. ε⊥ gerilme yönüne dik çekme gerinimidir, boyutsuzdur. ε// gerilme yönü boyunca çekme gerinimidir, boyutsuzdur. Genel olarak, stres yükleme sürecinde, Poisson oranı etkili stres arttıkça artmaktadır. [61]



Şekil 2.5 Ti6Al4V Ve 316LN Malzemelerinde Sıcaklığa Bağlı Poisson Oranı Değişimi [64]

2.2.2.3.Yoğunluk

Yoğunluk "bir maddenin birim hacminin kütlesi" anlamına gelen, maddenin ayırt edici özelliklerinden olan bir kavramdır. [65] Maddelerin 1 cm^3 'ünün gram cinsinden kütlesine yoğunluk (özkütle) denilmektedir. Öz kütle (d) ile gösterilmektedir. Kütle (m) ve hacim (V) arasında;

$$d = \frac{\mathrm{m}}{v} \tag{4}$$

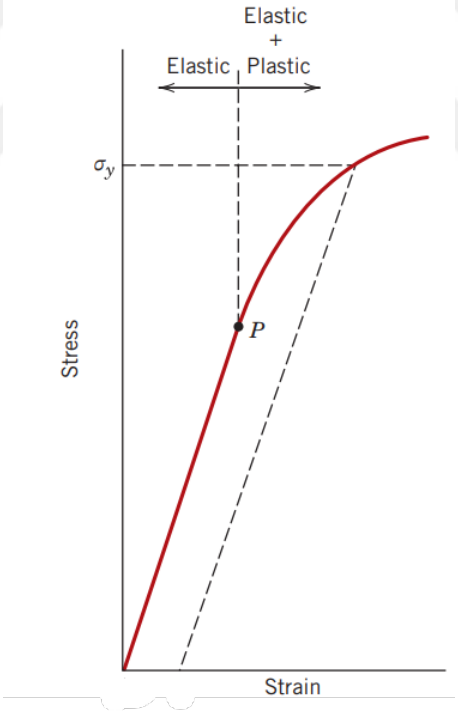
Eşitlik (4)'te görülen bağıntı vardır. Yoğunluk (özkütle) birimi g/cm^3 'tür. Uluslararası birim (SI) sisteminde yoğunluk kg/m^3 olarak verilmektedir Bir maddenin yoğunluğundan söz ederken sabit bir sıcaklıktaki yoğunluğundan söz edilmektedir. Sıcaklık değiştiğinde maddenin hacmi değişeceğinden yoğunluğu da değişmektedir. Tablo 2-2'de titanyum alaşımlarının yoğunluğu gösterilmektedir.

Tablo 2-2 Titanyum Alaşımlarının Yoğunluğu [66]

Commercially Pure (ASTM Grade 1)	4.51	0.163
Alloy Ti-5Al-2-5Sn	4.48	0.162
Alloy Ti-6Al-4V	4.42	0.160

2.2.2.4.Akma Dayanımı

Bir malzemeye gerilim uygulandığı zaman elastik deformasyon ortaya çıkmaktadır. Plastik olarak deforme olmuş veya şeklinde kalıcı bir değişiklik meydana gelmiş bir yapı veya bileşen amaçlandığı gibi çalışamayabilir. Bu nedenle, plastik deformasyonun başladığı veya akma olgusunun meydana geldiği gerilme seviyesinin bilinmesi gerekmektedir. Kademeli elastik-plastik geçişi yaşayan metaller için akma noktası, gerilme-şekil değiştirme eğrisinin doğrusallığından ilk ayrılma olarak belirlenmektedir. Şekilde P noktası ile gösterilmiştir ve oransal limit olarak adlandırılmaktadır. Mikroskobik düzeyde plastik deformasyonun başlangıcını temsil eder. Bu çizgi ile plastik bölgede eğilen gerilme-şekil değiştirme eğrisinin kesişimine karşılık gelen gerilme akma dayanımı σ_y (Şekil 2.6) olarak tanımlanmaktadır. Akma dayanımı birimleri MPa veya psi'dir. [66] Tablo 2-3'te titanyum alaşımının mekanik olarak özellikleri gösterilmektedir.



Şekil 2.6. Akma Dayanımı [66]

Tablo 2-3 Ti-6Al-4V Alaşımının Özellikleri [68]

Çekme Mukavemeti (MPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)	% Uzama	10^7 de Yorulma Dayanım Limiti (Mpa)
965	895	110	12	515

2.2.2.5.Kuvvet

Newton mekaniğinin temel kavramı kuvvettir, Kuvvet bir cismin üzerinde hızında ve yönünde değişiklik oluşturabilen bir etki olarak tanımlanır. Fiziksel olarak ivmelemenin meydana gelebilmesi için bir kuvvetin etki etmesi gerekmektedir. Fizikte vektörel niceliklerin bir yönü ve büyüklüğü vardır. Kuvvet bir vektörel değerdir. Bu nedenle bir kişi tarafından itilen bir cisim uygulanan kuvvetin yönünde gider. Şayet kuvvet cismi harekete geçirecek büyüklükte değilse cisim yerinden hareket etmez (kıpırdamaz). Cisim harekete geçtiğinde (kuvvetin etkisinde) bir ivmeli hareket yapar. Eşitlik (5)'te görülen formül ile hesaplanmaktadır [67].

$$F = \mathrm{m} \times \mathrm{a} \tag{5}$$

Bir cisim üzerine uygulanan kuvvetin sonucu ile cismin katı veya deforme olabilir olmasına ve cismin kısıtlı olup olmamasına bağlı olarak cismin ötelenmesi veya deforme olmasına kuvvet denilmektedir. Eğer cisim kısıtlanmışsa (yani hareket etmiyorsa), kuvvet cismin deforme olmasına veya şeklinin değişmesine neden olur. Eğer cisim kısıtlamalardan muafsa, uygulanan bir kuvvet hareketle sonuçlanır. Bir kuvvet üç özellik ile tanımlanır: uygulama noktası, büyüklüğü ve uygulama yönü. Bir kuvvetin yönü, kuvvetin türünün karakteristiğidir. Uluslararası Birimler Sistemi (SI) kuvvet birimi Newton'dur (N). Bir pound-kuvvet (lb-f) 4,4 Newton'a (N) eşittir. [68]

2.2.2.6.Gerilim Stress

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında o cismin içinde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre çekme, basma ve kesme olmak üzere 3 şekilde gerilim meydana gelir. [69]

Bir kuvvet kısıtlı bir cisme etki ettiğinde, cisim bu kuvvete karşı direnç gösterir. Bu iç tepki, uygulanan dış kuvvete eşit büyüklükte ve zıt yöndedir ve stres olarak adlandırılır, tipik olarak S veya σ olarak gösterilir. Hem uygulanan kuvvet hem de iç direnç (stres) <<= kuvvet / alan olarak tanımlanır. Stresi doğrudan ölçmek zordur, bu nedenle kuvvet ve kuvvetin uygulandığı alan ölçülür ve stres, alan başına kuvvet oranından hesaplanır. Bu nedenle stres birimi, bir alan birimine bölünen kuvvet (N) birimidir ve genellikle SI birimlerinde paskal olarak ifade edilir (1 Pa = 1 N/m^2 = 1 MN/mm^2). Gerilmeyi megapaskal (MPa) veya milyonlarca paskal birimlerinde rapor etmek yaygındır, 1 MPa = 106 Pa [68]

2.2.2.7.Von Mises Gerilmesi

Von Mises Stresi, esnek malzemelerde şekil değiştirmenin başlangıcını belirlemek ve kırılma dayanımını analiz etmek için kullanılan önemli bir parametredir. Bu stres değeri, malzeme üzerindeki normal gerilmeler ve kesme gerilmelerinin matematiksel olarak birleştirilmesiyle elde edilen bir ortalama gerilme durumunu ifade eder. Von Mises stresi, malzemenin üzerindeki gerilme dağılımlarını ve yoğunluklarını anlamak için kullanılır. İki veya üç boyutlu gerilme durumlarını tek bir eşdeğer gerilme değerine indirgeyerek, malzemenin tek eksenli yükleme altındaki davranışını tahmin etmeye olanak tanır. Analizlerde, bu gerilme değerleri genellikle renk skalaları üzerinde görselleştirilir, böylece gerilmenin malzeme üzerindeki dağılımı kolayca yorumlanabilir. Von Mises stresi, mühendislik tasarımlarında malzemelerin dayanıklılığını ve güvenilirliğini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. [63]

2.2.2.8.Hooke Yasası

Robert Hooke tarafından ortaya konulan Hooke Kanunu, belirli bir gerilme sınırı içerisinde bir malzemedeki gerinimin (şekil değiştirme), uygulanan gerilim ile doğru orantılı olduğunu ifade eder. Başka bir deyişle, bir malzemenin deformasyon miktarı, bu deformasyona neden olan kuvvetle orantılıdır. Gerinim ve gerilme arasındaki bu ilişki, malzemenin elastik davranışını tanımlayan bir eğri ile gösterilir. Bu eğri, malzemeye uygulanan kuvvet karşısında ne kadar deformasyon olacağını tahmin etmeye yardımcı olur. Eğrinin eğimi, malzemenin kuvvet katsayısını (k) veya sertlik derecesini belirler. Yüksek bir kuvvet katsayısı, malzemenin rijit (sert) olduğunu gösterirken, düşük bir kuvvet katsayısı ise malzemenin esnek olduğunu ifade eder. Bu nedenle, Hooke Kanunu,

malzemelerin elastik özelliklerini anlamak ve tasarım süreçlerinde kullanmak için temel bir araçtır. [63]

2.2.2.9.Gerinim Strain

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik karakterde olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa ve kalıcı değişiklik meydana geliyorsa plastiktir. [69]

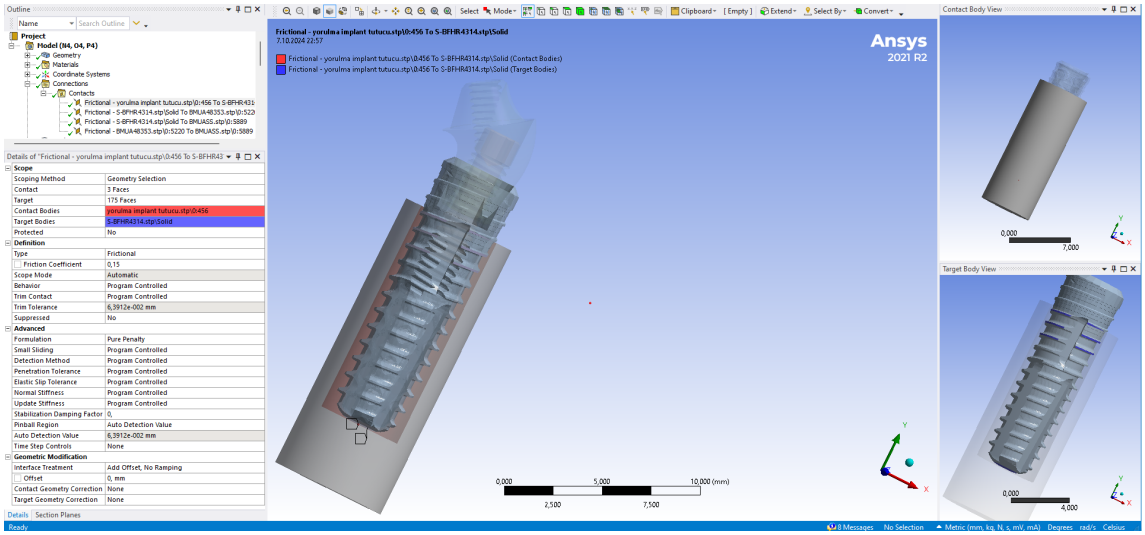
Her bir stres türü, bir cisimde karşılık gelen bir deformasyon üretebilir. Bir çekme kuvvetinden kaynaklanan deformasyon, uygulanan kuvvet ekseninde bir uzama iken, bir sıkıştırma kuvveti, yükleme ekseninde gövdenin sıkışmasına veya kısalmasına neden olur. Gerilme, ε, bir yüke maruz kaldığında gövdenin orijinal uzunluğu (Lo) başına uzunluğundaki değişim ($\Delta L = L - Lo$) olarak tanımlanır. Gerinim hesaplanırken ölçü birimleri (uzunluk/uzunluk) iptal edilir. Eşitlik (6)'da ki formül ile hesaplanmaktadır.

Gerinim ε = Deformasyon/Orijinal uzunluk

$$= L - Lo /Lo = \Delta L/Lo \quad (6)$$

2.2.3. Kontak Kısımlarının Belirlenmesi

Bir sonraki işlem olarak kontak kısımları (Şekil 2.7) tanımlanmaktadır. Burada temas halinde olan her iki parça arasında ilişki verilmektedir. Seçilmiş bodyler arasında definasyon tipleri sürtünmeli olmaktadır. Seçtiğimiz yöntem ile kontak bölgelerinde sürtünme ve kayma etkilerini daha iyi modellenmektedir. Sürtünmeli temasın modellenmesi gereken yerlerde temasın tam olarak kapanması zor olabilir ve bu gibi sorunlar öngörülerek malzeme tanımlanması yapılmaktadır. Bu ayarın doğru yapılması, temasın doğru bir şekilde modellenmesine katkı sağlamaktadır. Tüm temas halindeki yapılar için aynı parametreler uygulanmıştır.

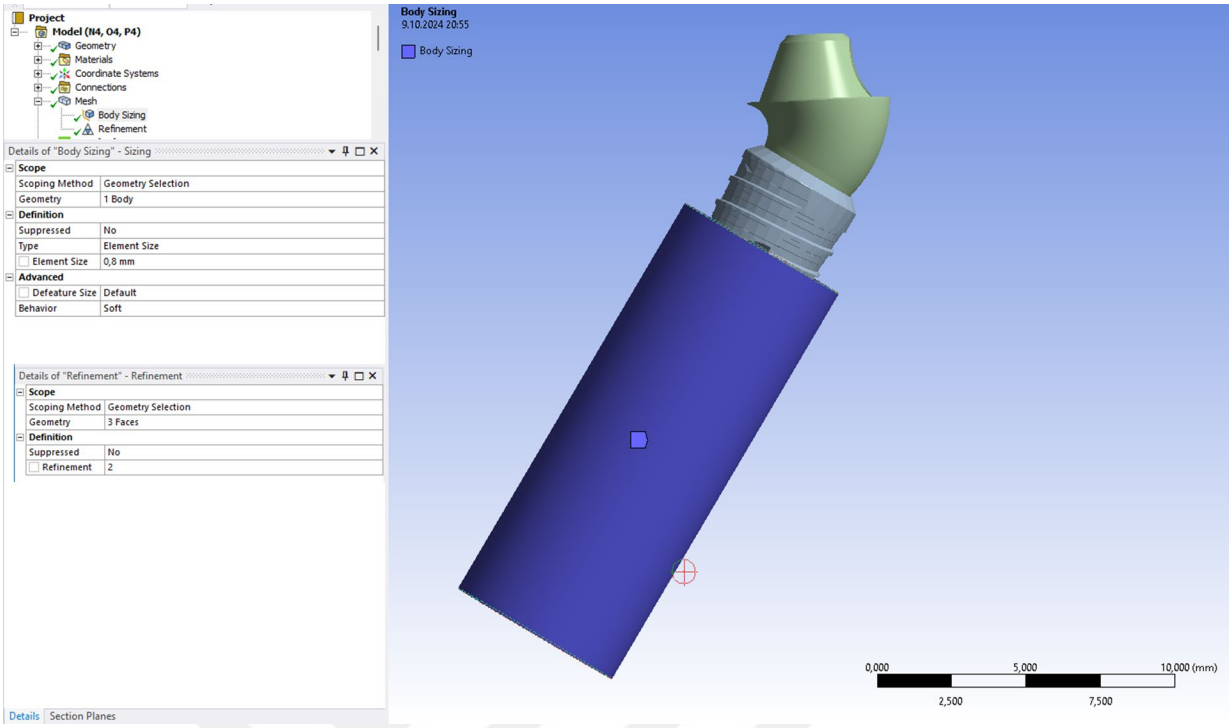


Şekil 2.7 Connections-Contacts parametreleri

2.2.4. Mesh İşlemi

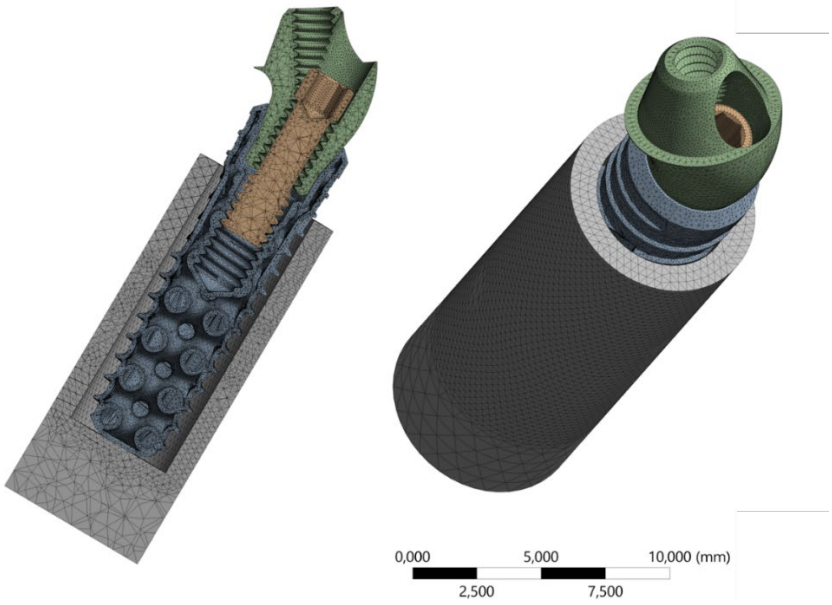
Kontak kısmı tamamlandıktan sonra geometriye uygun mesh atılmaktadır. Mesh ayarlarının doğru yapılmadığı taktirde lattice yapılı parçada mesh hataları meydana gelmektedir. Mesh ayarları yapılırken en önemli parametrelerden birisi "Element Size"dır. Element Size, modelin mesh yapısındaki her bir elemanın fiziksel boyutunu belirlemektedir. Küçük boyutlu elemanlar, modelin daha ayrıntılı bir şekilde çözülmesini sağlamaktadır. Mesh ne kadar ince olursa, analizde o kadar fazla sayıda eleman olur ve bu da daha doğru sonuçlar vermektedir ve geometriyi ve malzeme özelliklerini daha doğru bir şekilde yakalamaya olanak sağlamaktadır.

Body Sizing (Şekil 2.8), belirli bir gövde (body) üzerinde kullanılan eleman boyutunu kontrol etmeye yarayan bir araçtır. Body Sizing, bir modelin tüm gövdesine (ya da belirli bir bölümüne) özel bir mesh yoğunluğu atanmasını sağlamaktadır. Bu özellik, özellikle karmaşık geometrilere sahip analizlerde ve belirli bölgelerde daha hassas bir mesh yapısına ihtiyaç duyulan durumlarda kullanılmaktadır. Böylece çözüm kalitesi arttırılması ve kritik bölgelerde daha doğru sonuçlar elde edilmesi için kullanılmıştır.



Şekil 2.8 Body Sizing Ve Refinement Parametreleri

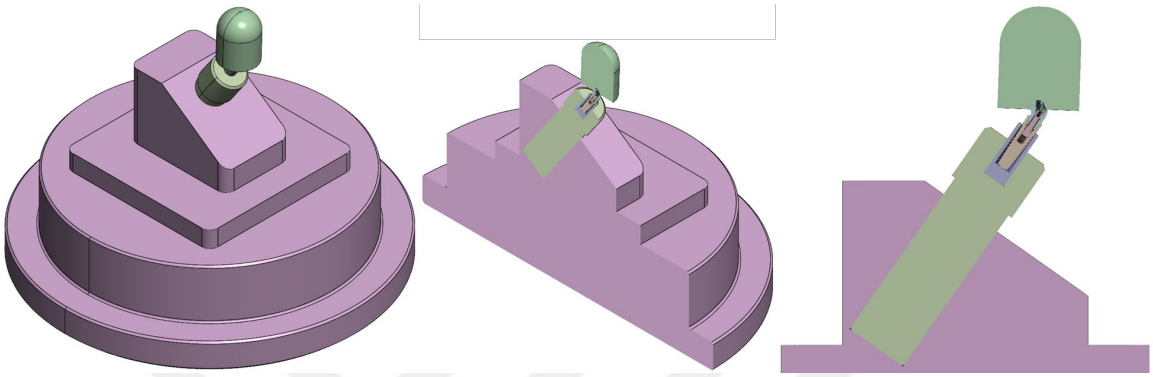
Mesh parametreleri (Şekil 2.9) ayarlandıktan sonra mesh üzerinden "Generate Mesh" yapılmaktadır. Bu komutla birlikte tüm implant yapısına mesh yerleştirme çalışmaları başlatılmıştır.



Şekil 2.9 Mesh Yüzeylerin Görünümü

2.2.5. Kuvvet Tanımlanması

Mesh atıldıktan sonra parça üzerine kuvvet analizi yapılmıştır. Force komutu için abutmentin üst yüzeyleri seçilerek çiğneme eksenine dik bir şekilde (Şekil 2.10) kuvvet tanımlanmıştır. 150, 300 ve 400N kuvvetler oluşturulmuştur. Fixed support için implant tutucu parçasının alt ve gövde yüzeyi seçilmiştir.

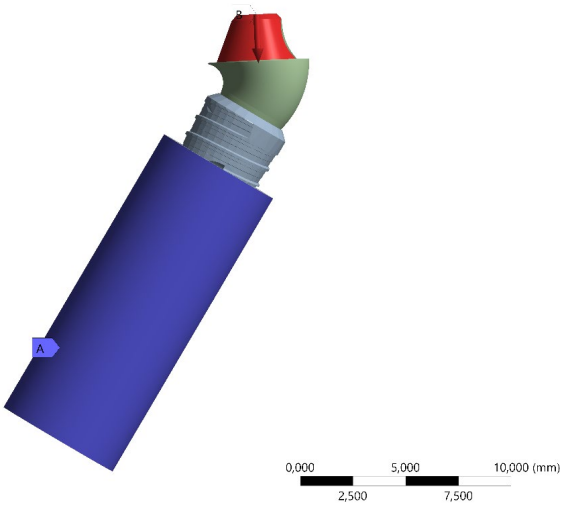


Şekil 2.10 İmplant Test Düzeneği

Dental implant malzemeleri mekanik dayanımını değerlendirmek amacıyla bir statik yükleme testi gerçekleştirilmektedir. Şekil 2.10'da görüldüğü üzere, test düzeneği ISO 14801 standardı referans alınarak tasarlanmış ve implant bağlantısına açılı bir yük uygulanacak şekilde modellenmiştir. Test düzeneğinde, implant bir simülasyon bloğuna (kemik benzeri materyal) yerleştirilmiş ve üzerine protez üst yapısı monte edilmiştir. İmplant, test cihazının fikstürüne sabitlenmiş, üst yapı ise belirli bir açıyla (genellikle 30°) konumlandırılarak yükleme yapılacak pozisyona getirilmiştir.

Yük, implant üst parçasına eksenel olmayan bir doğrultuda, açılı olarak uygulanmış olup bu durum, klinik senaryolarda meydana gelebilecek eğilme ve kesme kuvvetlerini temsil etmektedir. Kuvvet, cihaz tarafından kontrollü şekilde artırılarak implantın deformasyon ya da kırılma anına kadar uygulanmaktadır. Test boyunca elde edilen kuvvet-deformasyon verileri analiz edilerek implantın maksimum dayanım noktası (maksimum yük taşıma kapasitesi, Newton cinsinden) belirlenmektedir.

Bu test, implantın maruz kalabileceği fonksiyonel kuvvetler karşısındaki mekanik güvenilirliğini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmiş olup elde edilen veriler implant tasarımının klinik performansına dair önemli bilgiler sunmaktadır.



Şekil 2.11 Sabitlenmiş Yüzey (Mavi) Ve Kuvvet Yönü İle Etkidiği Yüzey (Kırmızı)

2.2.6. Analiz Çözümlemesi

Çözümleme bilgileri olarak toplam deformasyon ve gerilim değerleri incelenmektedir. Bunun için "Solution" sekmesinden "Total deformation" ve "Stress" parametreleri eklenmiştir. Toplam deformasyon, yapı üzerindeki kuvvetler sonucunda ne kadar hareket olduğunu gösterir. İmplant üzerinde yapılan analizde, implantın hangi bölgelerinin en fazla yer değiştirdiğini ve yapının ne kadar eğilip büküldüğü gözlemlenmiştir. Bu, yapıdaki esneme, bükülme ya da hasar riski taşıyan bölgeleri anlamamıza yardımcı olmaktadır. Stress analizi malzemenin yük altında nasıl davranacağını ve hangi bölgelerde malzemenin akma sınırına yaklaşarak hasar görebileceğini göstermektedir. Malzemenin akma gerilmesine yaklaşıp yaklaşmadığını kontrol etmek için kullanılmaktadır.

2.3. Taguchi Metodu İle Parametre Seçimi

Taguchi Metodu, Dr. Genichi Taguchi tarafından optimum sonucu belirlemek için birden fazla değişkenin etkilerini eş zamanlı olarak incelemek üzere geliştirilen standartlaştırılmış bir Deney Tasarımı yöntemidir. [70] Taguchi teknikleri, mühendislik tasarımında yaygın olarak kullanılan yöntemler arasında yer almaktadır. Bu yöntem, yüksek ürün kalitesi sağlamak amacıyla sistem tasarımı**,** parametre tasarımı ve tolerans tasarımı aşamalarını içeren bir yaklaşım sunmaktadır. Taguchi yönteminin temel amacı,

minimum varyasyonla en iyi kalite özelliklerini sağlayacak parametre ayarlarını belirlemektir. Parametre tasarımı, ürün veya süreç tasarımında kullanılan ve kalite üzerinde doğrudan etkisi olan bir mühendislik yöntemi olarak öne çıkmaktadır. [71]

Taguchi tasarımları, farklı koşullarda kararlı ve optimum performans gösteren süreçlerin geliştirilmesinde güçlü ve etkili bir yöntem sağlamaktadır. Bu yöntemde, süreç çeşitli tasarım parametre seviyelerine tabi tutulur ve bu parametrelerin etkilerini analiz etmek için stratejik olarak tasarlanmış deneyler gerçekleştirilir. Taguchi Metodolojisinin ana uygulamaları, analitik simülasyon çalışmaları kullanarak Tasarımları Optimize Etmek, Geliştirme ve Testte daha iyi alternatif seçmek, Üretim Süreci Tasarımlarını Optimize Etmek ve üretim problemlerini çözmektir. [70] Deneysel tasarım yöntemleri 20. yüzyılın başlarında geliştirilmiş ve istatistikçiler tarafından detaylı bir şekilde incelenmiştir. Ancak Taguchi yöntemi, sınırlı istatistik bilgisine sahip mühendisler tarafından kolaylıkla benimsenip uygulanabilecek şekilde tasarlanmıştır. Bu nedenle, mühendislik uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. [71]

Süreç optimizasyonu sırasında, belirli parametrelerin en uygun seviyelere ayarlanması, herhangi bir kısıtlamayı ihlal etmeden gerçekleştirilmelidir. En yaygın hedefler arasında maliyetlerin minimize edilmesi**,** verimliliğin artırılması ve süreç performansının maksimize edilmesi yer almaktadır. Bu süreç, endüstriyel karar verme aşamasında önemli bir nicel araç olarak kabul edilir. Optimizasyon yapılırken amaç, belirlenen kısıtlamalar dahilinde bir veya daha fazla süreci iyileştirirken diğer parametrelerin sınırlar içinde kalmasını sağlamaktır. Başarılı bir süreç optimizasyonu için istatistiksel tekniklerin kullanımı zorunlu olmakla birlikte, optimizasyon öncesinde sürecin kapsamlı bir şekilde anlaşılması gerekmektedir. [71]

Bu çalışmada, deneysel analizler için Taguchi L9 deneysel tasarım yöntemi uygulanmıştır. Taguchi yöntemi, proses parametrelerinin sağlam bir şekilde optimize edilmesini sağlayan deneysel bir tasarım yaklaşımıdır. Çalışmanın temel amacı, her bir yanıt çıktısı için giriş parametrelerini en uygun hale getirmek ve bu yanıtlar üzerinde her bir faktörün etkisini yüzde olarak belirlemektir. İç kalınlık, dolgu yoğunluğu ve kafes yapılar, sonuçların optimizasyonunda temel karar değişkenleri olarak ele alınmıştır. Girdi faktörlerinin yanıtlar üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla kalite göstergesi

olarak Sinyal-Gürültü (S/N) oranı kullanılmıştır. Bu çalışmada ele alınan tüm yanıtlar, "daha küçük daha iyidir" türündeki kalite karakteristiklerine (QCH) sahiptir. S/N oranları, bu prensibe uygun olarak Eşitlik (7)'de ki formül yardımıyla hesaplanmıştır. [72]

$$\text{S/N smaller the better} = -10 \log_{10} \left(\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} Yi^2\right) \quad (7)$$

i = 1, 2, 3...n
Y = Sonuç değerleri

Taguchi yöntemi uygulanmadan önce, farklı parametre seviyelerinin tüm olası kombinasyonları dikkate alınarak oluşturulan alternatif tasarım ve süreç varyasyonlarının tamamı Tablo 2-4'te ayrıntılı olarak gösterilmektedir.

Tablo 2-4 Taguchi Model Tasarımı

Model No	Kafes Yapısı	İç Kalınlık	Doluluk Oranı
1	Gyroid	0,15	%20
2			%30
3			%40
4		0,2	%20
5			%30
6			%40
7		0,3	%20
8			%30
9			%40
10	Schwarz P	0,15	%20
11			%30
12			%40
13		0,2	%20
14			%30
15			%40
16		0,3	%20
17			%30
18			%40
19	Lidinoid	0,15	%20
20			%30
21			%40
22		0,2	%20

23			%30
24			%40
25		0,3	%20
26			%30
27			%40

3. BULGULAR

3.1. İmplant Parçalarının Modellenmesi

Bu çalışmada mekanik testlere ve parametrik analizlere tabi tutulan dental implant sistemi, üç temel bileşenden oluşmaktadır: abutment, screw (vida) ve fixture. Fixture, implantın kemik içine yerleştirilen ve yükün doğrudan kemiğe aktarıldığı ana gövde parçasıdır. Mekanik dayanım ve biyomekanik uyum açısından fixture tasarımı, sistemin genel performansı üzerinde belirleyici bir role sahiptir.

Geleneksel implant tasarımlarında fixture parçaları genellikle Şekil 3.1'de görüldüğü gibi dolu (solid) yapıda üretilmektedir.

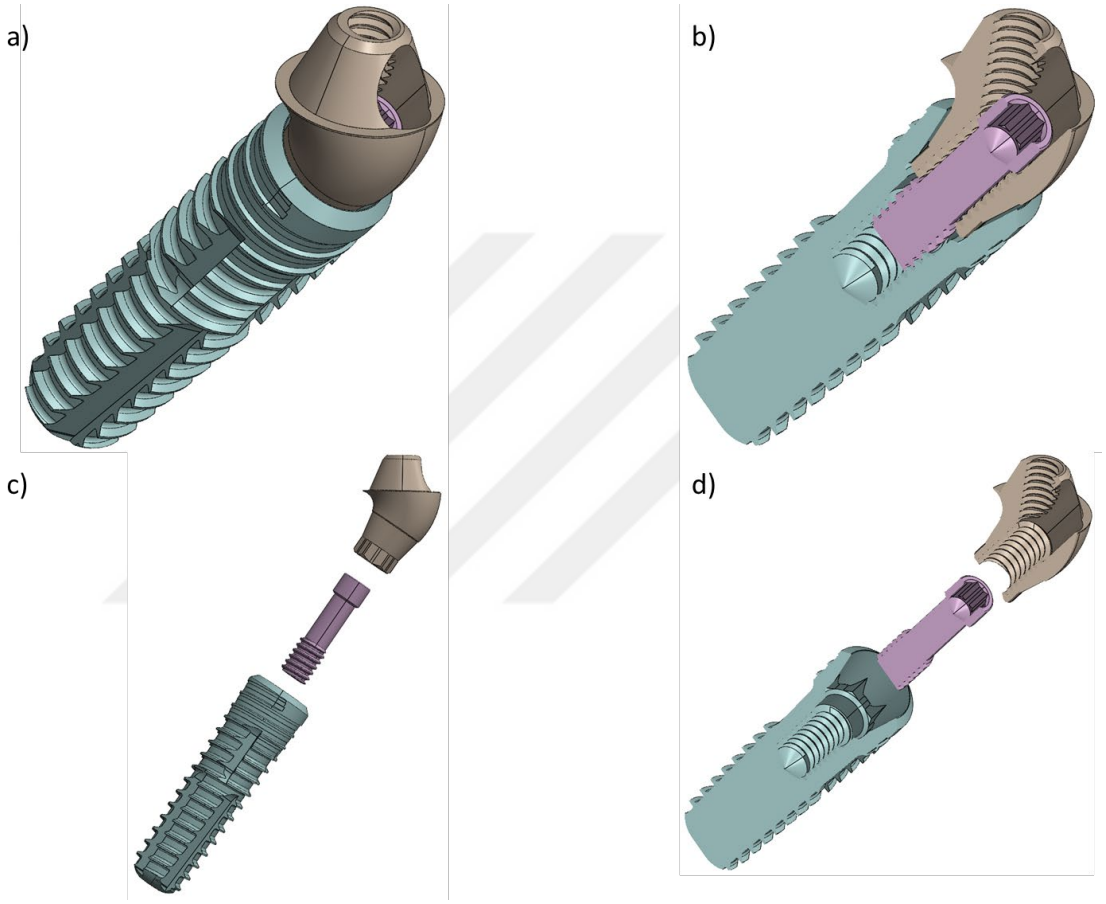
Tasarımı yapılan üç farklı lattice tipi, Taguchi metodu kullanılarak parametrik olarak modellenmiş ve her biri fixture gövdesinin iç hacmine uygulanmıştır. Lattice yapılar, gövde hacminin iç kısmını kaplayacak şekilde yerleştirilmiş ve dış yüzeyle entegre olacak biçimde optimize edilmiştir. Her bir tasarım, ileri seviye CAD yazılımları kullanılarak oluşturulmuş ve sonlu eleman analizleri için uygun geometri haline getirilmiştir.

Tablo 3-1 Deney Faktörleri ve Seviyeleri

Faktörler	**Birim**	**Level 1**	**Level 2**	**Level 3**
A: Kafes Yapılar	-	Gyroid	Schwarz-P	Lidinoid
B: İç Kalınlık	mm	0,15	0,2	0,3
C: Doluluk Oranı	%	20	30	40

Bu çalışmada, dört farklı kontrol faktörü ve her biri için üç seviye belirlenerek Taguchi L9 deney tasarımı uygulanmıştır. Deney parametreleri olarak; kafes yapılar (A), iç kalınlık (B), doluluk oranı (C) ve uygulanan kuvvetler (D) seçilmiştir. Kafes yapılar için

üç farklı geometri kullanılmıştır: Gyroid (Level 1), Schwarz-P (Level 2) ve Lidinoid (Level 3). İç kalınlık parametresi 0,15 mm, 0,20 mm ve 0,30 mm olmak üzere üç farklı değerde ele alınmıştır. Doluluk oranı %20, %30 ve %40 seviyelerinde belirlenmiştir. Bu faktörler, yapıların mekanik davranışları üzerindeki etkilerini analiz etmek ve optimum tasarım parametrelerini belirlemek amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 3.1 a) Dolu İmplant b) Dolu İmplant Modeli Kesiti c-d) Patlatılmış Görünüm

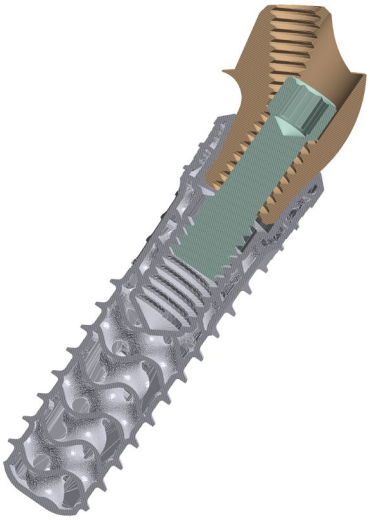
3.2. Deney Tasarımının Yapılması

Taguchi yöntemi uygulandıktan sonra, deney tasarımına uygun olarak seçilen parametre seviyelerinin belirli bir düzen içerisinde kombinlenmesiyle elde edilen optimize edilmiş deney setlerinin tamamı Tablo 3-2'de ayrıntılı şekilde oluşturulmuştur. Ardından belirlenen kombinasyonlarla beraberinde ortaya çıkan modeller bilgisayar destekli bir tasarım yazılımı olan Solidworks yazılımı ile dijital tasarımları oluşturulmuştur.

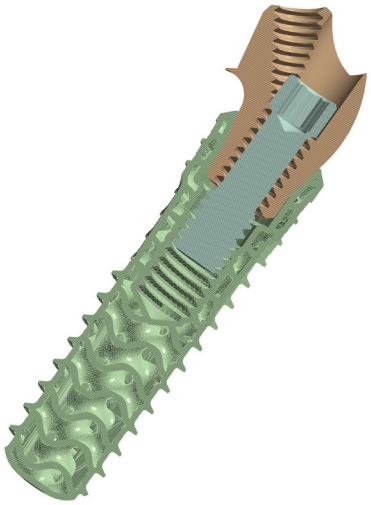
Tablo 3-2 Taguchi Model Tasarım Parametreleri

Model No	Lattice Kafes Yapısı	İç Kalınlık (mm)	Doluluk Oranı (%)
1	Gyroid	0,15	20
2		0,20	30
3		0,30	40
4	Schwarz P	0,15	30
5		0,20	40
6		0,30	20
7	Lidinoid	0,15	40
8		0,20	20
9		0,30	30

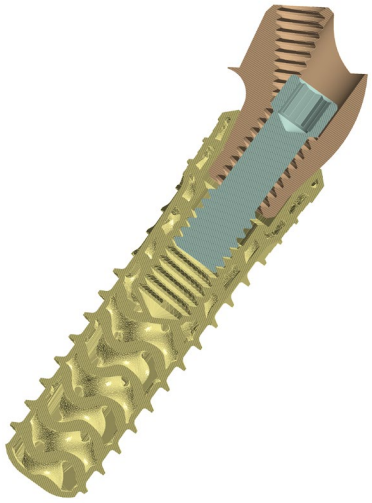
İmplant modelleri tasarım sonrasında kesit görünümleri ile Şekil 3.2, Şekil 3.3, Şekil 3.4, Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9 ve Şekil 3.10'da gösterilmiştir.



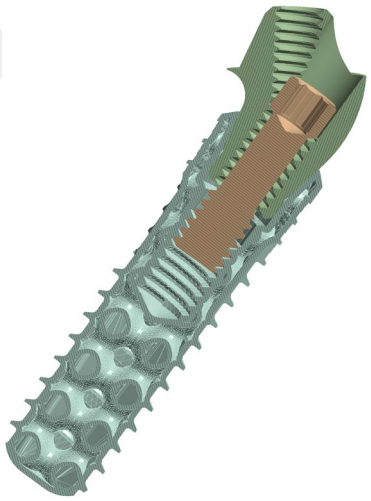
Şekil 3.2 0,15 Gyroid Kafes Yapı Kalınlıklı %20 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı



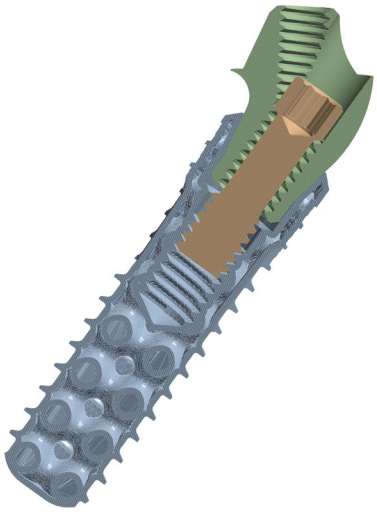
Şekil 3.3 0,20 Gyroid Kafes Yapı Kalınlıklı %30 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı



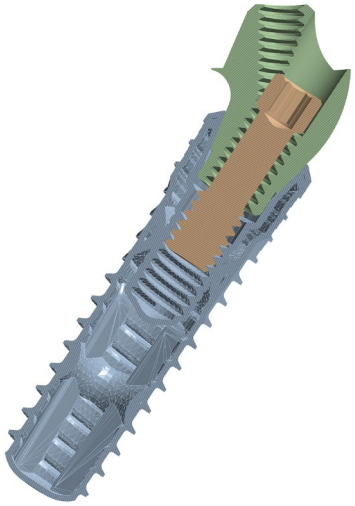
Şekil 3.4 0,30 Gyroid Kafes Yapı Kalınlıklı %40 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı



Şekil 3.5 0,15 Schwarz-P Kafes Yapı Kalınlıklı %30 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı

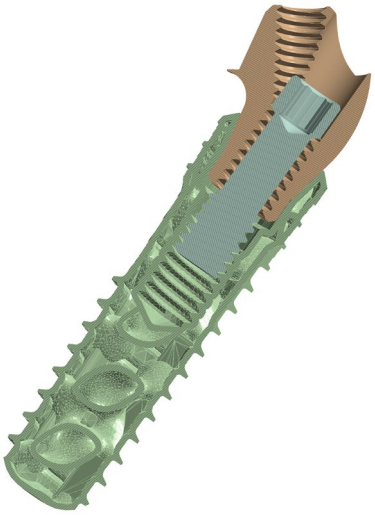


Şekil 3.6 0,2 Schwarz-P Kafes Yapı Kalınlıklı %40 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı

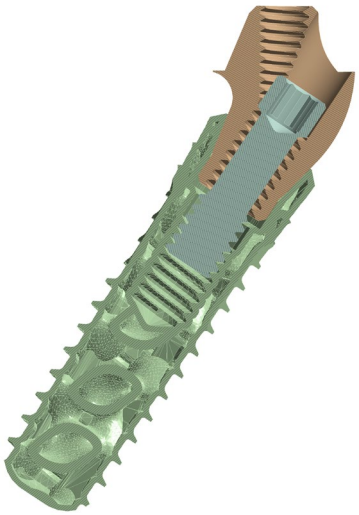


Şekil 3.7 0,30 Schwarz-P Kafes Yapı Kalınlıklı %20 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı

Şekil 3.8 0,15 Lidinoid Kafes Yapı Kalınlıklı %40 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı



Şekil 3.9 0,20 Lidinoid Kafes Yapı Kalınlıklı %20 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı



Şekil 3.10 0,30 Lidinoid Kafes Yapı Kalınlıklı %30 Doluluk Oranına Sahip İmplant Tasarımı

3.3. Mesh Atama İşlemi

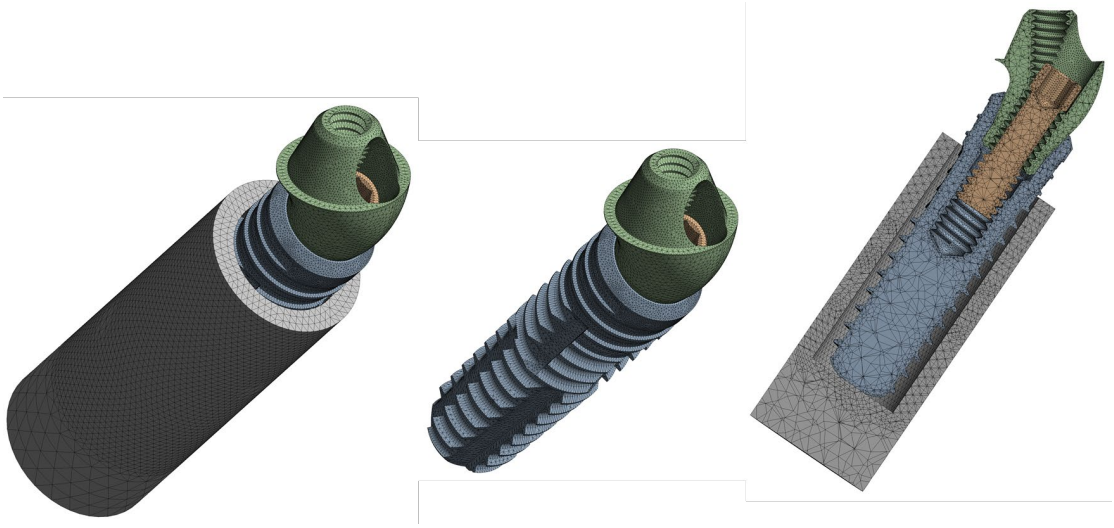
SpaceClaim yazılımı üzerinden oluşturulan 3D tasarımlar modellerin analize uygun olması için geometrik düzeltmeler ve yapısında ki aksaklıkların giderilmesi için SpaceClaim'de ki düzeltmeler komutları uygulanmıştır.

Analizlerin doğru ve kesin sonuçlar verebilmesi için mesh parametrelerinin iyi yapılması gerekmektedir. Bu adım analiz kısmının en önemli adımıdır. Çalışmada kullanılan elemanlar ve nodlar Tablo 3-3' te verilmiştir.

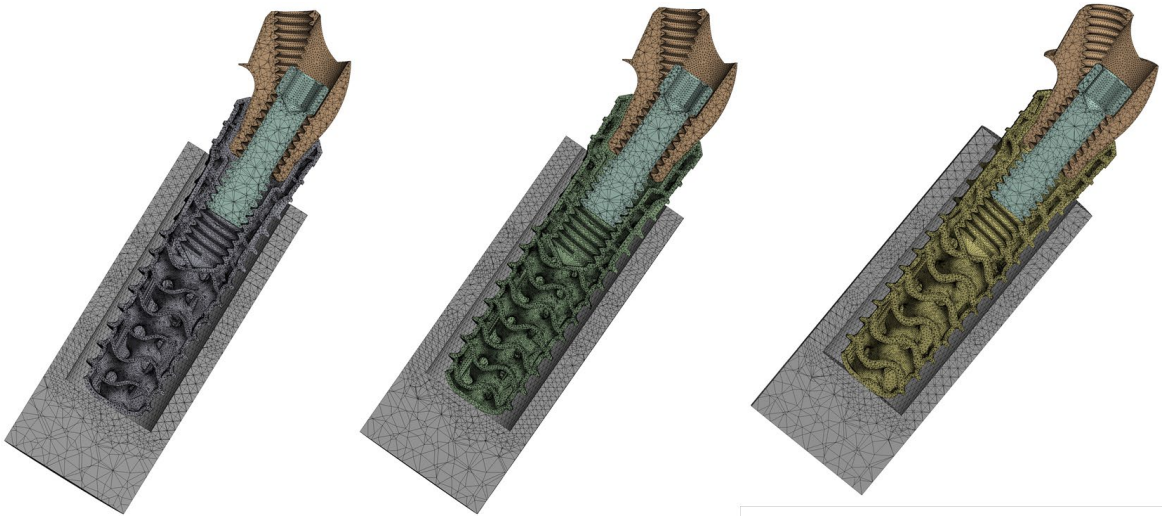
Mesh parametrelerinde mesh eleman boyutu 0,1 mm olarak belirlenmiştir. Yapı karmaşıklığı nedeniyle tetrahedral mesh atılmıştır. Modellere uygulanan mesh komutu sonrasında oluşan kesit görünümleri Şekil 3.11, Şekil 3.12, Şekil 3.13 ve Şekil 3.14'te gösterilmiştir.

Tablo 3-3 Modellerin Mesh Sonrası Elements Ve Nodes Sayıları

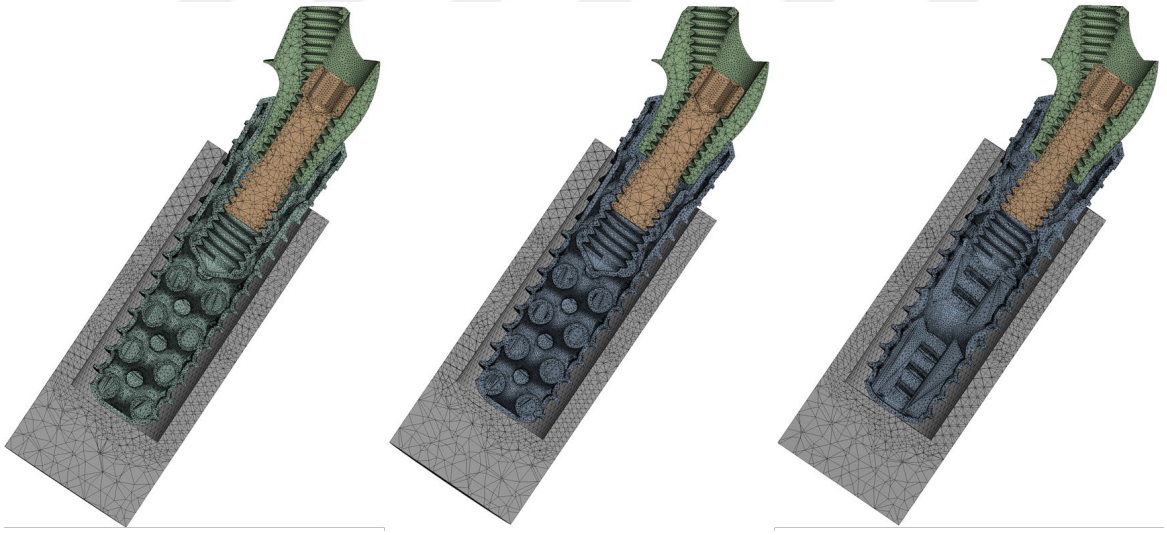
	Elements	Nodes
Dolu Model	517725	310538
Model 1	1488017	2501018
Model 2	1577000	2638000
Model 3	1428000	2386000
Model 4	1477000	2483000
Model 5	1449000	2430000
Model 6	1124000	1894000
Model 7	2391000	3929000
Model 8	782000	1310000
Model 9	1267000	2117000



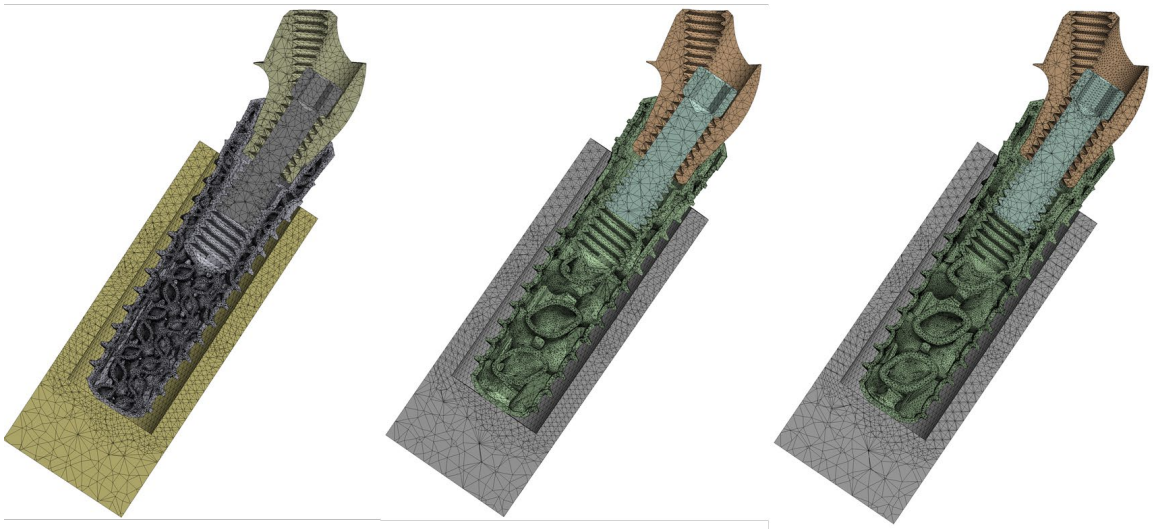
Şekil 3.11 Dolu Yapı Mesh Görüntüsü



Şekil 3.12 Model 1 - Model 2 - Model 3 Mesh Görüntüsü



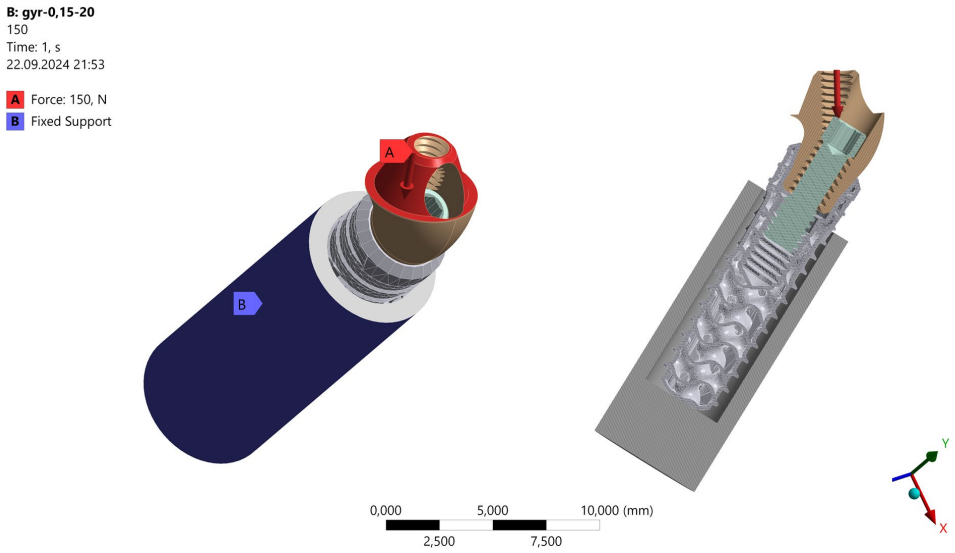
Şekil 3.13 Model 4 - Model 5 - Model 6 Mesh Görüntüsü



Şekil 3.14 Model 7 - Model 8 - Model 9 Mesh Görüntüsü

3.4. Yük ve Sınır Şartlarının Hazırlanması

İmplantın sabitleneceği yer ve yük uygulamaları analiz kısmında önemli bir adımdır. Burada implantın ne şekilde sabitleneceği ve yüklerinin hangi yüzeylere hangi açılardan geleceği ve yük kuvveti belirlenmiştir. Modellerin her birine 150 N, 300 N ve 400N yük uygulanarak analiz yapılmıştır. Şekil 3.15' te implantın sınır şartları, yükün uygulandığı yüzey ve yönü gösterilmiştir.



Şekil 3.15 Yük ve Sınır Şartlarının Gösterimi

3.5. Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi Ve Değerlendirilmesi

Bir diş implantı üzerinde sonlu elemanlar yöntemi (FEM) kullanılarak yapılan deformasyon analizi sonucu çıkartılmıştır. Sonlu Elemanlar Yöntemi karmaşık geometrilerin, yükleme koşullarının ve malzeme davranışlarının modellenmesinde kullanılmaktadır. Model, küçük elemanlara bölünerek her eleman üzerinde fiziksel denklemler çözülmektedir.

3.6. Deformasyon

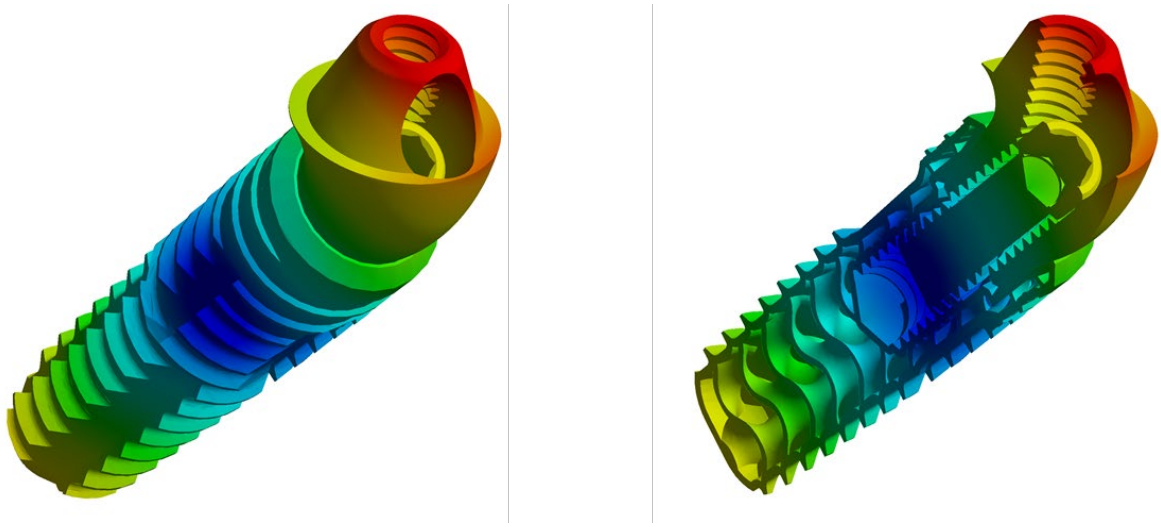
Deformasyon sonuçları, implantın farklı bölgelerinin yük altında nasıl şekil değiştirdiğini mm cinsinden göstermektedir. Deformasyon sonuçları renk skalası ile ifade edilir. Bu skalada kırmızı, implantın en fazla deformasyona uğrayan bölgesini göstermektedir ve yükleme noktasına yakın veya stresin yoğunlaştığı kritik alanlardır; mavi ise implantın minimum deformasyona uğrayan bölgeleridir ve taban veya yükün azaldığı bölgelerde görülür.

İmplant boyunca deformasyon kademeli olarak değişmektedir. Bu, implantın kafes yapılar arasındaki farklılığına göre değişmektedir.

Örnek olarak Şekil 3.16'ya baktığımızda implantın üst kısmında (protetik bağlantı noktası) daha fazla deformasyon olduğu, alt kısımlara doğru ise deformasyonun azaldığı gözlemlenmiştir. Bu, yükün üst kısımda yoğunlaştığını ve alt bölümlere iletildiğini göstermektedir.

İmplantın şekli ve geometrisi, yükün dağılımını etkilemektedir. Özellikle vida dişleri ve gövde kısmının deformasyon üzerindeki etkisi önemlidir. Yüksek deformasyon bölgeleri, kritik seviyelerde olmaktadır ve tasarım iyileştirmesi gibi önlemler ile dikkat edilebilmektedir.

Deformasyon analizi diş implantlarının klinik uygulamalarda yük altında nasıl performans gösterdiğini anlamak ve tasarımı iyileştirmek için önemli bir araç olmaktadır. Deformasyon değerleri, implantın dayanıklılığı ve uzun ömürlülüğü hakkında ön bilgi sağlamaktadır.



Şekil 3.16 İmplant Modelinde Deformasyon Örneği

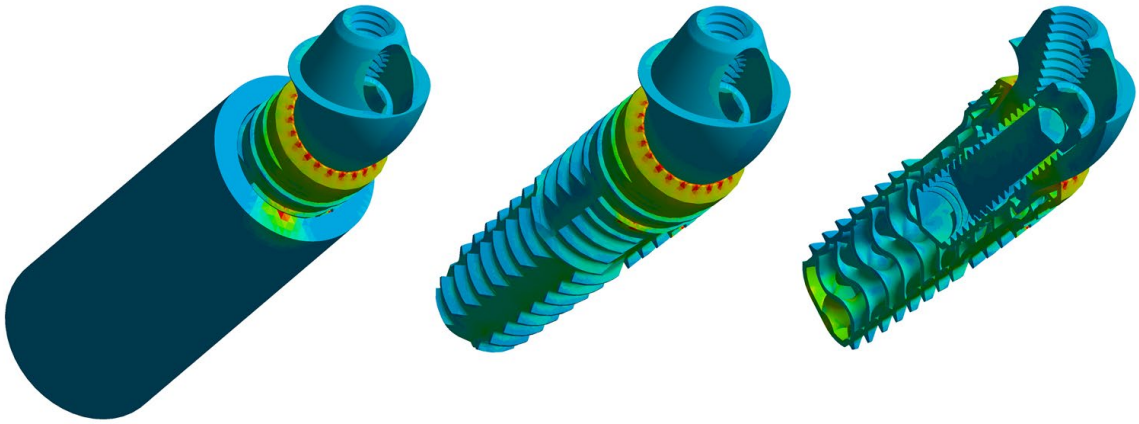
3.7. Von Mises Gerilmeleri

Von Mises gerilmesi, malzeme üzerinde meydana gelen toplam gerilme durumunu değerlendirmek için yaygın bir ölçüttür ve özellikle metalik malzemelerde akma dayanımını tahmin etmek için kullanılmaktadır. Bu gerilme malzemenin akmaya başlayıp başlamayacağını tahmin etmek için kullanılan bir gerilme ölçüsüdür. Von Mises gerilmesi malzemenin akma dayanımını aştığında plastik deformasyona uğramaktadır. Gerilme değerlerinin malzemenin akma dayanımını aşıp aşmadığını belirlemek, implantın dayanıklılığı açısından önemlidir. Eğer değerler akma sınırını geçiyorsa, implantın yorulma ömrü ve uzun vadeli performansı tehlikeye girebilmektedir.

Gerilme sonuçlarında renk skalasında kırmızı ve mavi aralığında değişmektedir. Kırmızı ve yakını bölgeleri gerilmenin en yüksek olduğu bölgeleri temsil etmektedir. Bu bölgeler genellikle stres konsantrasyonu olan yerlerdir ve yapının zayıf noktalarını göstermektedir. Mavi bölgeler ise gerilmenin en düşük olduğu bölgeleri temsil etmektedir. Bu bölgelerde yük yoğunluğu düşüktür ve malzeme üzerindeki risk az olmaktadır.

İmplantın iç ve dış yapısındaki gerilme dağılımı, geometrik şeklin ve malzeme özelliklerinin etkisini yansıtmaktadır. Vida dişleri ve implantın alt kısımlarında gerilme yoğunluğunun arttığı gözlemlenebilmektedir. Bu durum, yükleme sırasında bu bölgelerde daha fazla stres oluştuğunu göstermiştir.

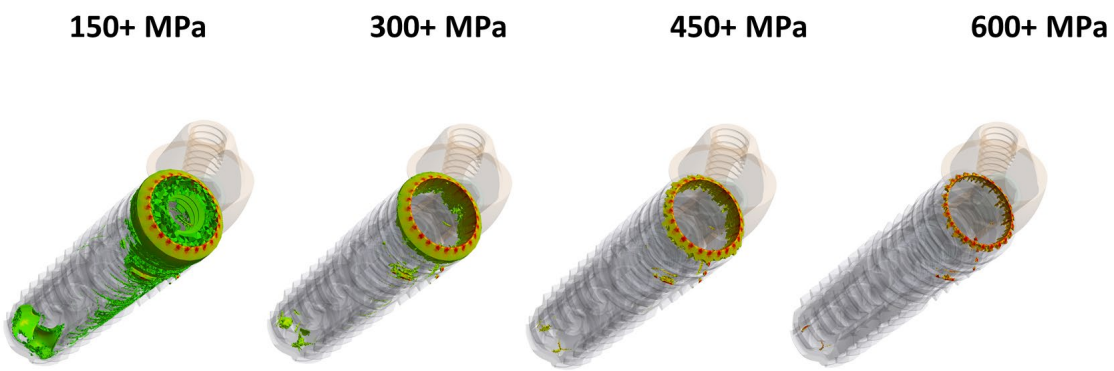
Von Mises gerilme analizi implantın yük altındaki davranışını anlamak ve tasarım ile malzeme seçimini optimize etmek için önemli bir araç olmaktadır. Modellerdeki sonuçlar, implantın zayıf noktalarını ve olası geliştirme alanlarını açıkça ortaya koymaktadır.



Şekil 3.17 İmplant Modelinde Von-Mises Gerilme Örneği

3.7.1. 600 MPa Üzerinde Gerilme Hacmi

Yapılan analizlerde implantın yük altında hangi bölgelerinde ne kadar gerilmelere maruz kaldığı sonucuna ulaşılmıştır. Bu gösterim sırasında 150, 300, 450 ve 600 Mpa üzerinde kalan bölgeler belirlenmiştir. Kritik seviyeyi anlayabilmek için 600 MPa üzerinde kalan bölgelerin toplam hacmi çıkartılarak tüm modeller kıyaslanmıştır. Şekil 3.18'de gerilim bölgeleri yer almaktadır.



Şekil 3.18 Modellerdeki 600 MPa Üzerinde Gerilme Alan Bölgeler

3.8. SLM Yöntemi İle Üretim

SLM yöntemiyle üretimde, lazer gücü, tarama hızı, katman kalınlığı ve enerji yoğunluğu gibi parametreler, üretilen parçanın mekanik ve fiziksel özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Lazer gücü ve tarama hızının optimize edilmesi, parçanın yoğunluğunu ve yüzey kalitesini iyileştirebilir. Belirlenen parametrelerle üretilen numunelerin mekanik özellikleri incelenmiştir. SLM yöntemiyle üretilen Ti6Al4V alaşımları, üretim sonrası hızlı soğuma sağlanmaktadır.

Bu çalışmada 6 adet implant takımı üretimi yapılmıştır. 1 takım, 1 abutment, 1 screw ve 1 fixture yapısından oluşmaktadır. Toplam 6 adet abutment, 6 adet screw, 3 adet dolu fixture ve tasarımında kafes yapı kullanılan 3 adet fixture yapı üretimi yapılmıştır. Üretimi yapılan kafes yapılı fixture olarak Schwarz P kafes yapısı seçilmiştir. %40 doluluk oranına ve 0.2 mm kafes yapı iç özelliklerine sahiptir. Schwarz P tipi kafes, sürekli ve periyodik bir yapıya sahip olup, biyomekanik açıdan yük dağılımını optimize edebilmektedir. Karşılaştırmalı analizlerin gerçekleştirilebilmesi amacıyla, 3 adet fixture ise tam dolu yapıda üretilmiştir.

Ti6Al4V Grade5 toz malzeme kullanılmıştır. Malzemenin yoğunluğu 4,45 g/cm³'tür. Üretim süreci, ENA120 Compact model eklemeli imalat makinesi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Üretim yapılan implant modellerinde 30 mikron katman kalınlığına ve toplam tüm parçalar için 2 saat 10 dakikalık üretim süresi bulunmaktadır.

Bu iki farklı tasarımın karşılaştırılması, biyomekanik performans, mekanik dayanım ve biyouyumluluk açısından önemli bilgiler sağlamaktadır. Özellikle hafifletilmiş kafes yapıları, implant ağırlığını azaltarak ve sağladıkları iç yapısal değişiklik ile beraberinde deformasyon miktarlarında ki optimallik ile yeterli mekanik stabiliteyi sağlamaktadır.

Şekil 3.19 SLM İle Üretilen Abutment Modelleri

Şekil 3.20 SLM İle Üretilen Screw Modelleri

Şekil 3.21 SLM İle Üretilen Fixture Modelleri

Eklemeli imalat yöntemlerinde ağırlık optimizasyonu, özellikle havacılık, otomotiv ve medikal endüstrilerinde büyük önem taşımaktadır. Geleneksel üretim tekniklerine kıyasla SLM yöntemi, malzeme israfını minimize ederek hafif, hızlı ve dayanıklı parçalar üretmeye olanak tanır. Toplam ağırlık, parçanın iç yapısındaki doluluk oranı, destek yapılarının miktarı ve üretim parametreleri gibi değişkenlerden doğrudan etkilenmektedir. Bu nedenle, ağırlık optimizasyonu sağlanarak hem malzeme maliyetleri

düşürülebilir hem de üretilen parçaların performansı artırılabilir. Bunların yanı sıra eklemeli imalat ile üretimi yapılan modeller geleneksel yöntemlere kıyasla çok daha kısa sürede ürünü ortaya çıkarmaktadır.

3.9. Çiğneme Kuvveti

Çiğneme kuvveti, bireyin yaşına, cinsiyetine, kas yapısına, sağlık durumuna ve dişlerin pozisyonuna bağlı olarak değişkenlik gösteren biyomekanik bir parametredir. Literatürde, sağlıklı yetişkin bireylerde arka dişlerle uygulanan maksimum çiğneme kuvvetinin 300 N ila 700 N arasında değiştiği bildirilmiştir. Ancak bu kuvvet, bireysel farklılıklar ve deneysel koşullar dikkate alındığında geniş bir aralıkta değişkenlik gösterebilir. [73] [74]

Dental biyomekanik çalışmalarında ve implant tasarımıyla ilgili analizlerde, yüklemelerin genellikle belirli bir ortalama kuvvet değeri üzerinden değerlendirilmesi tercih edilmektedir. Bu bağlamda, 300 N, arka diş bölgesine uygulanan ortalama çiğneme kuvveti olarak sıklıkla referans alınmaktadır. [75] Bu değer hem fizyolojik sınırlar içinde kalmakta hem de çeşitli klinik senaryolar için güvenli bir temel sağlamaktadır.

Ayrıca, bu ortalama değer, dental implantlar, protez sistemleri ve çeşitli diş restoratif materyallerinin mekanik dayanım testlerinde de standart bir yük olarak kullanılmaktadır. [76]

3.10. Sonuçlar

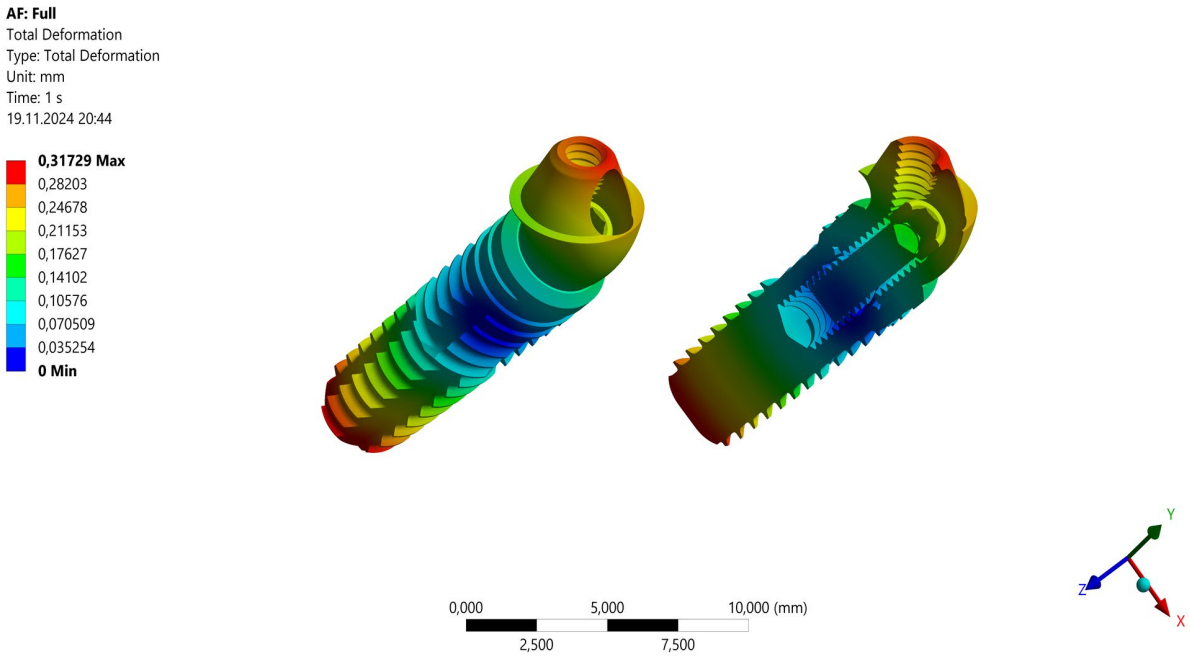
Ticari implant ve tasarlanan implantların hacimleri, 150 N, 300 N ve 400 N kuvvetlerin uygulanması sonucu oluşan deformasyon miktarları, von Mises gerilme bölgeleri ve 600 MPa üzerinde gerilme alan bölgelerin hacimleri karşılaştırılmıştır.

3.10.1. Dolu Yapıdaki İmplant Modeli Analizleri

Dolu yapıdaki implant modelinin hacmi 106,91 mm^3 ölçülmüştür. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

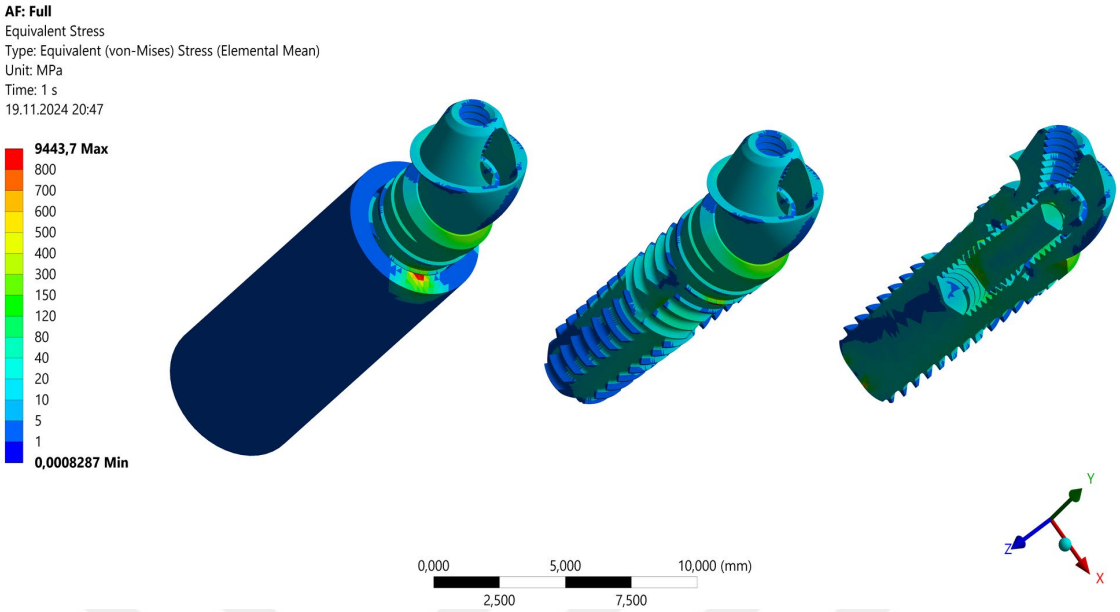
3.10.1.1. Dolu İmplant Modeline 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu Çıkan Analiz Sonuçları

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.22'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0.31729 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

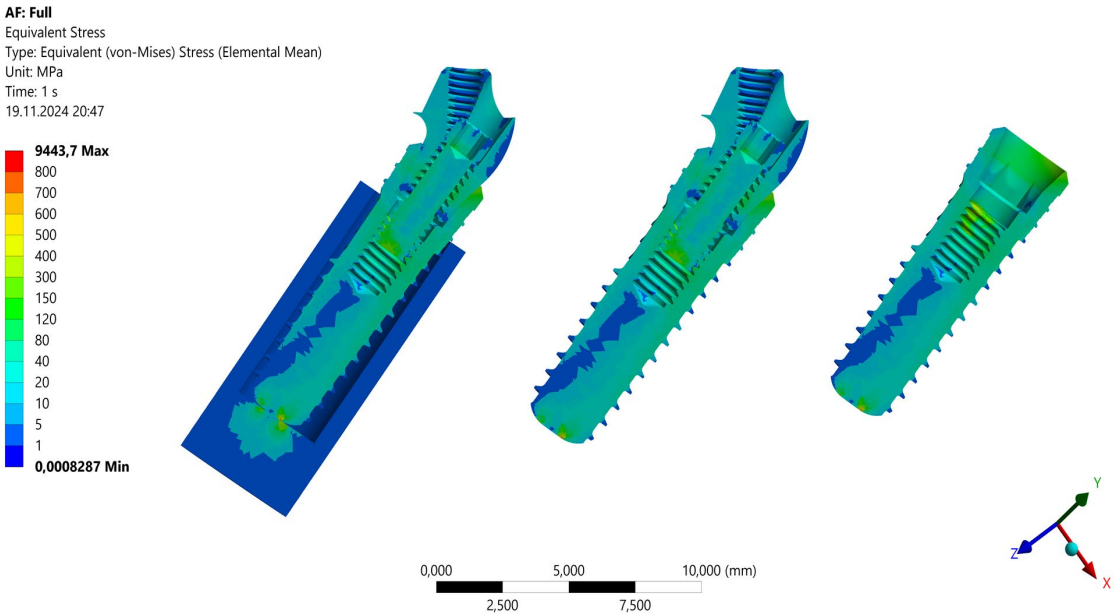


Şekil 3.22 150 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.23 ve Şekil 3.24'te gösterilmiştir. Maksimum gerilimin implantın alt kısımdaki yivlerinin başlangıcına yakın bir bölgede, yani implantın kemiğe temas eden ilk dişli bölgesinde oluştuğu görülmektedir. Bu bölgenin yüksek gerilim altında olmasının temel nedeni, implantın yivli yapısının bu noktada kuvvetin konsantre olmasına neden olmasıdır. İmplant ve kemik arasındaki mekanik etkileşim, yükün büyük bir kısmının yivlerin kemikle temas ettiği noktalarda toplanmasına yol açmıştır.

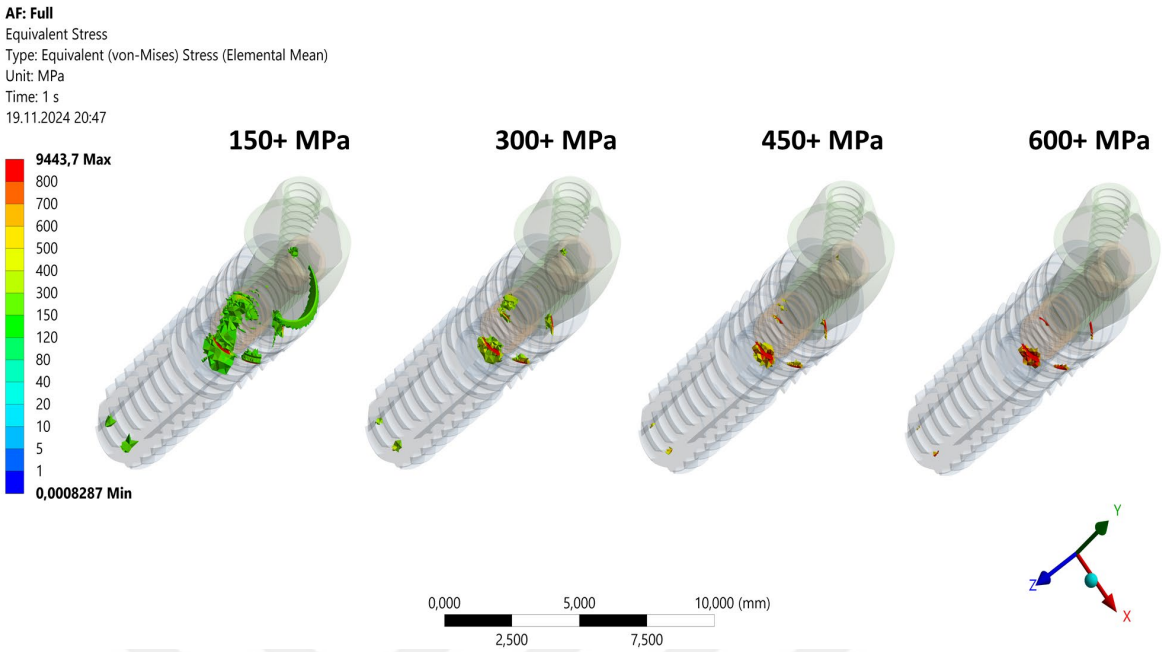


Şekil 3.23 150 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri



Şekil 3.24 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri

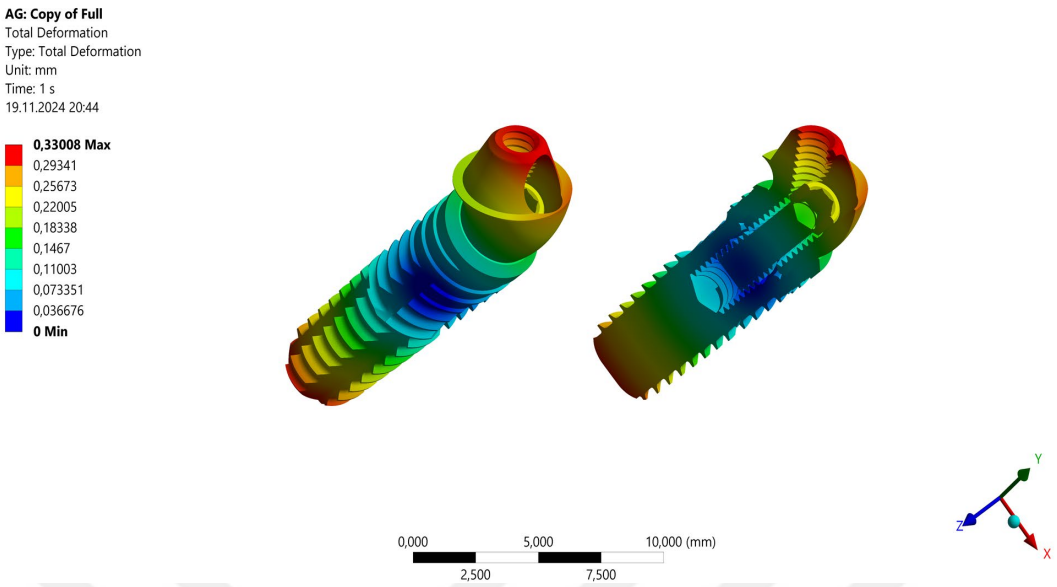
Dolu implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,0566 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.25)



Şekil 3.25 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı Mpa Üzeri Gerilme Alanları

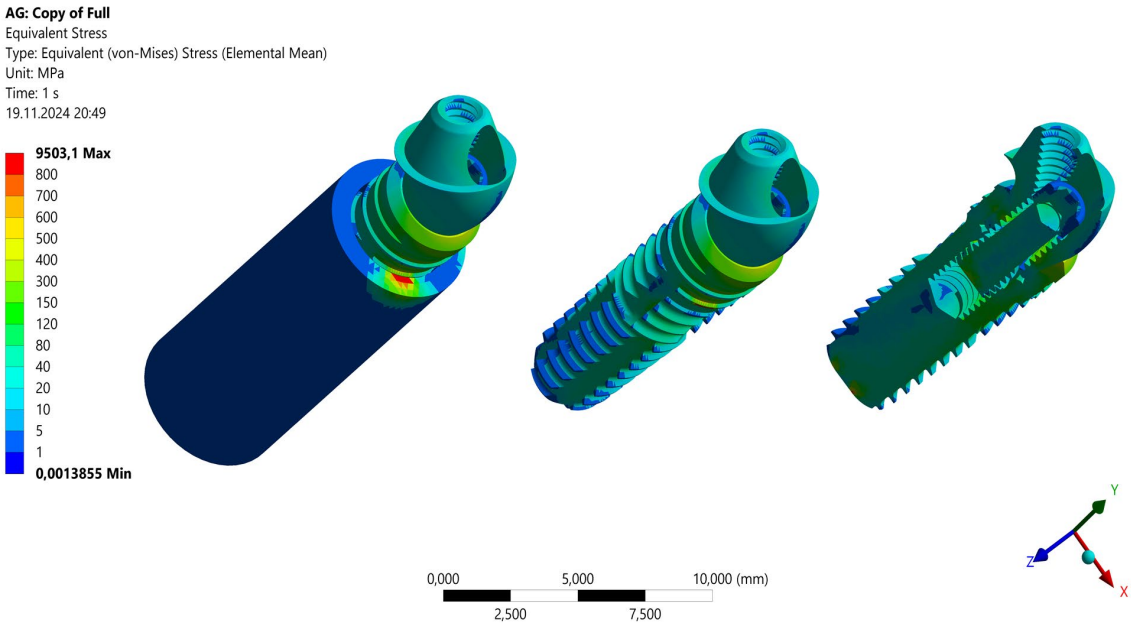
3.10.1.2. Dolu İmplant Modeline 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu Çıkan Analiz Sonuçları

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.26'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0.33008 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu değer 150 N kuvvet sonucunda meydana gelen deformasyon miktarına göre artmıştır. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

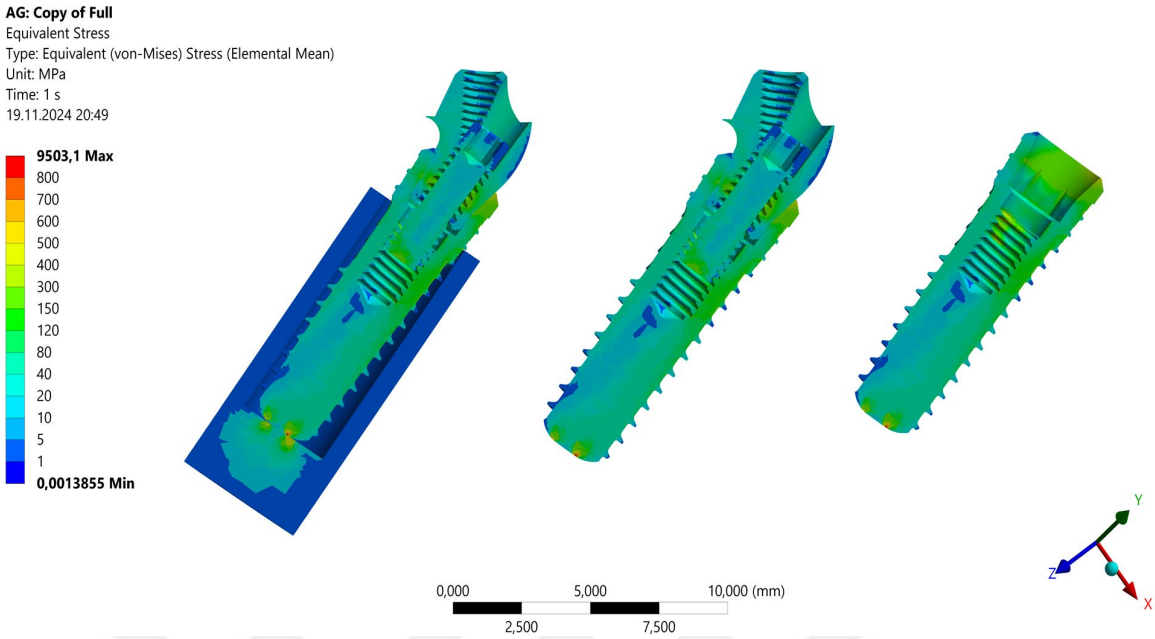


Şekil 3.26 300 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.27 ve Şekil 3.28'de gösterilmiştir. Maksimum gerilimin implantın alt kısımdaki yivlerinin başlangıcına yakın bir bölgede, yani implantın kemiğe temas eden ilk dişli bölgesinde oluştuğu görülmektedir ve 150 N'daki sonuçlara kıyasla meydana gelen bölgedeki gerilim artmıştır.

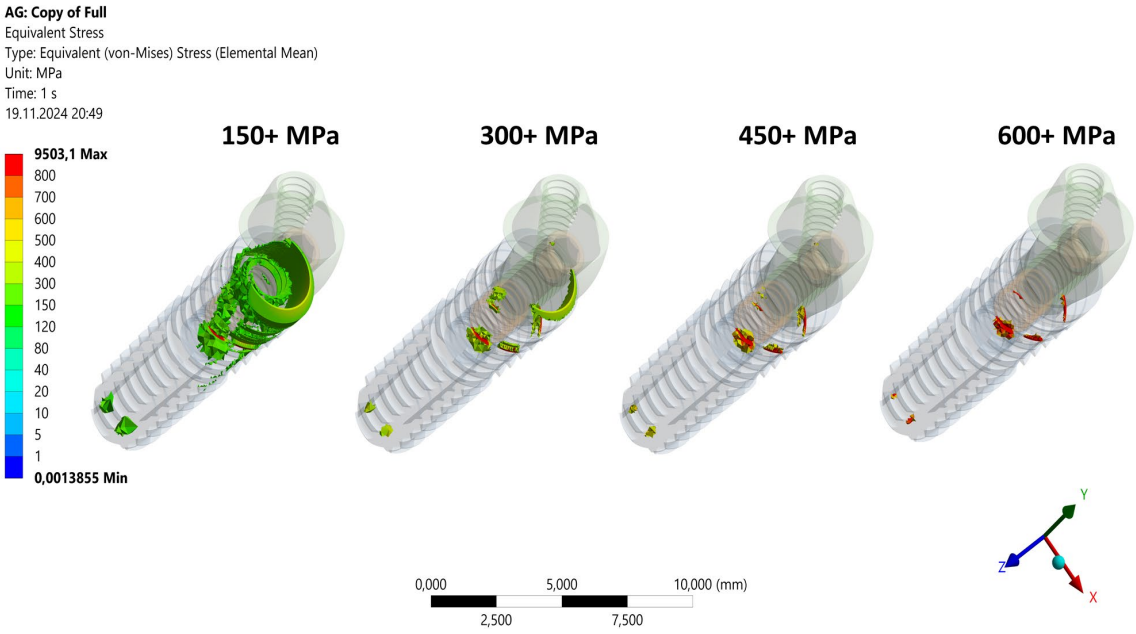


Şekil 3.27 300 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri



Şekil 3.28 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri

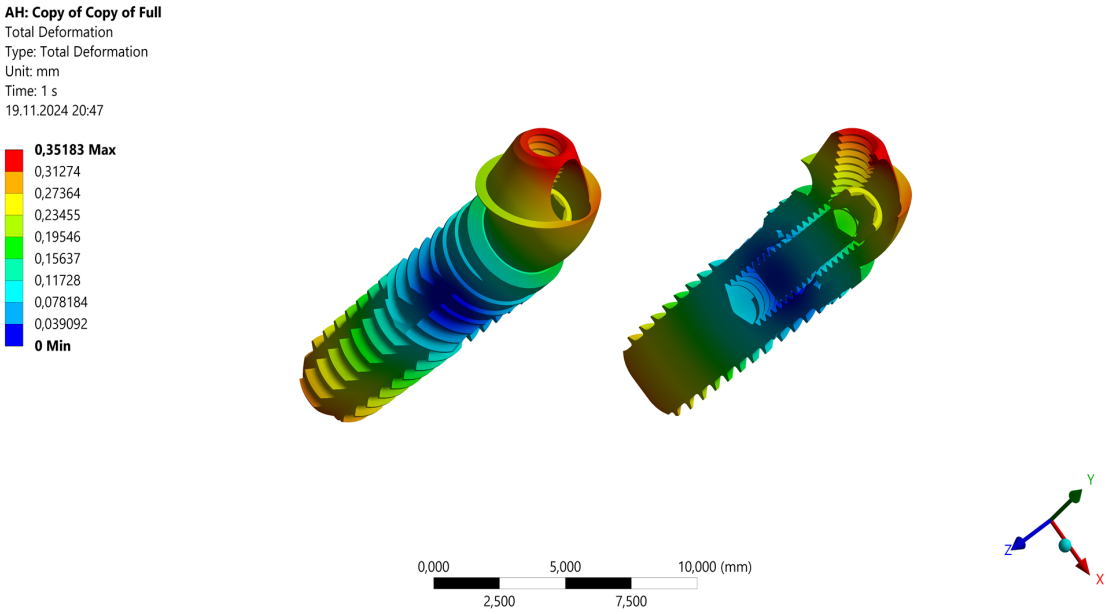
Dolu implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,0944 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.29)



Şekil 3.29 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı Mpa Üzeri Gerilme Alanları

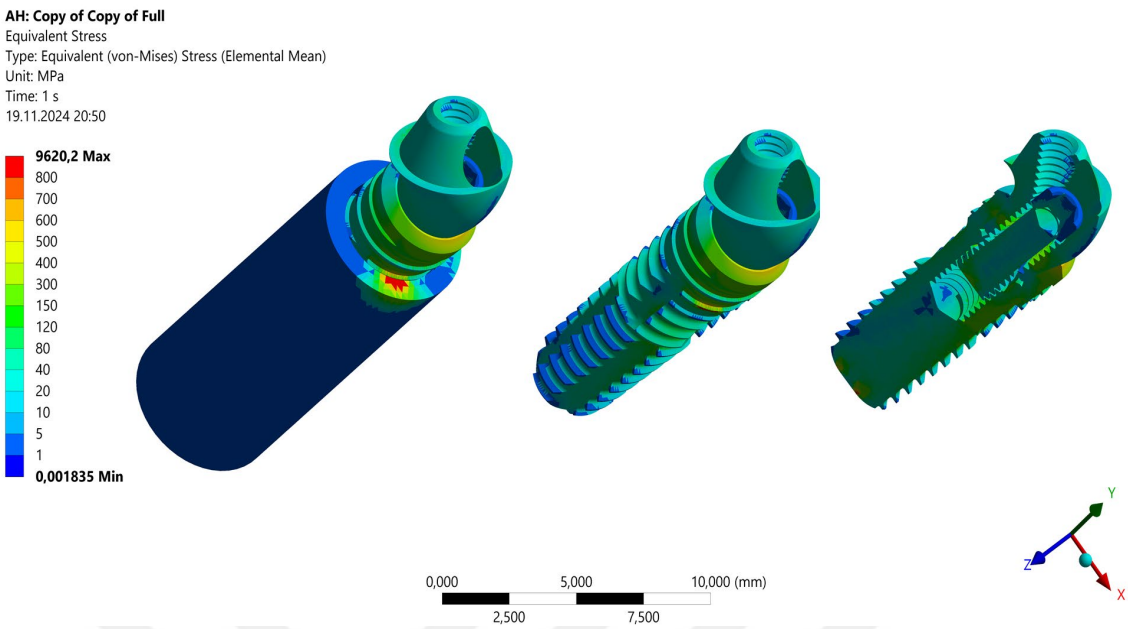
3.10.1.3. Dolu İmplant Modeline 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu Çıkan Analiz Sonuçları

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.30'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0.35183 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu değer 150 N ve 300 N kuvvet sonucunda meydana gelen deformasyon miktarına göre artmıştır. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

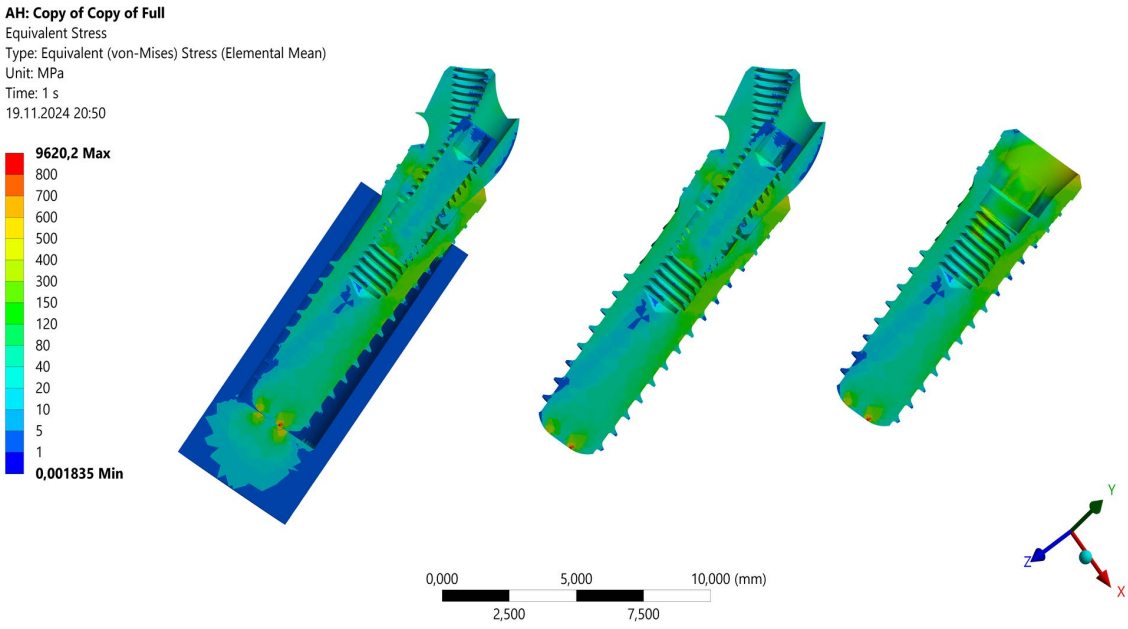


Şekil 3.30 400 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.31 ve Şekil 3.32'de gösterilmiştir. Maksimum gerilimin implantın alt kısımdaki yivlerinin başlangıcına yakın bir bölgede, yani implantın kemiğe temas eden ilk dişli bölgesinde oluştuğu görülmektedir ve 150 N ve 300 N'daki sonuçlara kıyasla meydana gelen bölgedeki gerilim artmıştır.

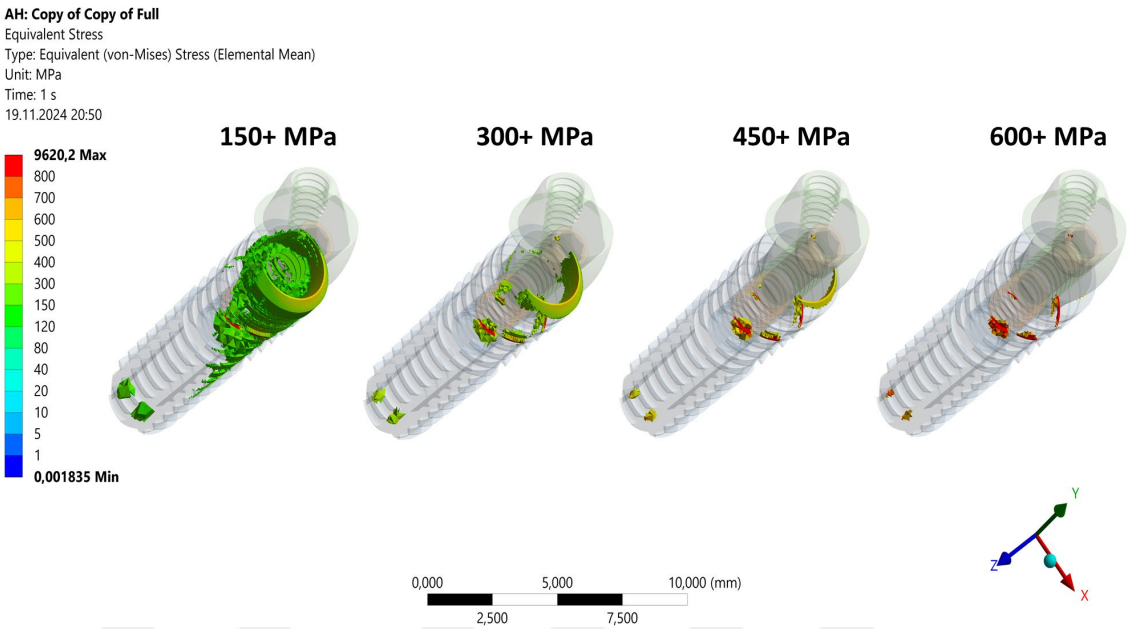


Şekil 3.31 400 N Kuvvet Sonucu İmplantta Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri



Şekil 3.32 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilim Değerleri

Dolu implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,123 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.33)



Şekil 3.33 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı Mpa Üzeri Gerilme Alanları

Dolu implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,123 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.33) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,0944 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,0566 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

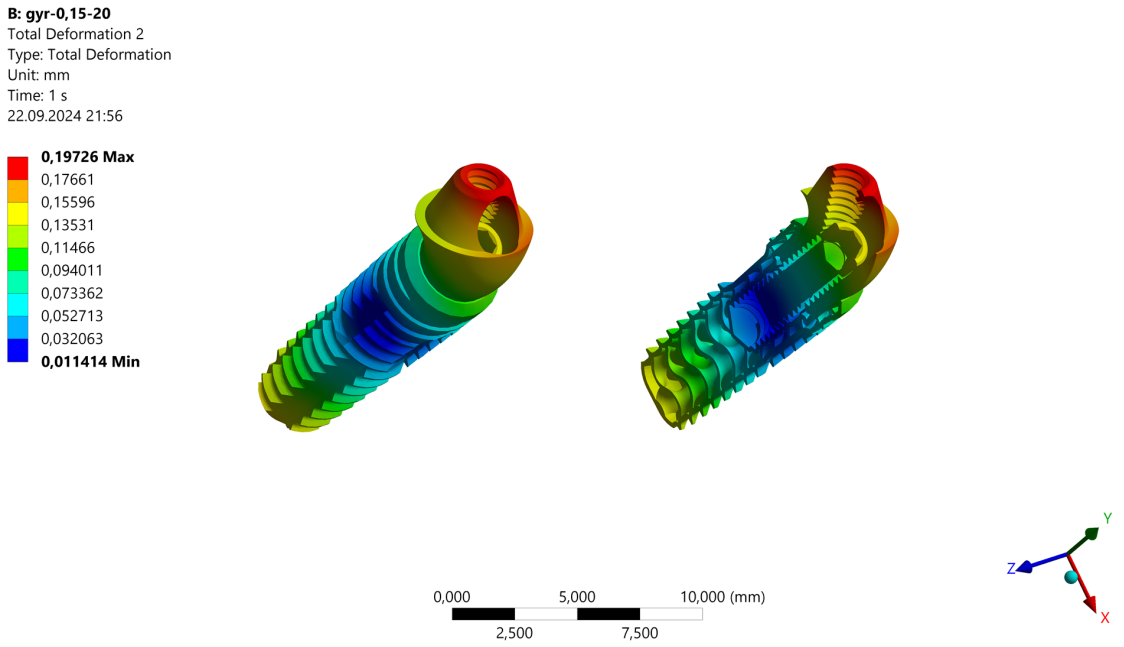
3.10.2. Gyroid Kafes Yapısı

3.10.2.1. 0.15 - %20 Model 1

0,15 kafes yapı kalınlıklı ve %20 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 60,265 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

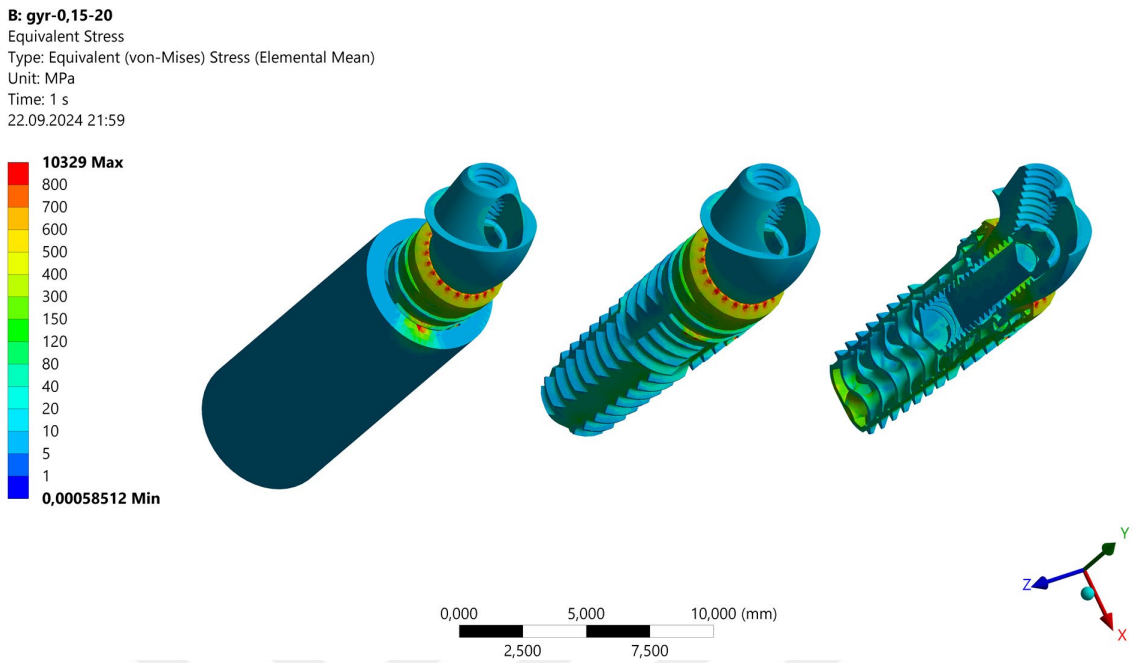
3.10.2.1.1. 150 N

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.34'te gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0.19726 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

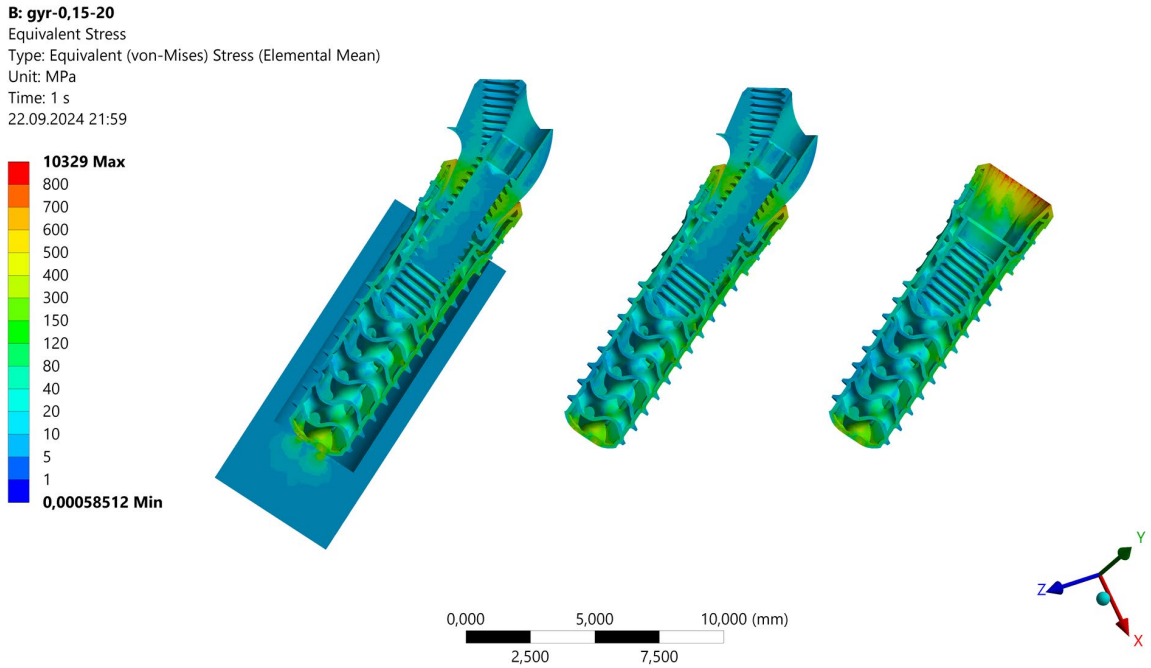


Şekil 3.34 Model 1 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.35 ve Şekil 3.36'da gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın dişli kısmının alt yarısında ve dış yüzeyinde olduğu görülmektedir.

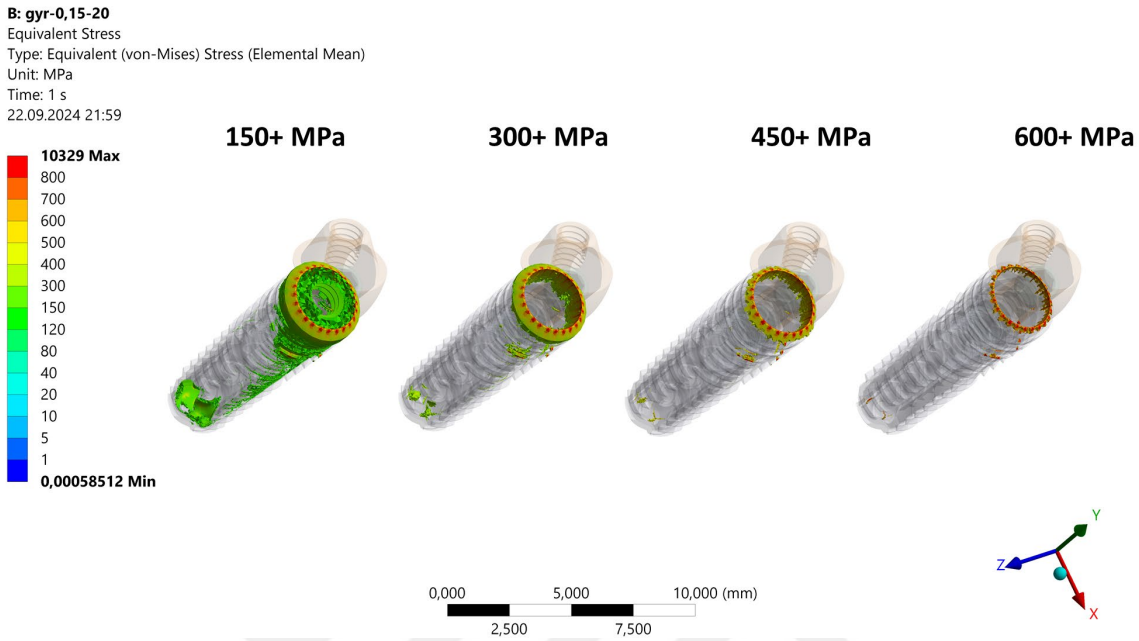


Şekil 3.35 Model 1 İmplant üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.36 Model 1 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

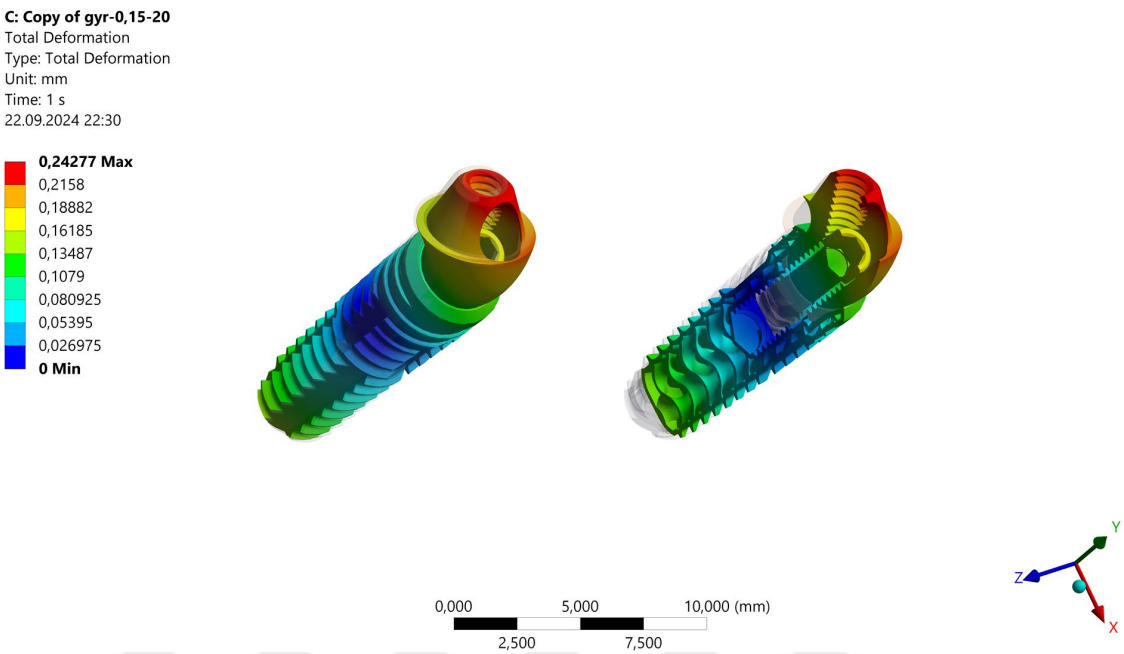
Model 1 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1176 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.37)



Şekil 3.37 Model 1 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

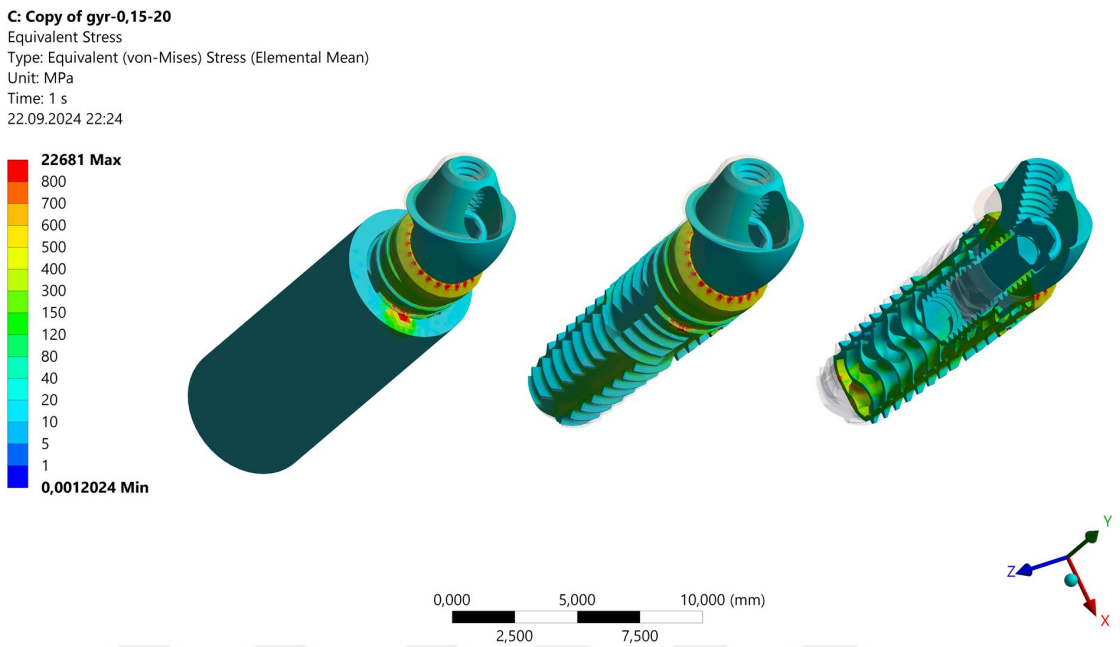
3.10.2.1.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.38'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0.24277 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

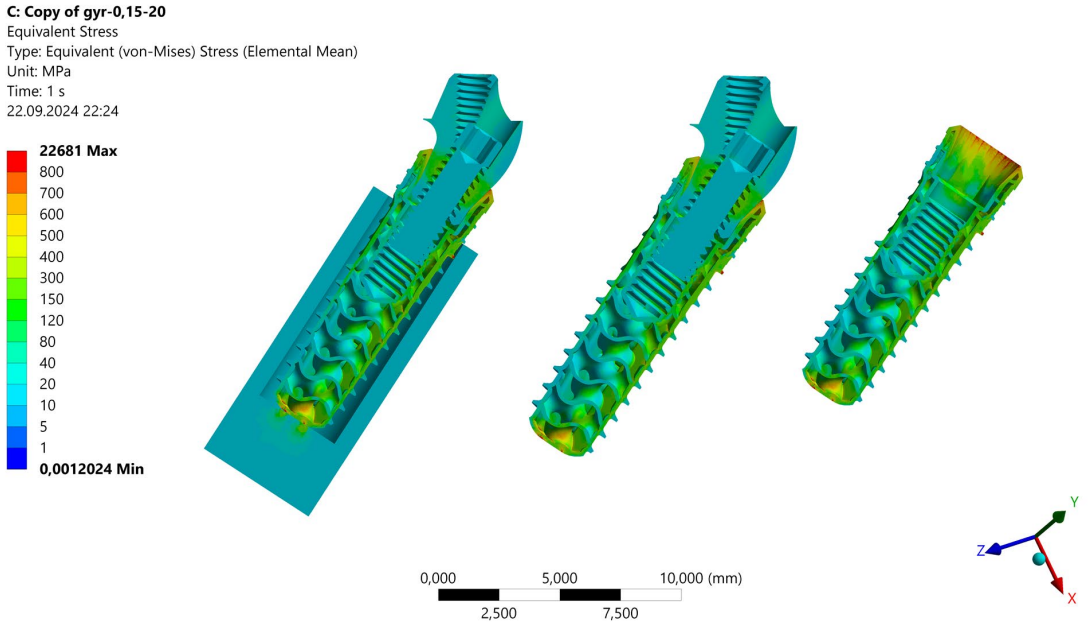


Şekil 3.38 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.39 ve Şekil 3.40'ta gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler dişli yüzeyinin orta kısmı ve baş kısmında olduğu görülmektedir. Bu kuvvet durumunda implantın stres dağılımı, daha homojen görünmektedir.

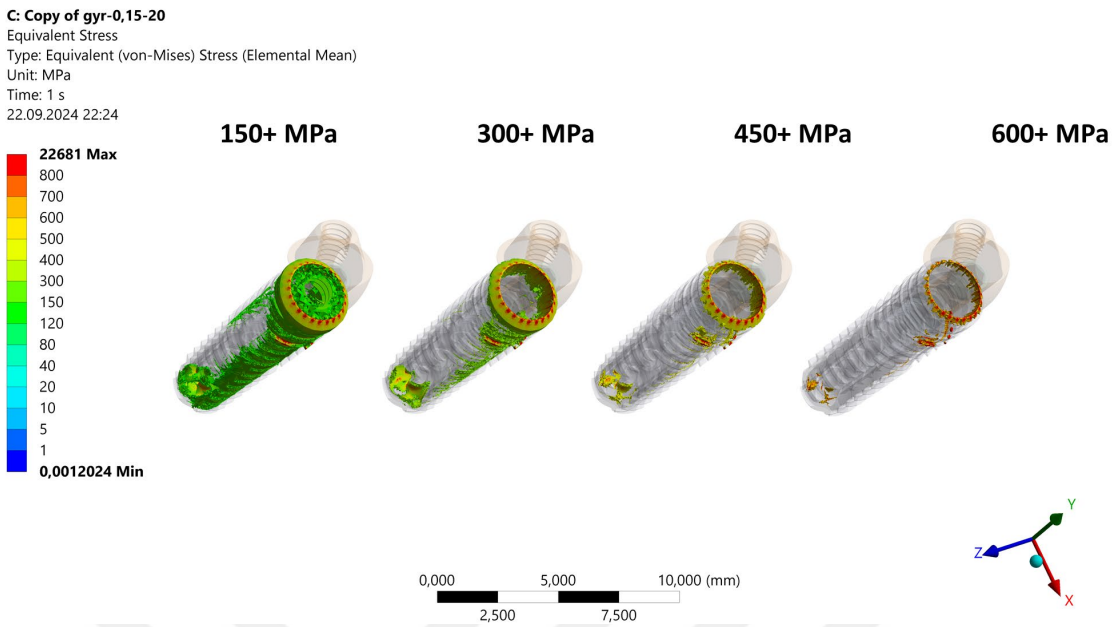


Şekil 3.39 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.40 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

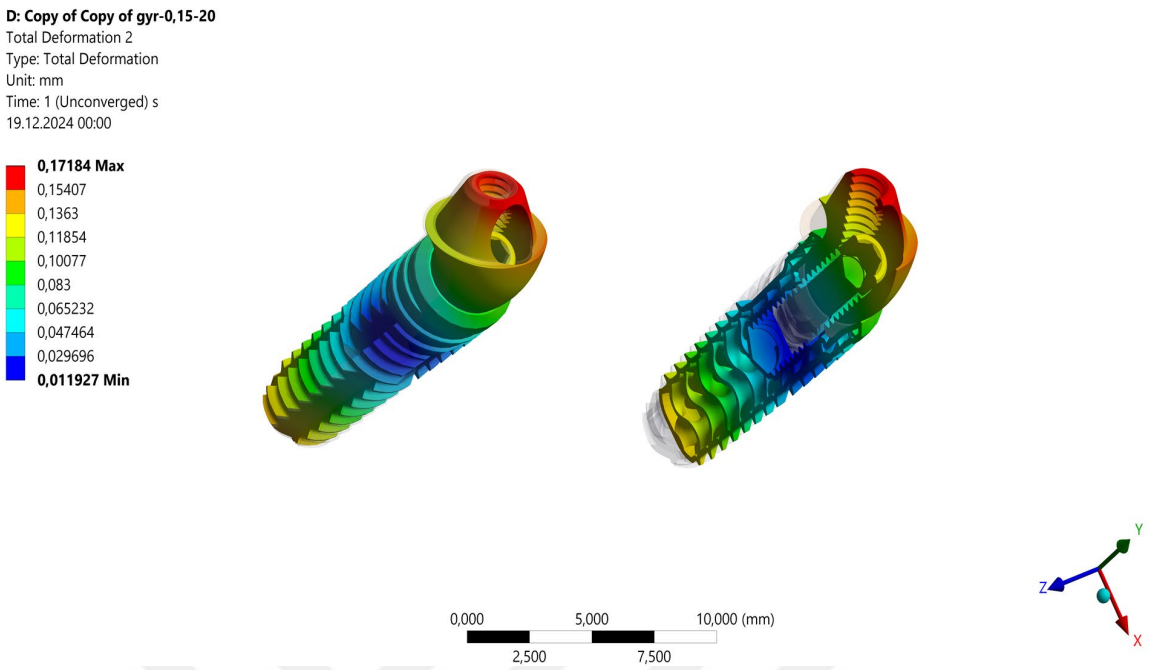
Model 1 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1777 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.41)



Şekil 3.41 Model 1 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

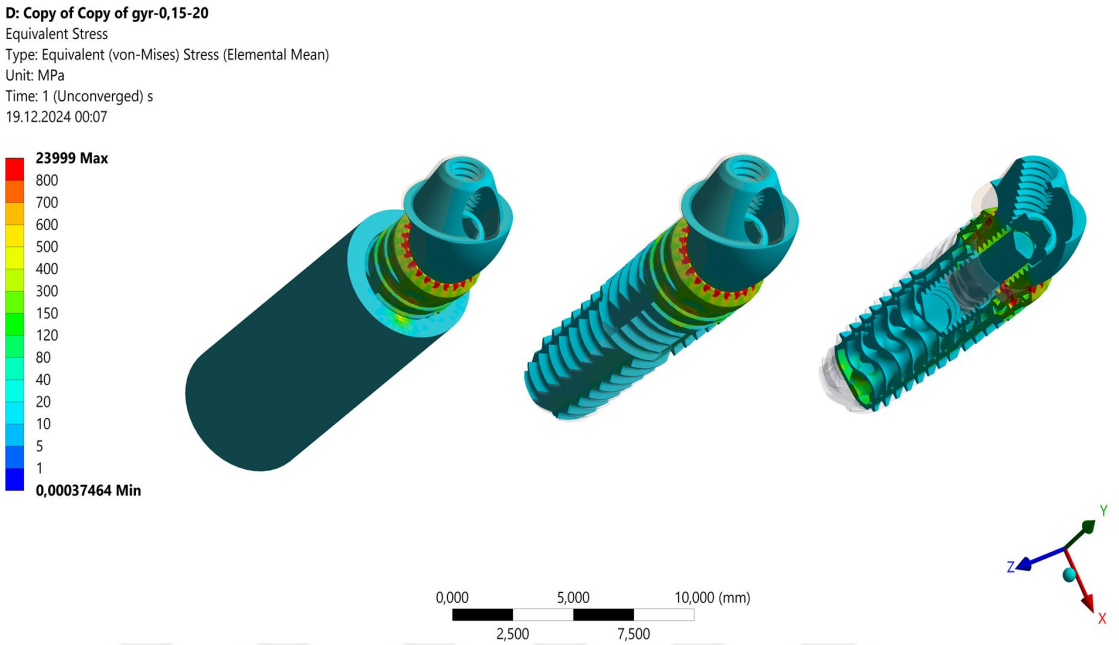
3.10.2.1.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.42'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0.17184 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

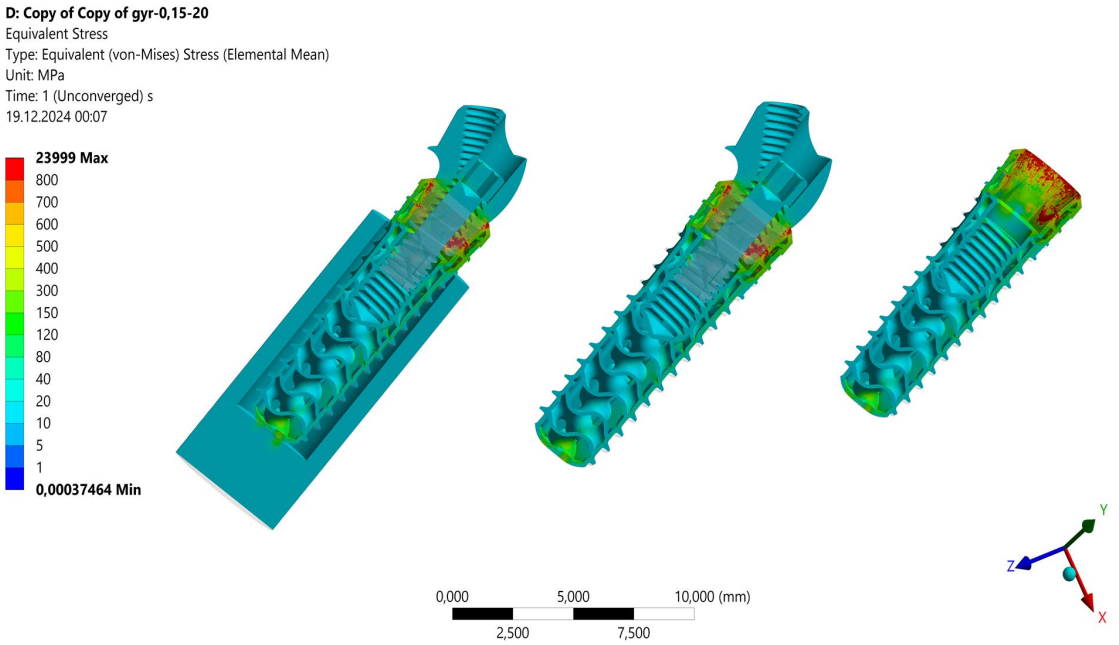


Şekil 3.42 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.43 ve Şekil 3.44'te gösterilmiştir. Gerilim yoğunluğu implantın üst kısmı (kafası) ve orta kısmındaki dişli yapı üzerinde olduğu görülmektedir. Bu kuvvet durumunda gerilim daha geniş bir alana yayılmıştır, özellikle implantın üst kısmı en çok etkilenen bölge olmuştur.

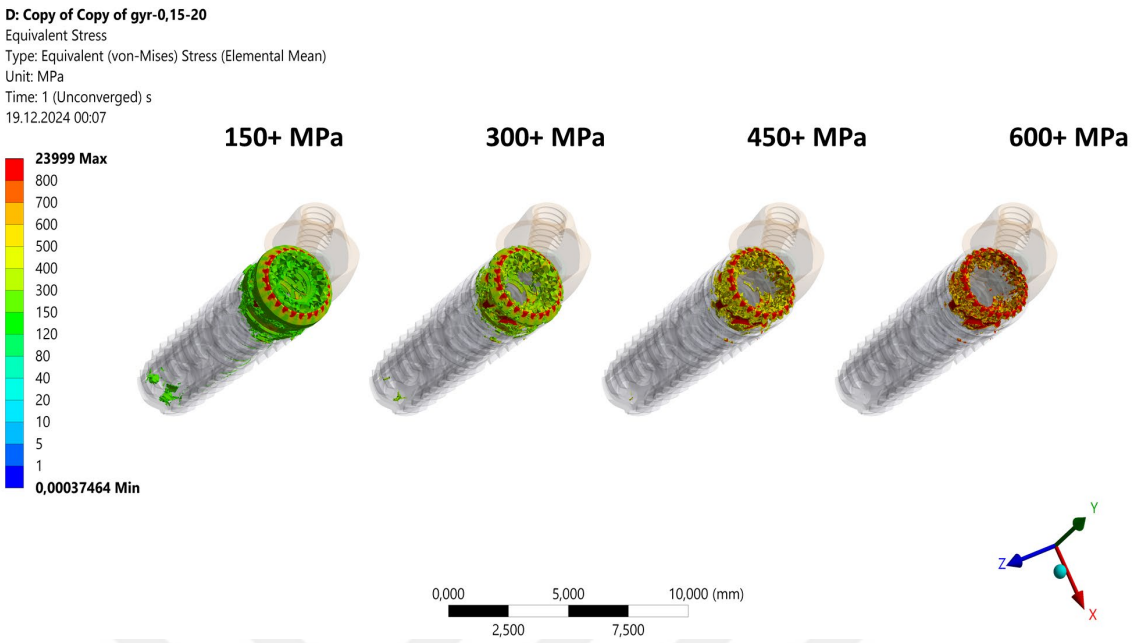


Şekil 3.43 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.44 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 1 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 1,8366 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.45)



Şekil 3.45 Model 1 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

Üç analizde de implantın dişli kısmının alt yarısı ve üstü en çok gerilmeye maruz kalmıştır. Özellikle üstten gelen kuvvetler implantın baş kısmında ve dişli yüzeyin orta bölgesinde yüksek gerilme oluşturmuştur. İmplantın üst kısmı ve dişli orta-alt kısımları kritik bölgelerdir.

Model 1 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 1,8366 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.45) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1777 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1176 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

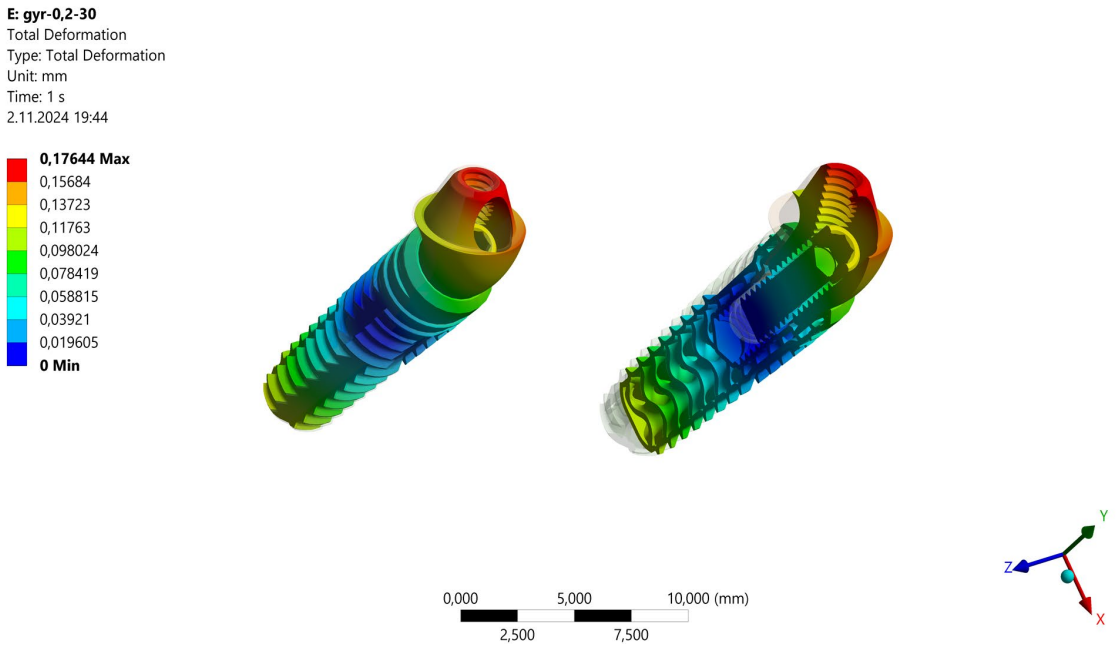
400 N'de lokal gerilme yığılması nedeniyle deformasyonda azalma ve gerilim bölgesi hacminde artış görülmüştür. Bu durumda yapı, yükü daha rijit kısımlarına aktararak deformasyon yerine gerilim yoğunluğunu artırmış olur. Nitekim 600 MPa üzeri hacmin 0,1777 mm^3'ten 1,8366 mm^3'e çıkması, sistemde önemli bir gerilim yığılması oluştuğunu gösterir.

3.10.2.2. 0.20 - %30 – Model 2

0,20 kafes yapı kalınlıklı ve %30 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 66,142 mm3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

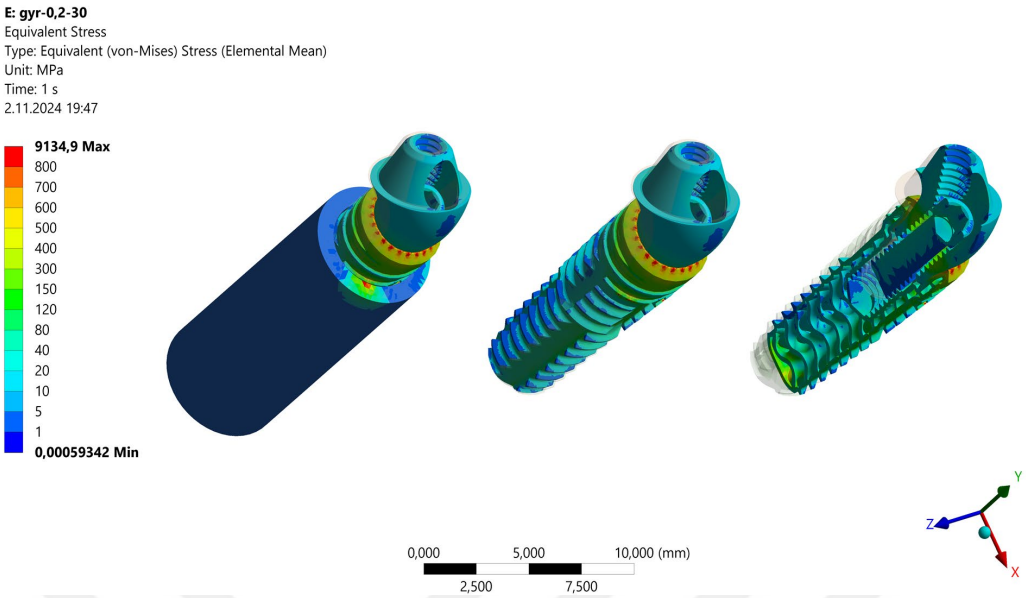
3.10.2.2.1. 150 N

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.46'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,17644 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

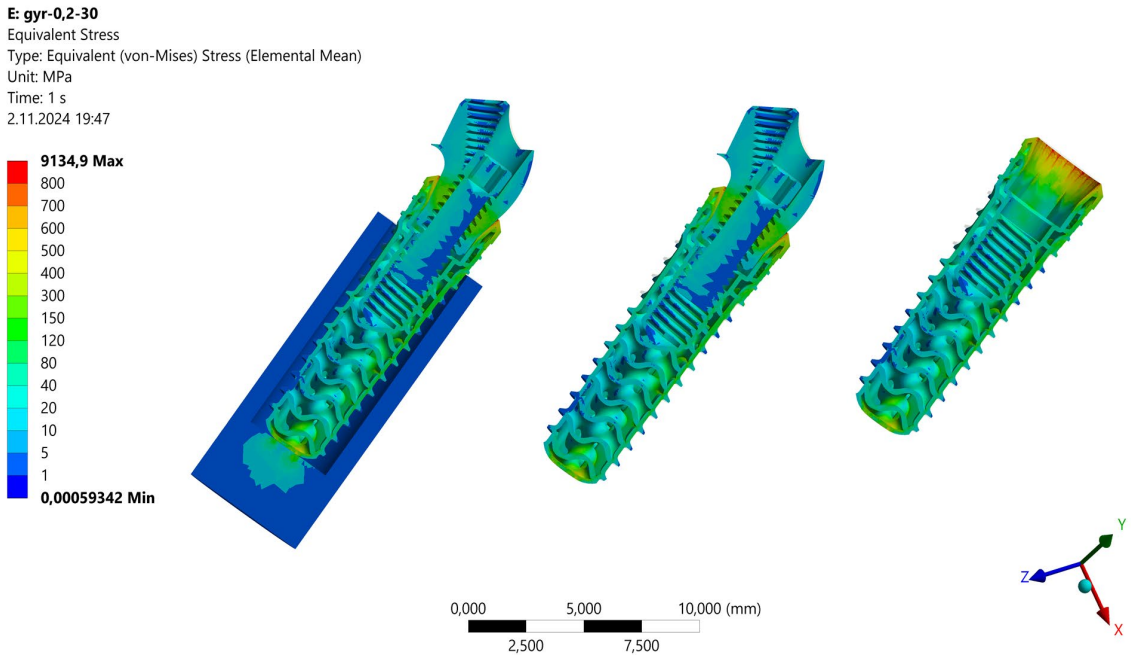


Şekil 3.46 Model 2 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.47 ve Şekil 3.48'de gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın üst kısmındaki yivlerin olduğu bölgede görülmektedir.

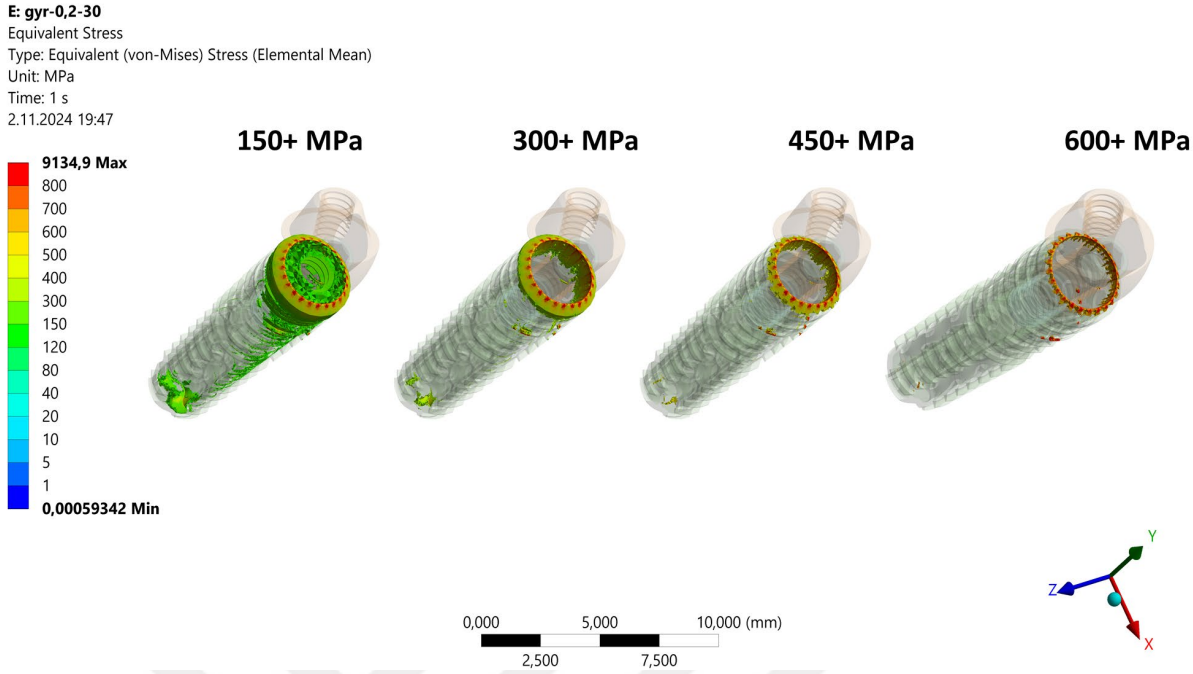


Şekil 3.47 Model 2 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.48 Model 2 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

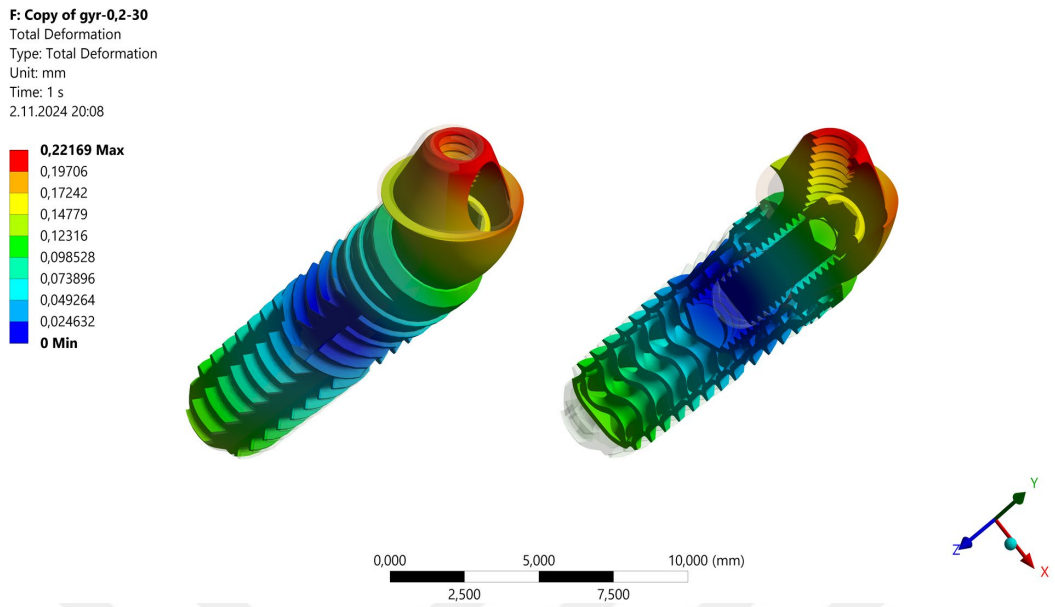
Model 2 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1213 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.49)



Şekil 3.49 Model 2 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

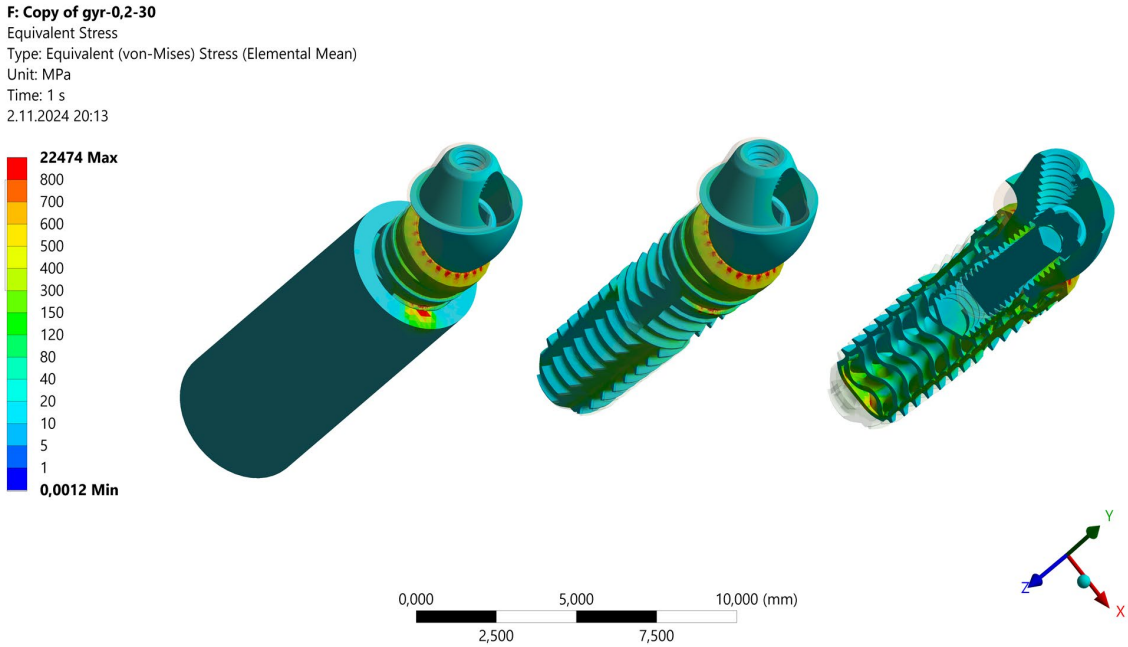
3.10.2.2.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.50'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,22169 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

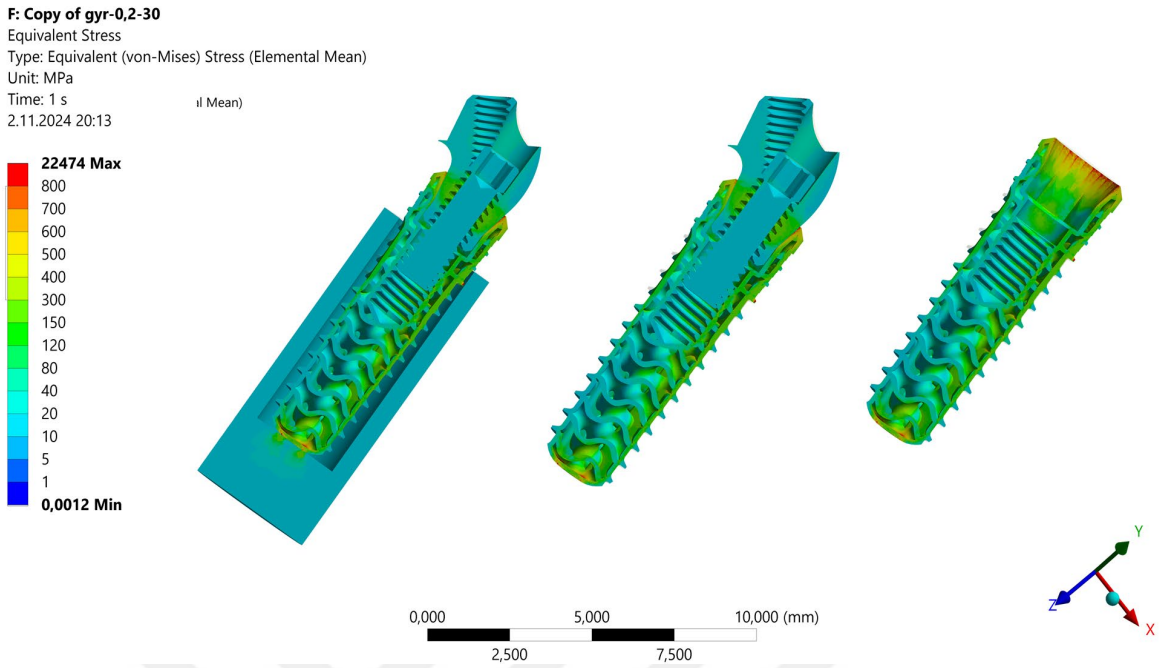


Şekil 3.50 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.51 ve Şekil 3.52'de gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun bölgesinde, yani implant ile kemik arasındaki bağlantı alanında meydana geldiğini göstermektedir.

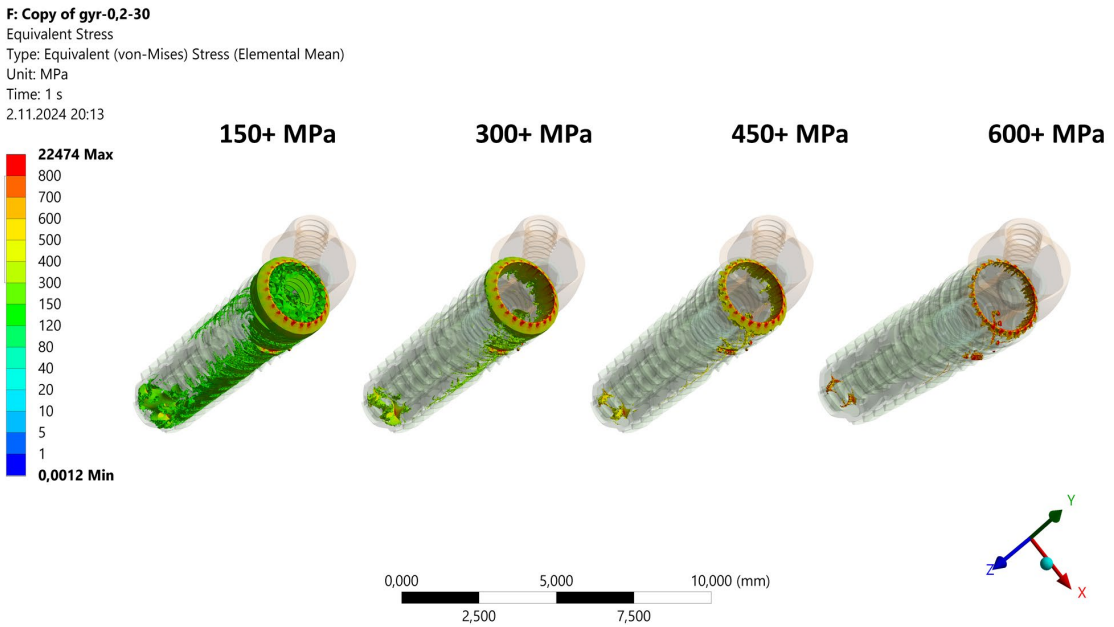


Şekil 3.51 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.52 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

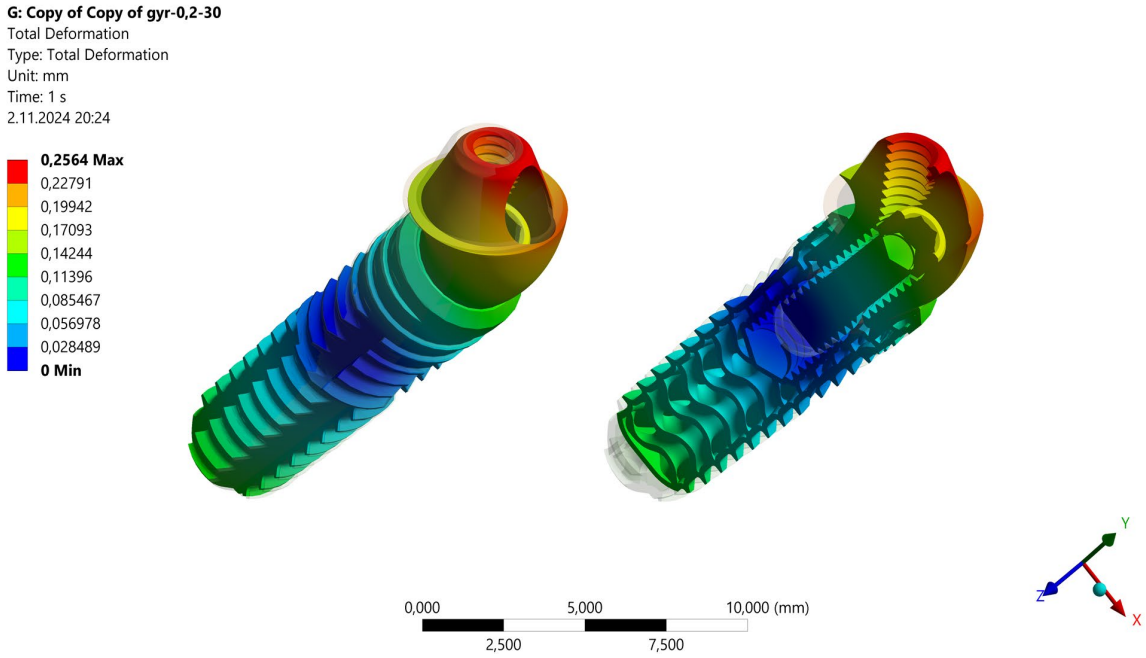
Model 2 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1652 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.53)



Şekil 3.53 Model 2 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

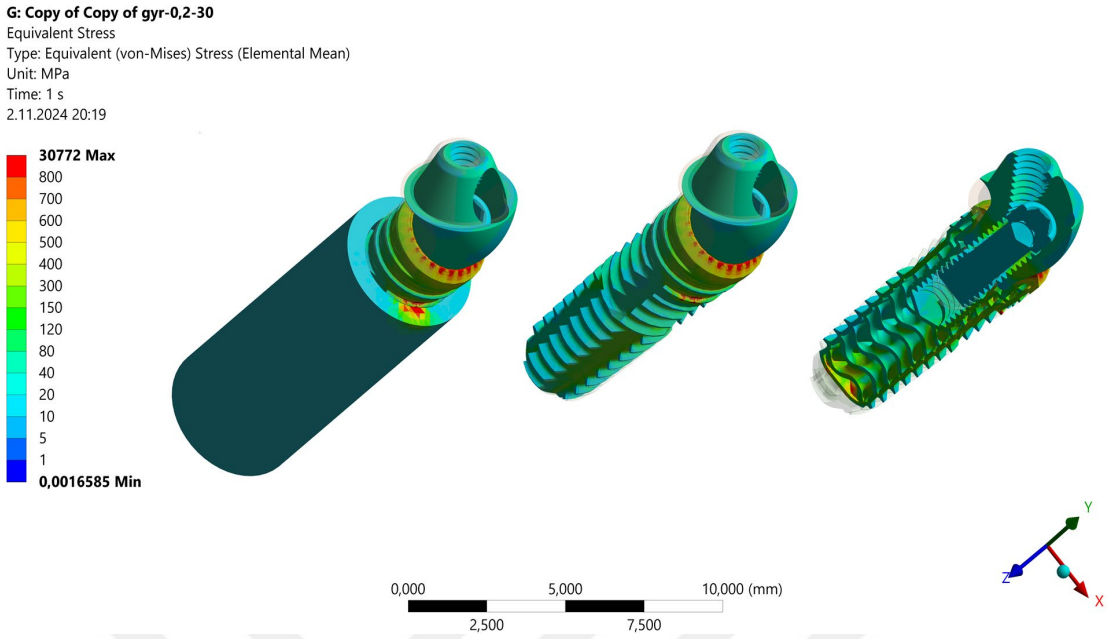
3.10.2.2.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.54'te gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,2564 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

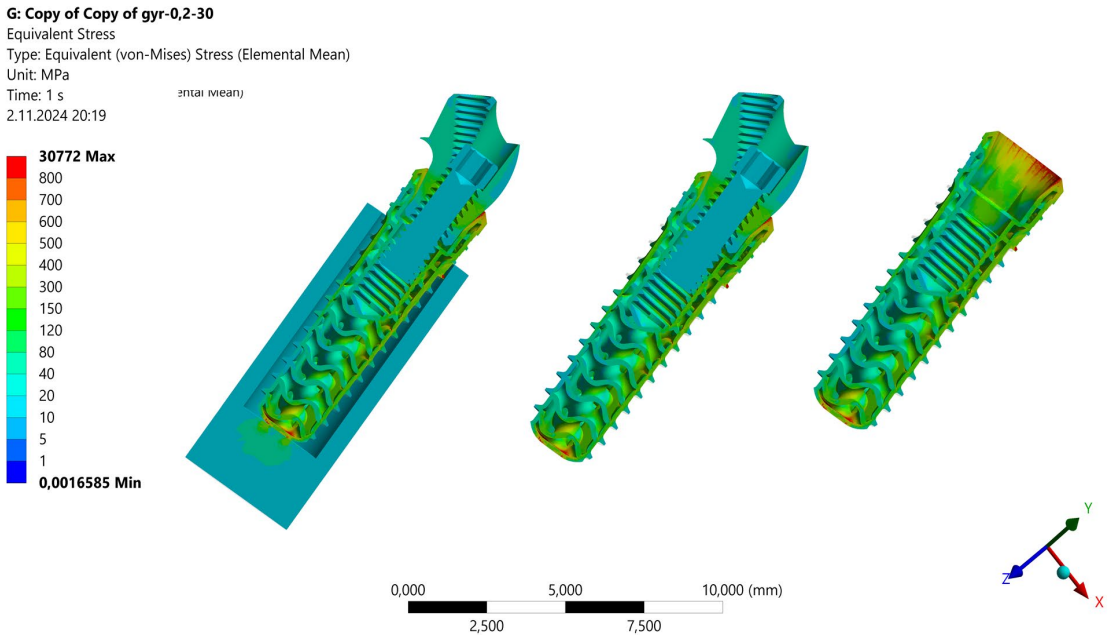


Şekil 3.54 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.55 ve Şekil 3.56'da gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun bölgesinde, yani implant ile kemik arasındaki bağlantı alanında meydana geldiğini göstermektedir.

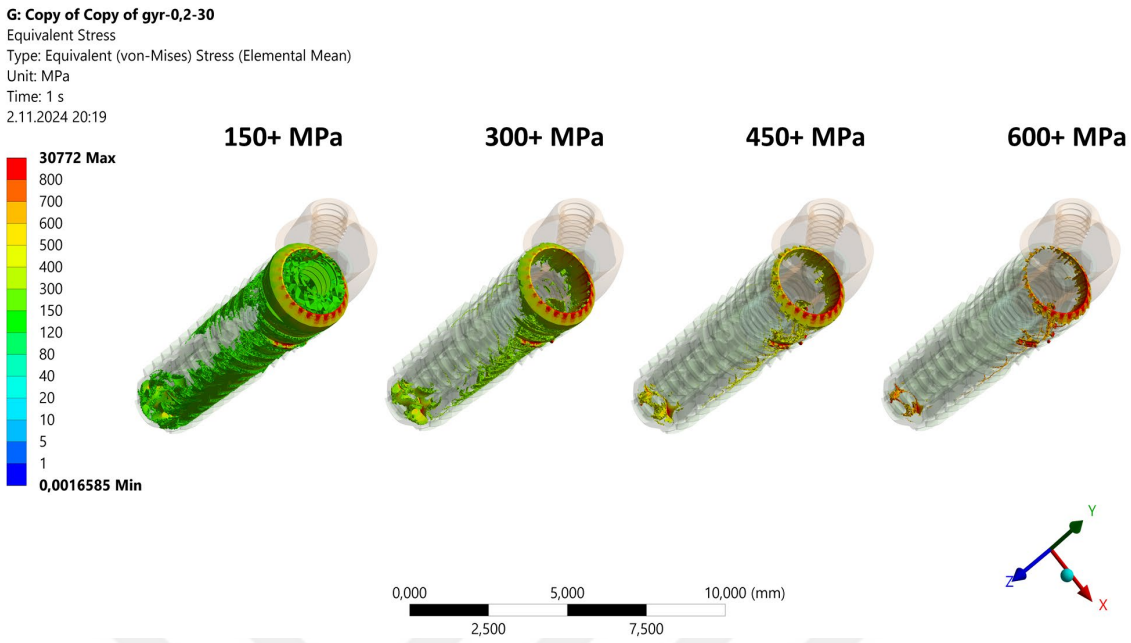


Şekil 3.55 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.56 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 2 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,3973 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.57)



Şekil 3.57 Model 2 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

Model 2 ye ait her üç kuvvet sonucunda da maksimum gerilim değerinin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmektedir. Bu, tasarımda bu bölgenin kritik olduğunu göstermektedir. Artan yük miktarı, maksimum gerilim değerlerini önemli ölçüde artırmıştır. Bu durum, yüksek yüklemelerin implantın yorulma ve hasar riskini artırabileceğini göstermektedir.

Model 2 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,3973 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.57) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1652 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1213 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

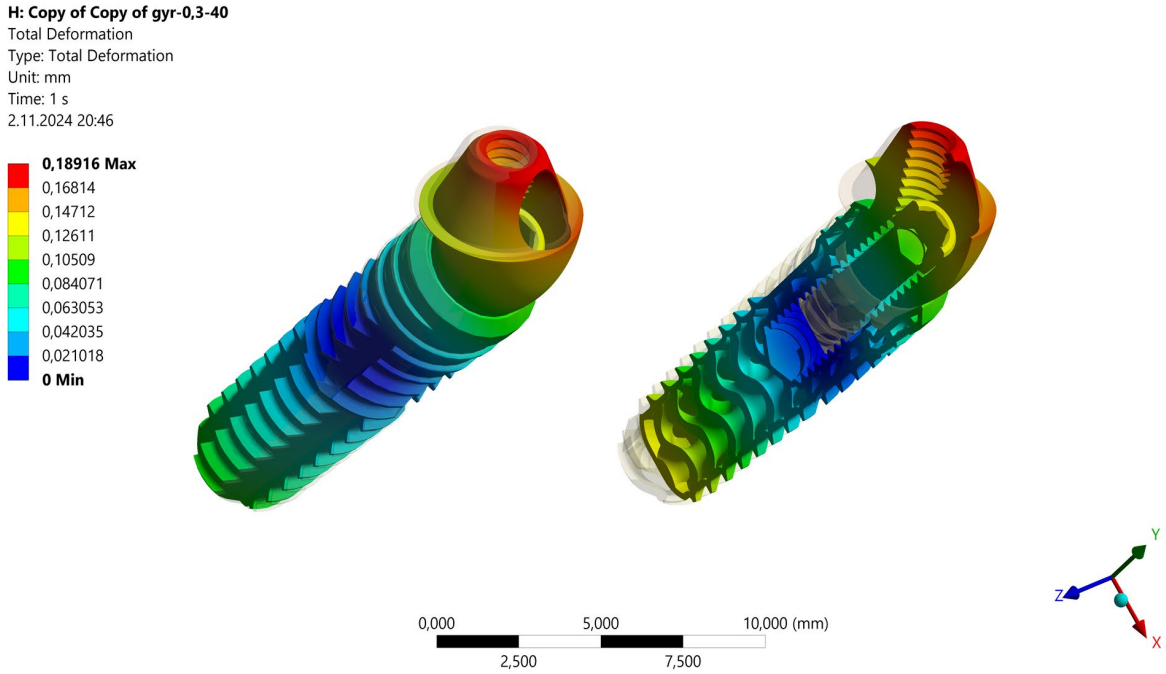
3.10.2.3. 0.30 - %40 – Model 3

0,30 kafes yapı kalınlıklı ve %40 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 71,453 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek

ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

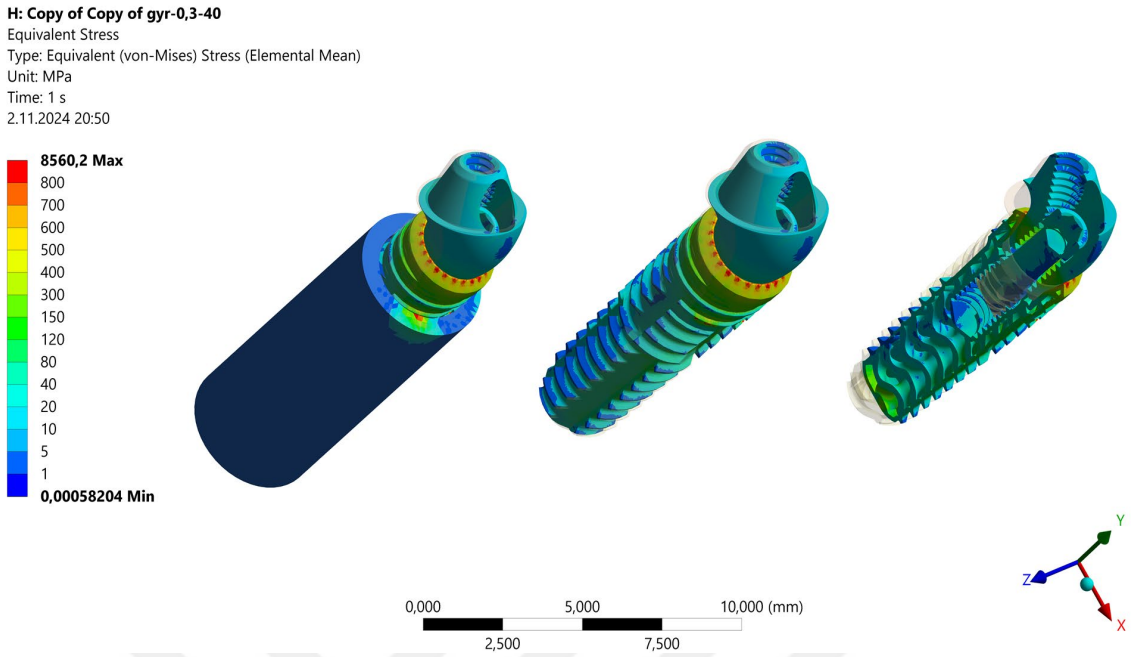
3.10.2.3.1. 150 N

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.58'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,18916 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

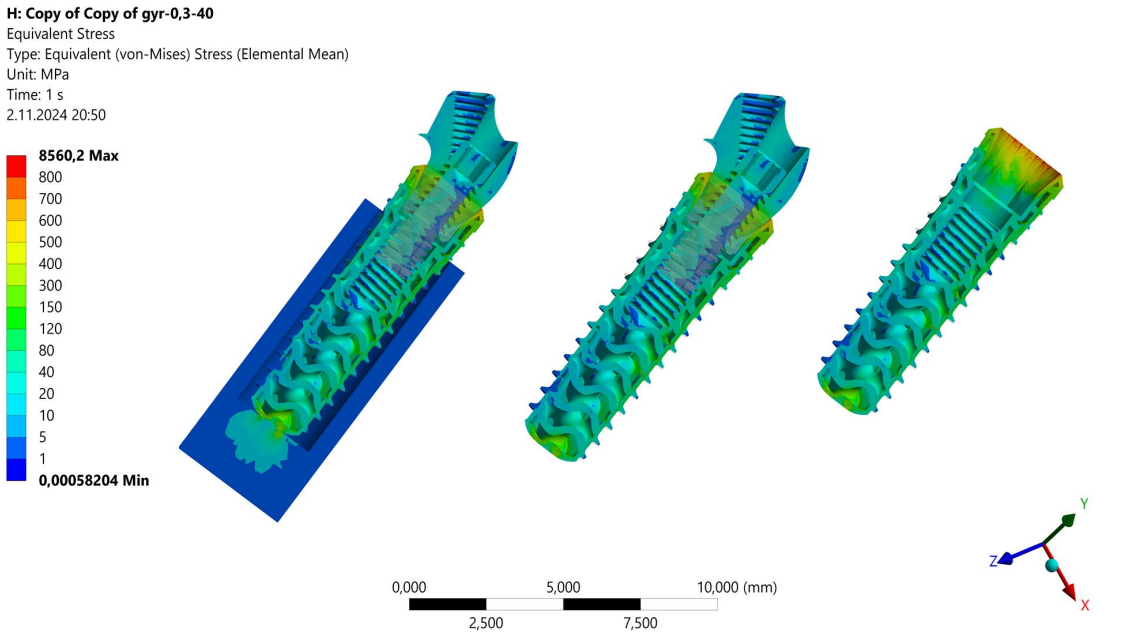


Şekil 3.58 Model 3 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.59 ve Şekil 3.60'da gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun bölgesi ile implantın kemik-implant bağlantısına yakın bölgelerinde görülmektedir.

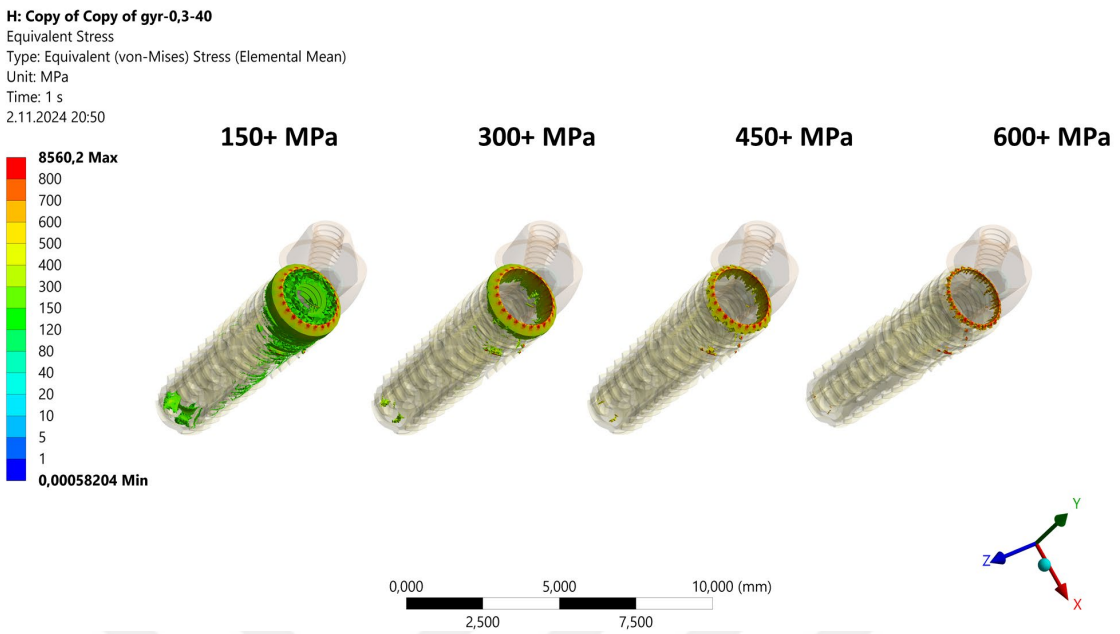


Şekil 3.59 Model 3 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.60 Model 3 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

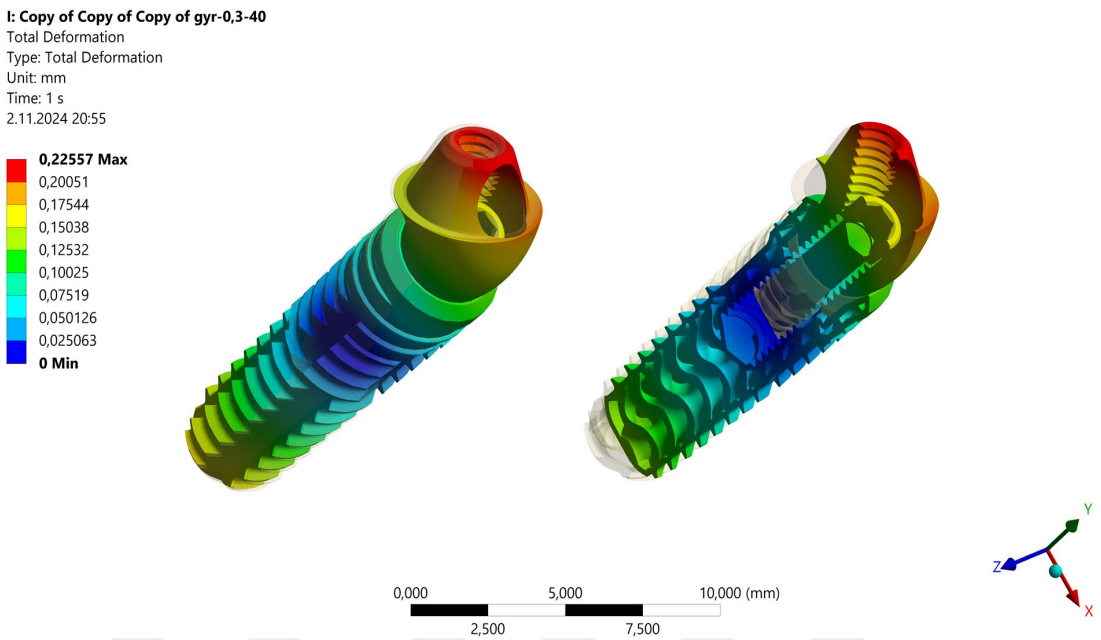
Model 3 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1219 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.61)



Şekil 3.61 Model 3 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

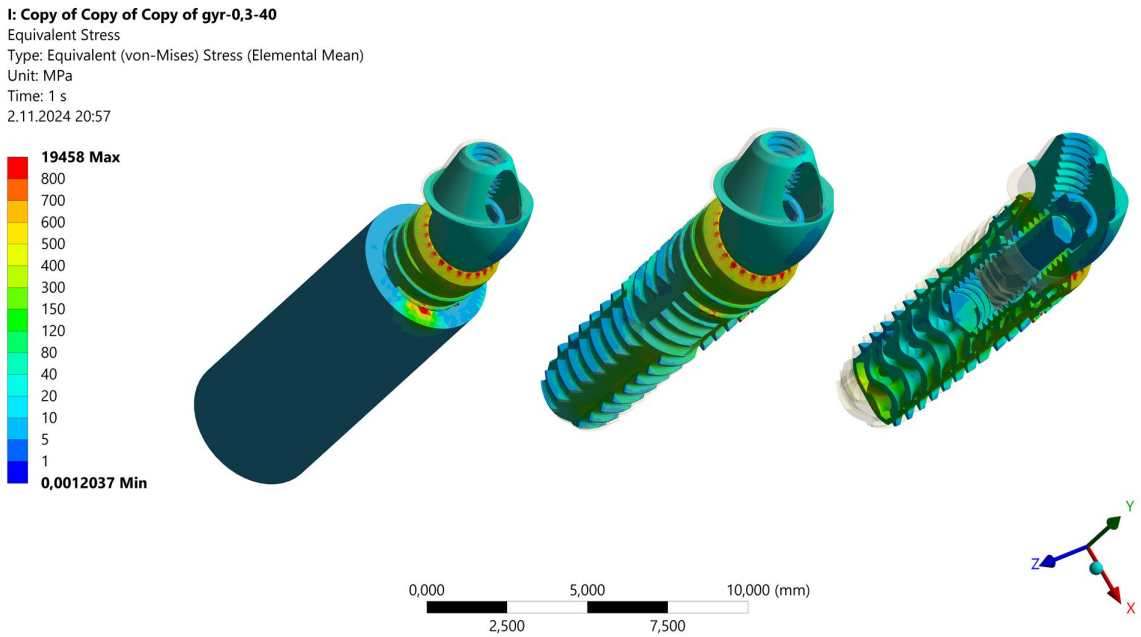
3.10.2.3.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.62'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,22557 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

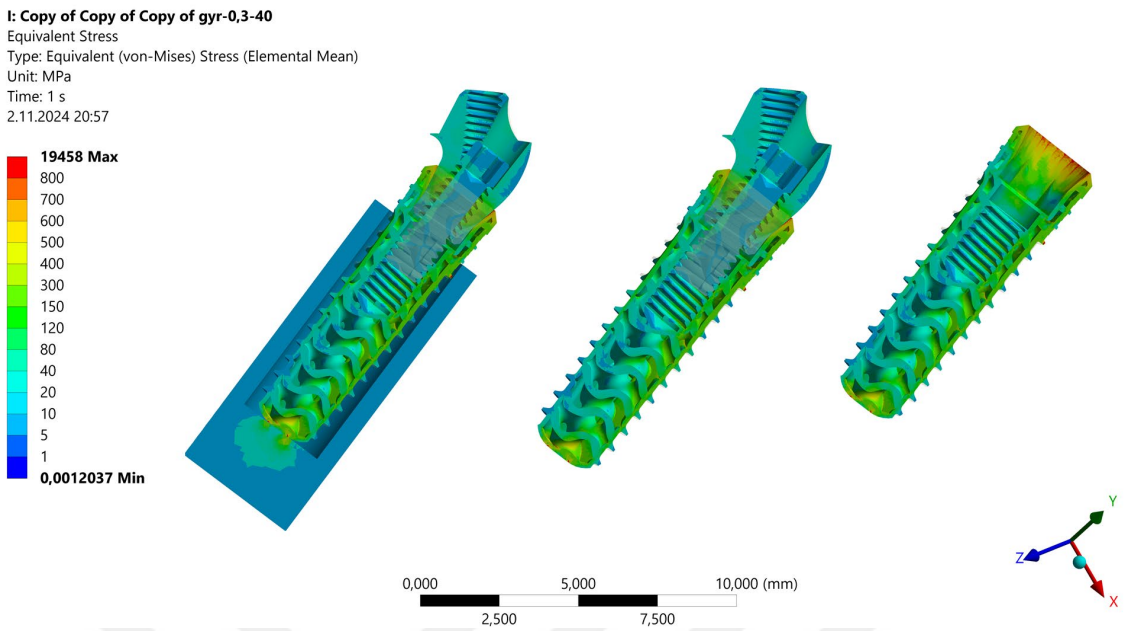


Şekil 3.62 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.63 ve Şekil 3.64'te gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın baş kısmı ve çevresidir. İmplantın dişli yüzeyinin orta-alt kısımlarında da belirgin bir gerilim yoğunlaşması görülmektedir.

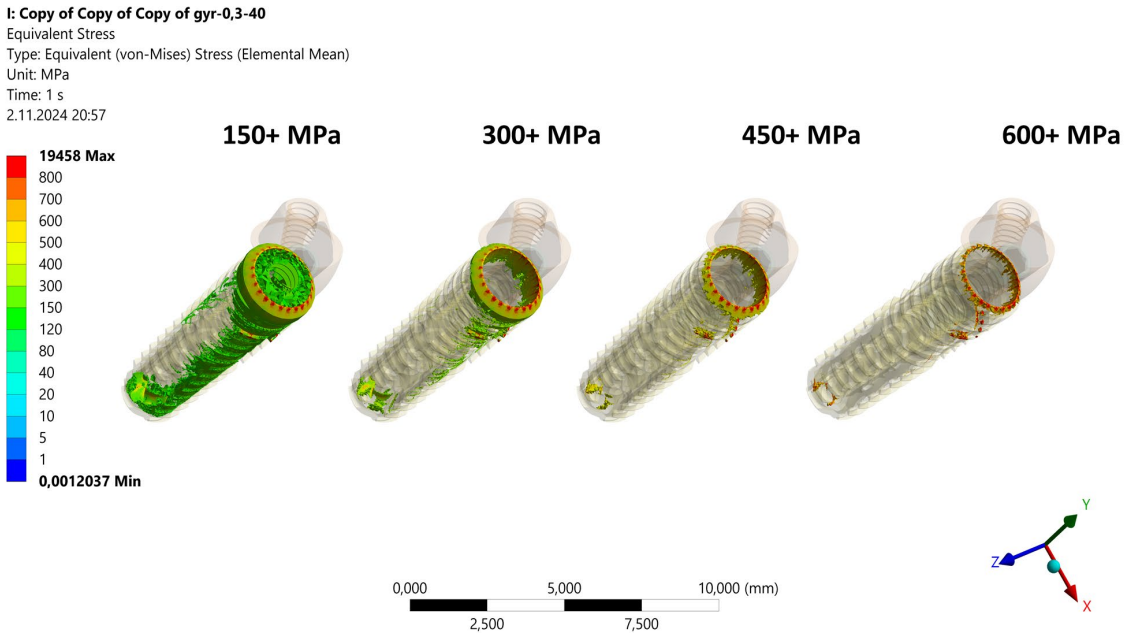


Şekil 3.63 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.64 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

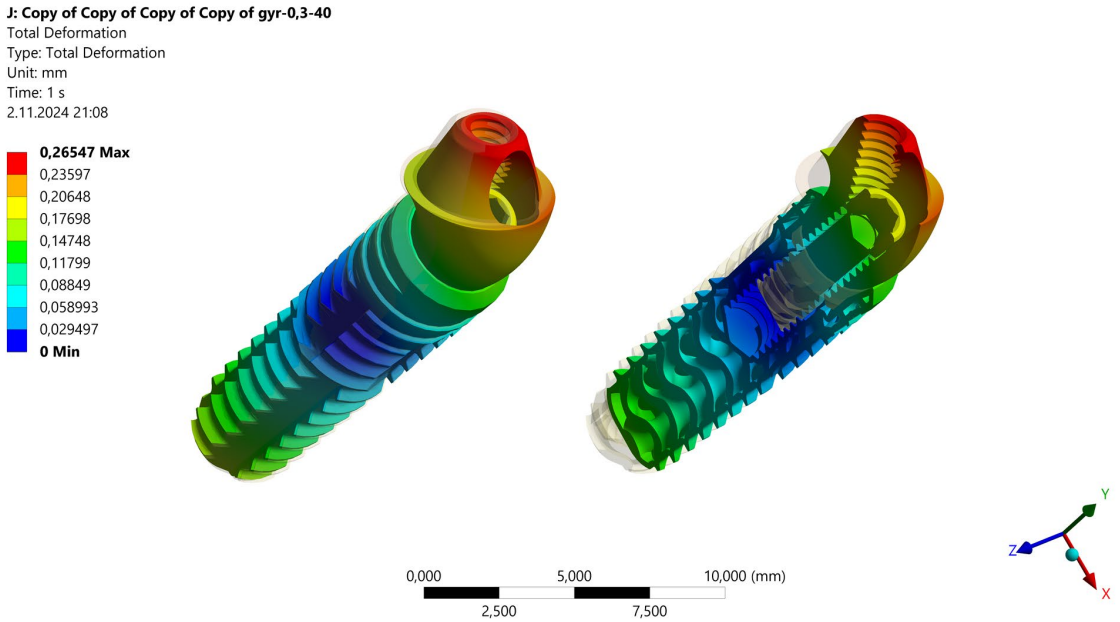
Model 3 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1422 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.65)



Şekil 3.65 Model 3 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

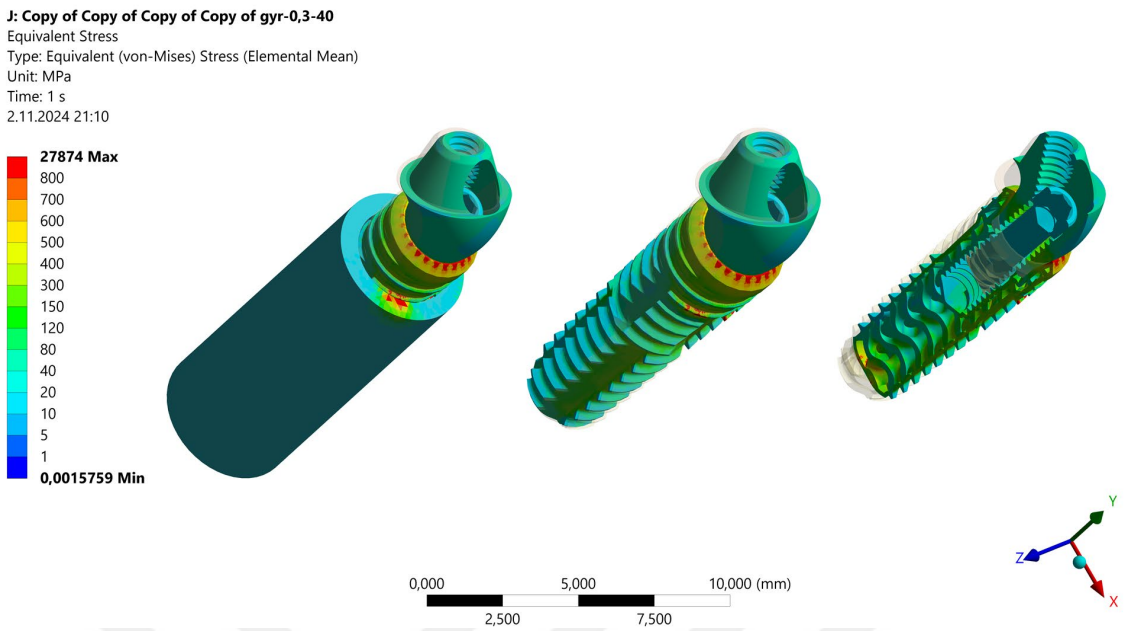
3.10.2.3.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.66'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,26547 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

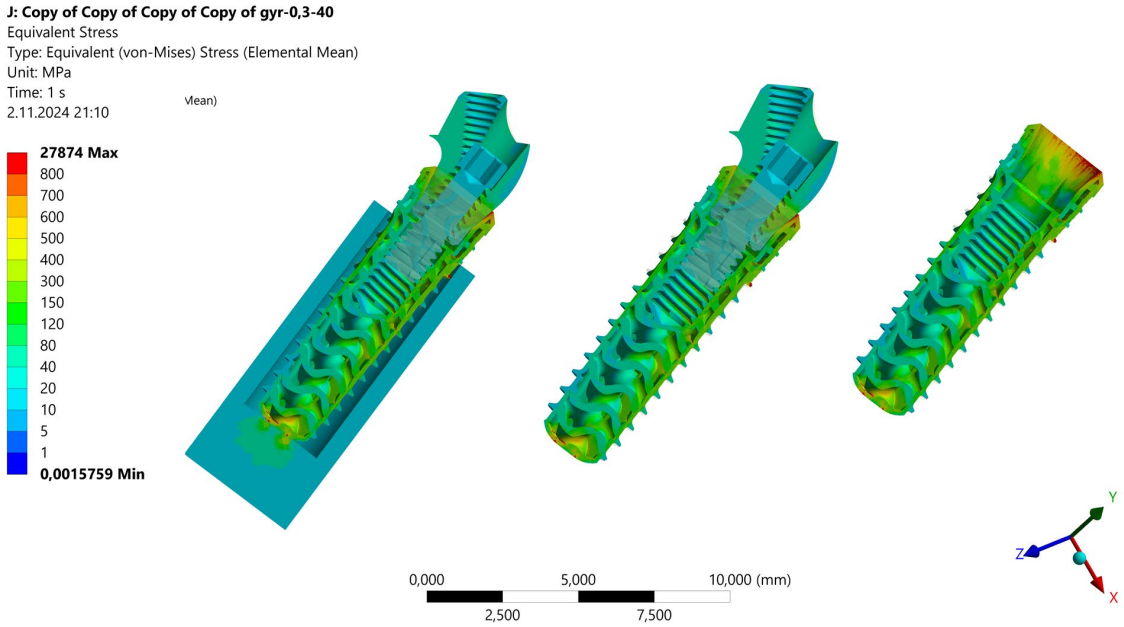


Şekil 3.66 Model 3 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.67 ve Şekil 3.68'de gösterilmiştir. İmplantın baş kısmı ve dişli yüzeyin orta bölümü, gerilimin en yüksek olduğu alanlar olarak dikkat çekmektedir. Bu, yüklerin implant boyunca dağılımının bir sonucudur. İç kanal çevresinde gerilim yoğunluğu gözlemlenmektedir. Bu da implantın iç tasarımının yük aktarımında önemli bir rol oynadığını göstermektedir.

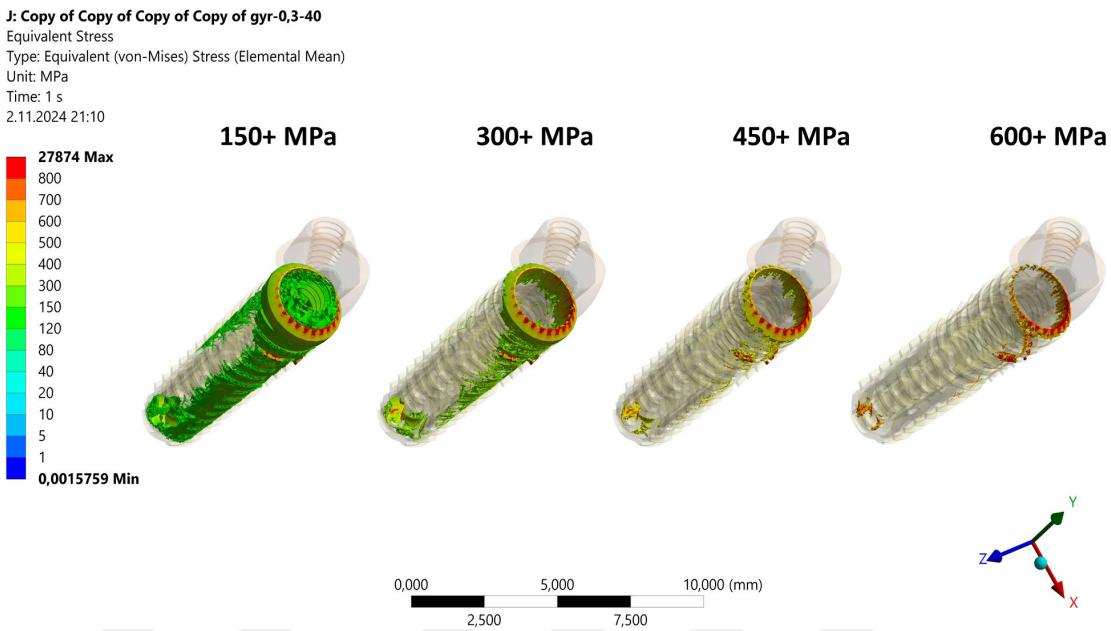


Şekil 3.67 Model 3 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.68 Model 3 İmplant üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 3 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,3429 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.69)



Şekil 3.69 Model 3 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

Model 3'e ait yapılan analiz sonuçlarında von-Mises gerilim değerlerinin implantın boyun kısmında yoğunlaştığı görülmektedir. Maksimum gerilim bölgesi implantın üst kısmında, vidanın baş bölgesine yakın bir noktada meydana gelmektedir. 400 N'da gerilim dağılımının daha geniş bir alanı etkilediği görülmektedir. Bu, uygulanan kuvvetin ve yükleme koşullarının implantın daha büyük bir kısmını etkilediğini göstermektedir.

Model 3 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,3429 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.69) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1422 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1219 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

3.10.3. Schwarz-P Kafes Yapısı

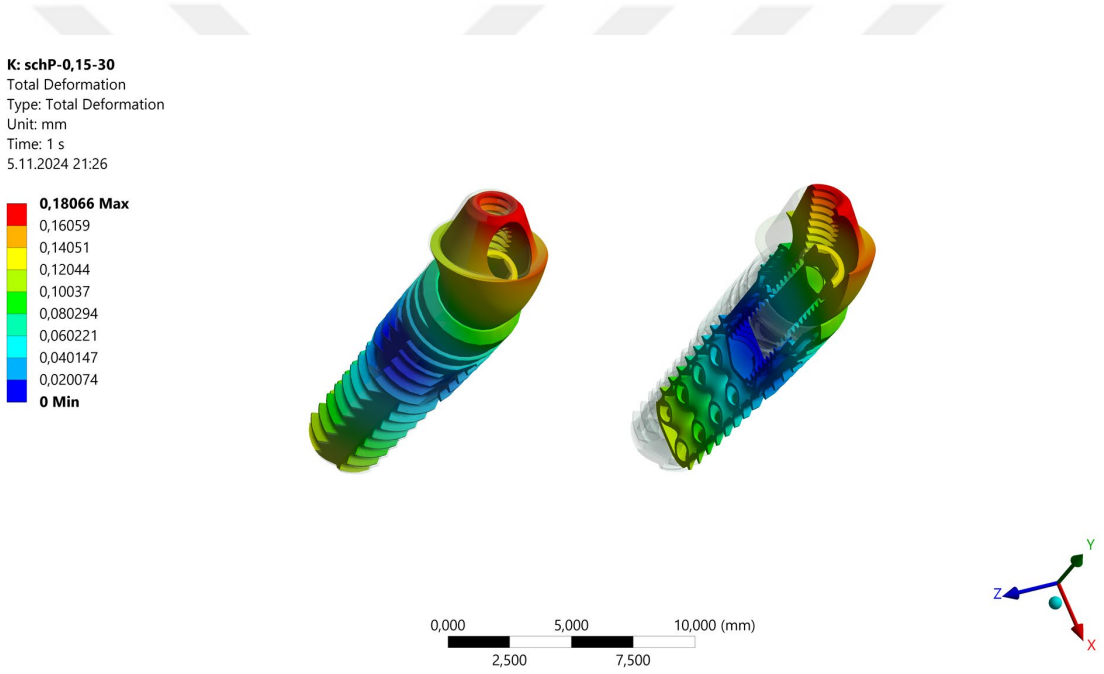
3.10.3.1. 0.15 - %30 – Model 4

0,15 kafes yapı kalınlıklı ve %30 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 60,866 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve

von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

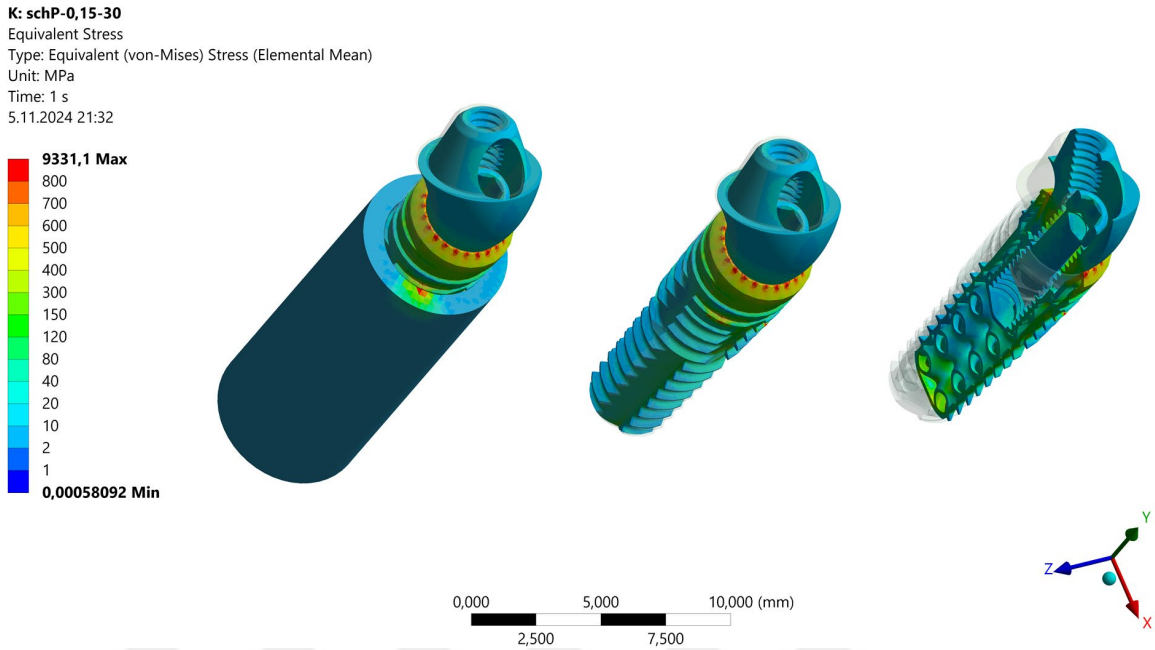
3.10.3.1.1. 150 N

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.70'te gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,18066 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

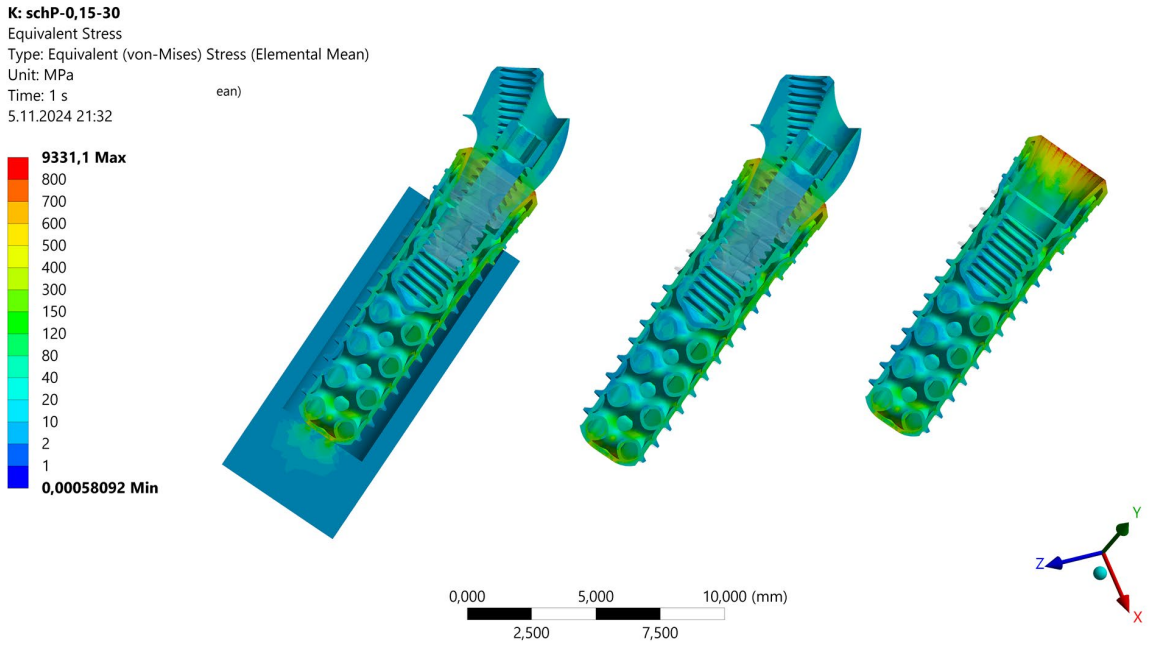


Şekil 3.70 Model 4 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.71 ve Şekil 3.72'de gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun kısmında ve kemiğe yakın olan üst bölgede yoğunlaştığı görülmektedir.

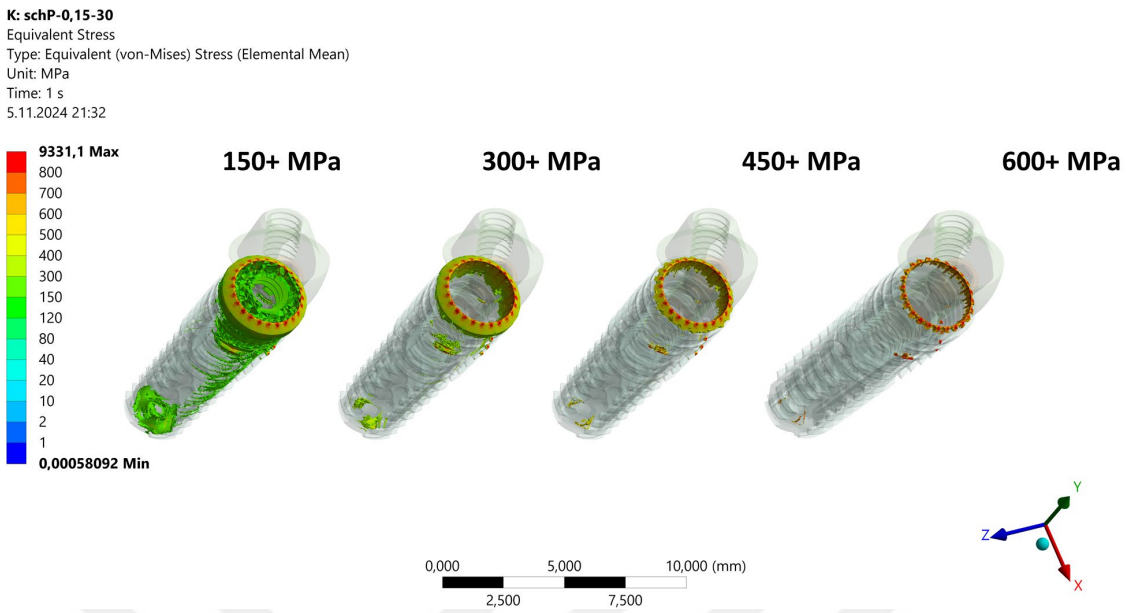


Şekil 3.71 Model 4 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.72 Model 4 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

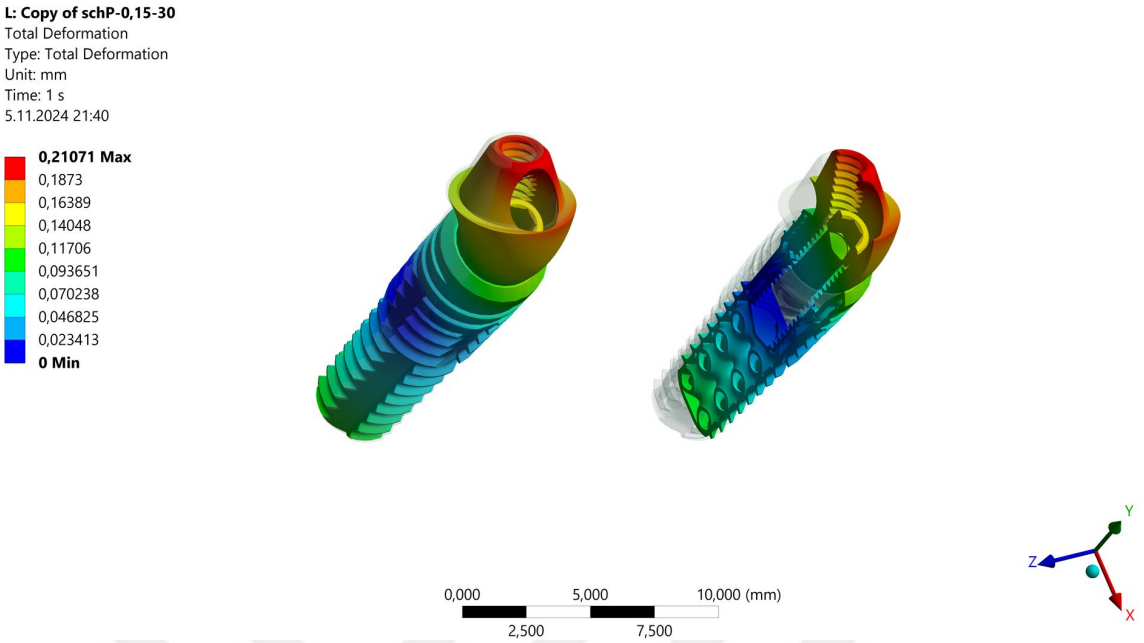
Model 4 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1402 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.73)



Şekil 3.73 Model 4 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

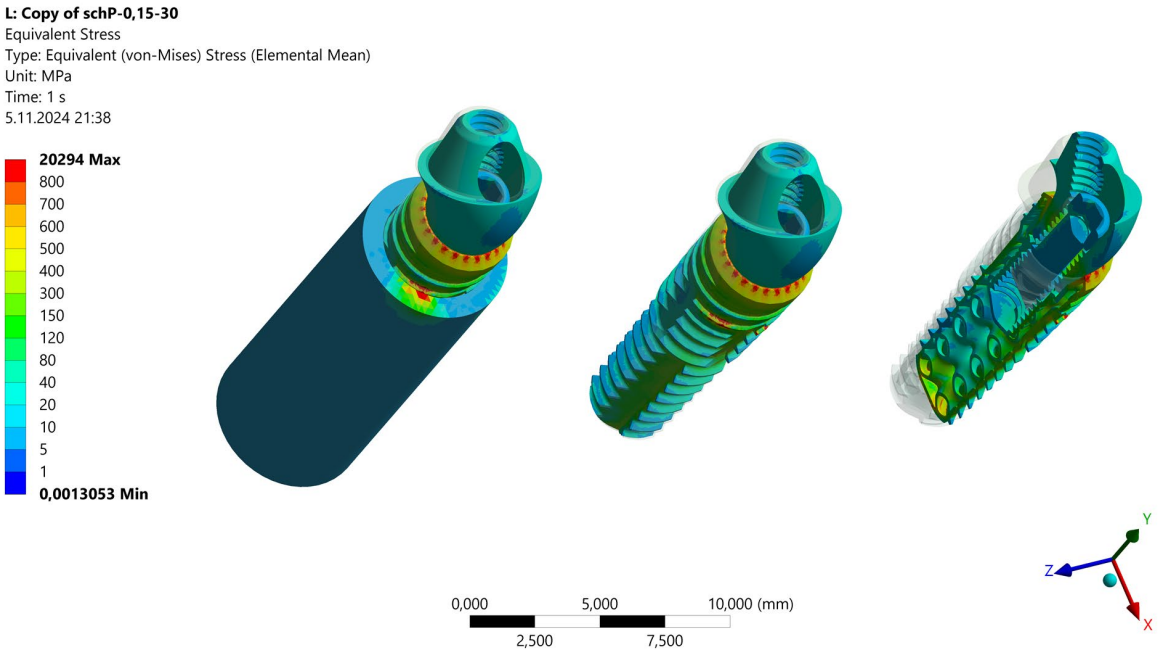
3.10.3.1.2. 300

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.74'te gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,21071 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

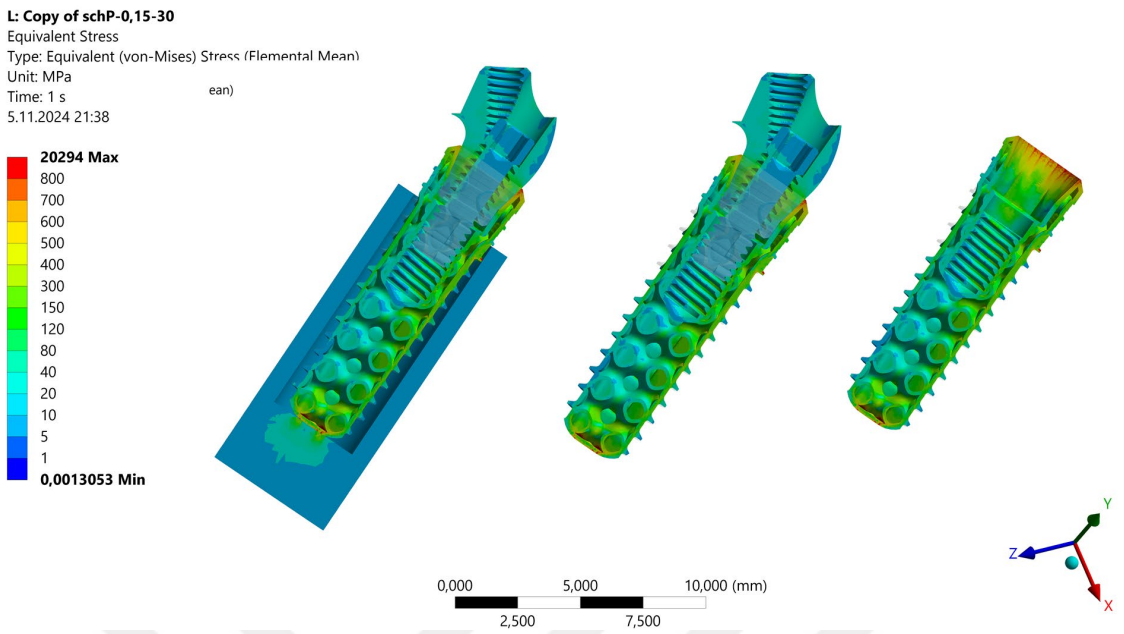


Şekil 3.74 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.75 ve Şekil 3.76'da gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun kısmında ve özellikle kemiğe temas eden üst bölgede yoğunlaşmıştır.

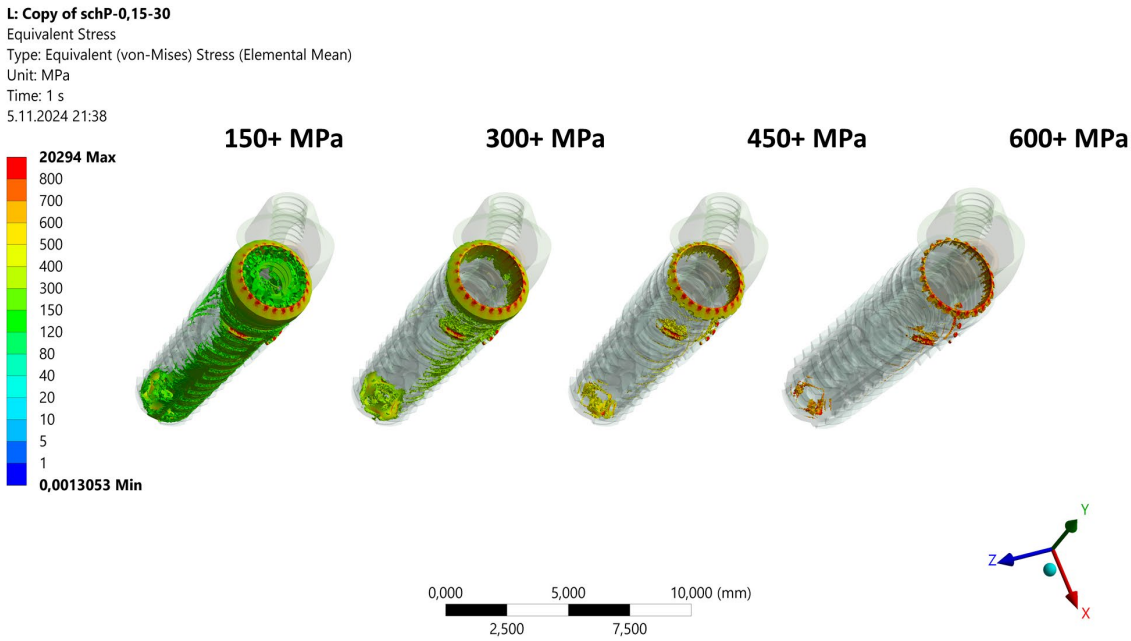


Şekil 3.75 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.76 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

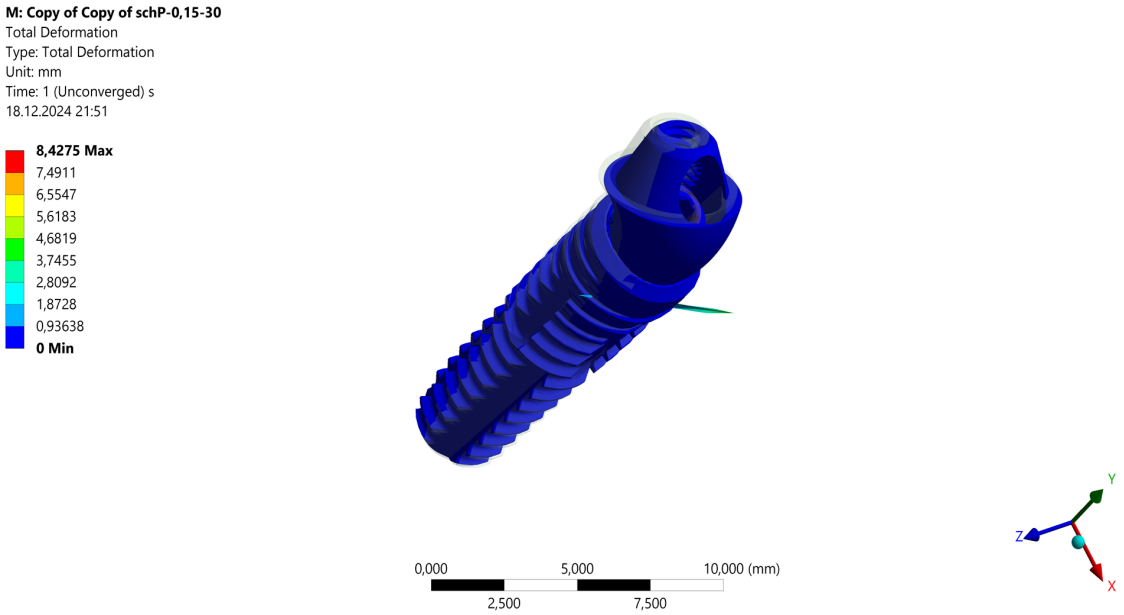
Model 4 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,2044 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.77)



Şekil 3.77 Model 4 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

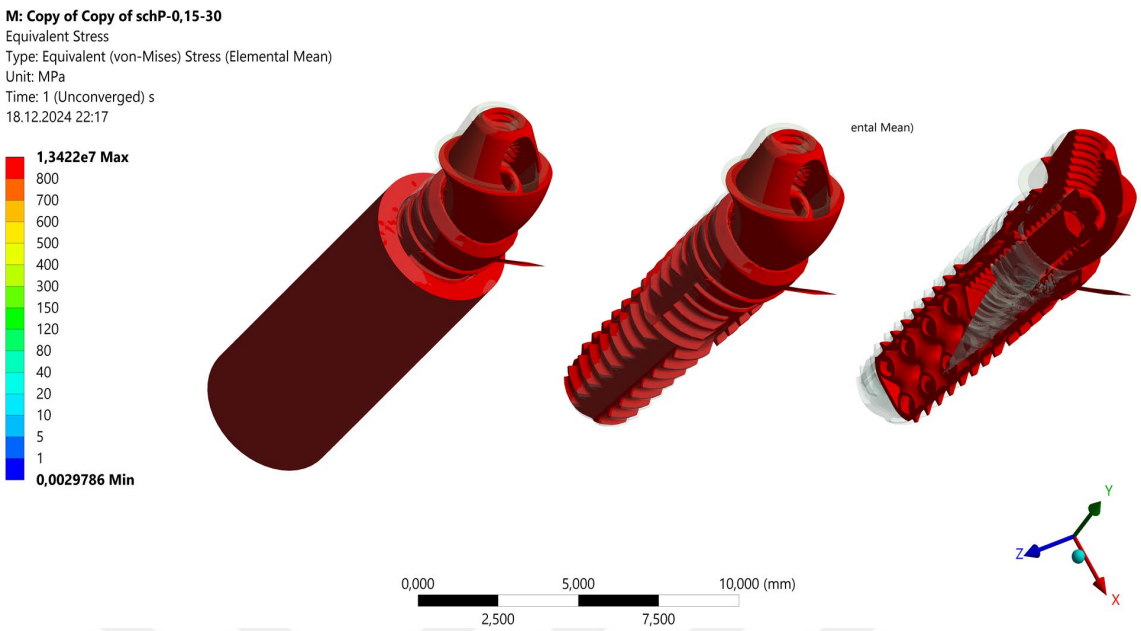
3.10.3.1.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.78'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 8,4275 mm çıkmıştır ve diğer değerlerden oran olarak çok fazladır. Bunun nedeni yükleme koşulunda, modelin çözümü sayısal olarak kararsız hale gelmiş ve çözüm yakınsamamıştır. Bu da gerilme dağılımında tek renk görünümüne neden olmuştur.

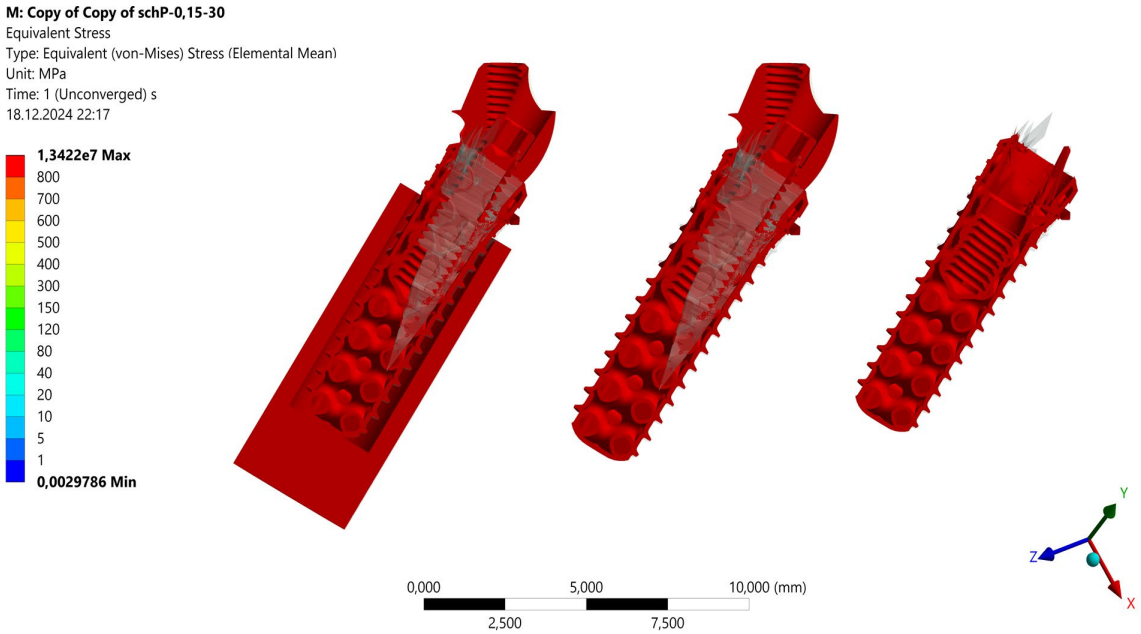


Şekil 3.78 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.79 ve Şekil 3.80'de gösterilmiştir. Kuvvetin aynı dar yüzeye uygulanmaya devam etmesi, gerilimin lokal olarak yığılmasına neden olmuş, bu da kırmızıya doygunluk seviyesinde sonuçlar doğurmuştur.

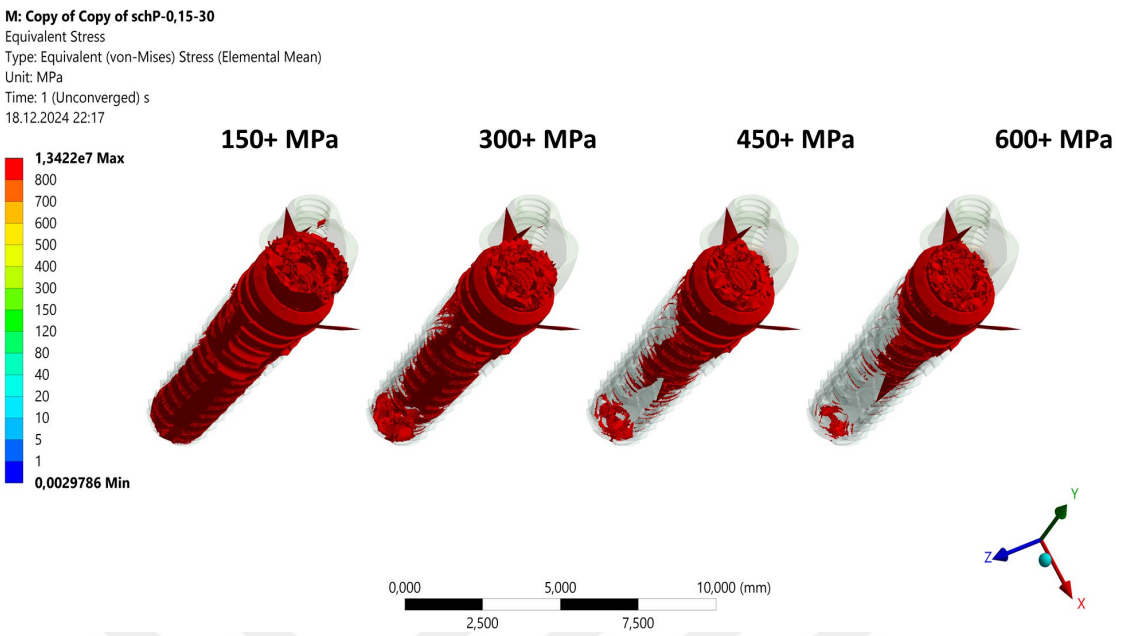


Şekil 3.79 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.80 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 4 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 35,1353 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.81)



Şekil 3.81 Model 4 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

İki analizde de implantın dişli kısmının alt yarısı ve üstü en çok gerilmeye maruz kalmıştır. Özellikle üstten gelen kuvvetler implantın baş kısmında ve dişli yüzeyin orta bölgesinde yüksek gerilme oluşturmuştur. İmplantın üst kısmı ve dişli orta-alt kısımları kritik bölgelerdir. Fakat 400 N üzerindeki değerlerde yapısal sistemin elastik sınırlarının aşıldığı, lineer analiz yönteminin yetersiz kaldığı ve çözümün kararsız hale geldiği görülmüştür. Bu durumun göstergesi olarak, analiz sonucunda renk skalası tamamen kırmızıya dönmekte ve sonuçların "unconverged" olarak raporlandığı gözlemlenmektedir.

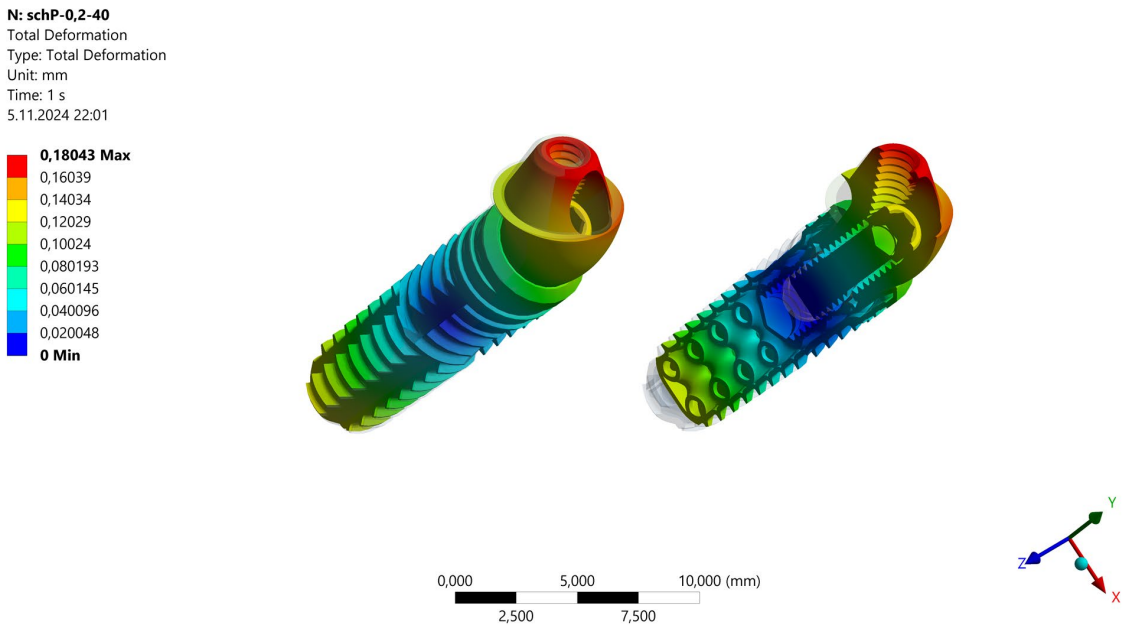
Model 4 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 35,1353 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.81) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,2044 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1402 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

3.10.3.2. 0.20 - %40 – Model 5

0,20 kafes yapı kalınlıklı ve %40 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 64,845 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

3.10.3.2.1. 150 N

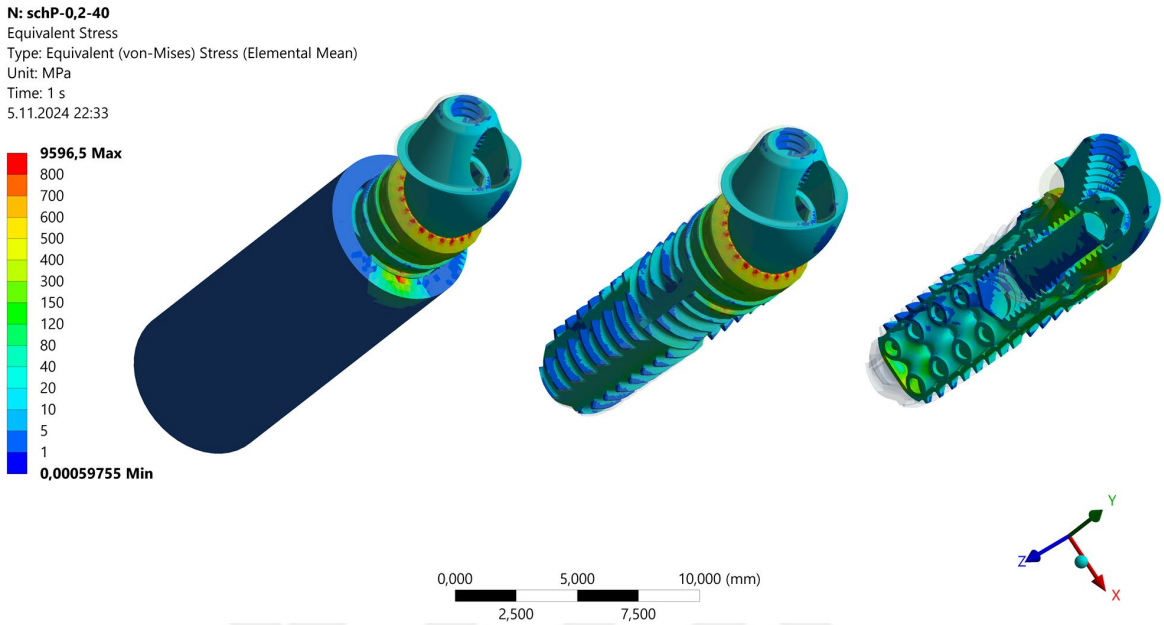
Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.82'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,18043 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.



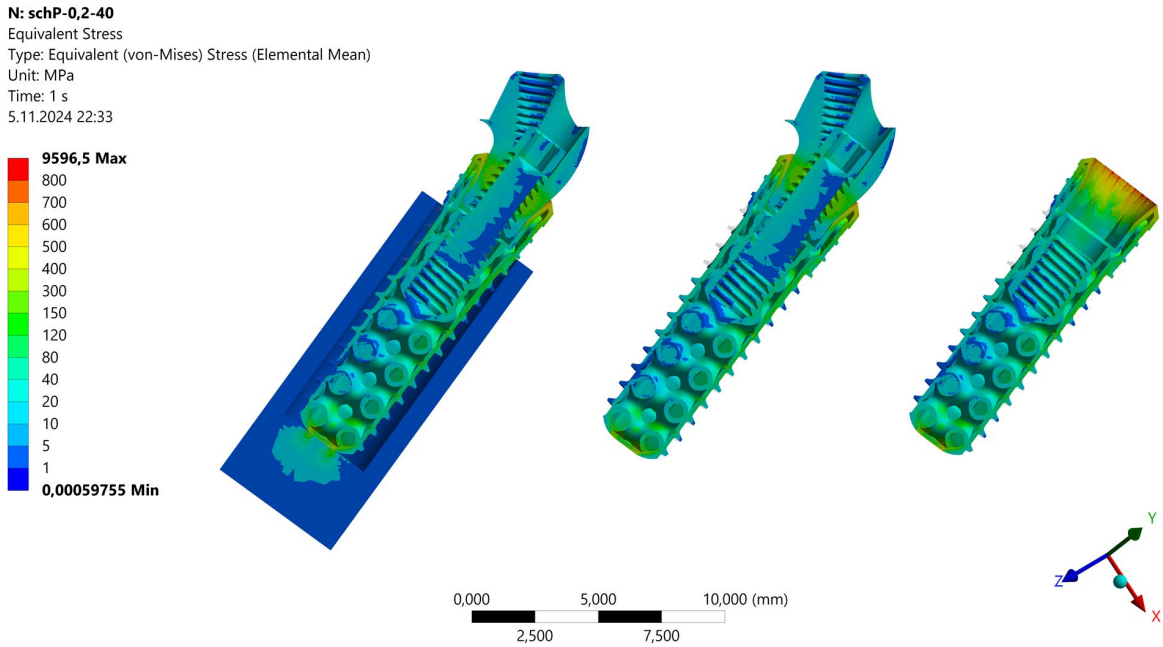
Şekil 3.82 Model 5 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.83 ve Şekil 3.84'te gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler

implantın boyun kısmında, özellikle implant ile kemiğin temas ettiği bölgede ve vidaların başladığı üst kısımlarda meydana gelmiştir.

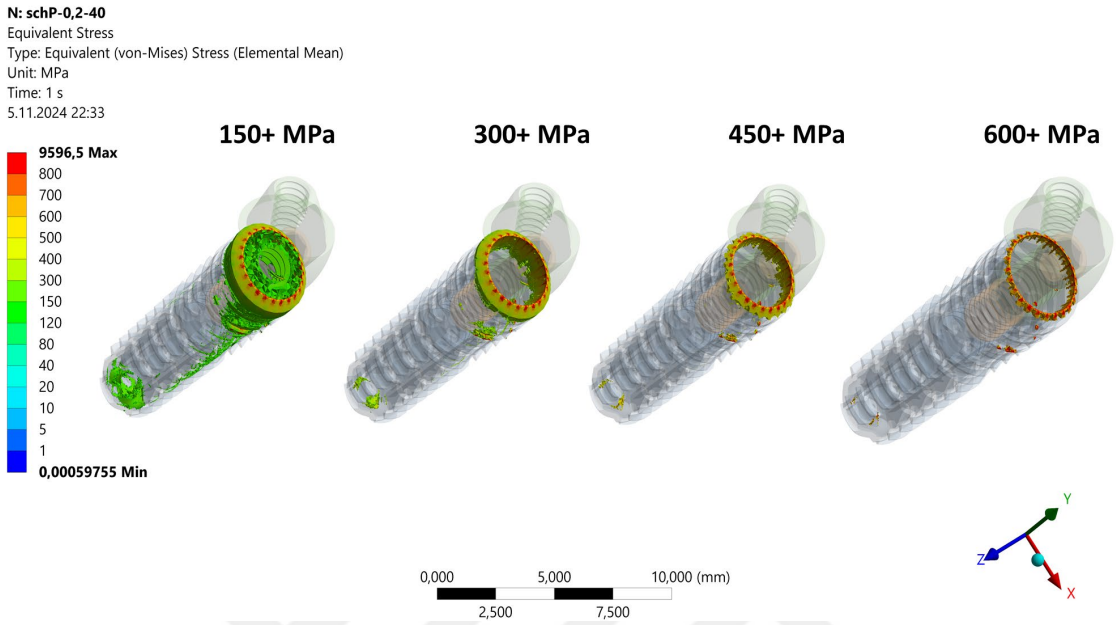


Şekil 3.83 Model 5 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.84 Model 5 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

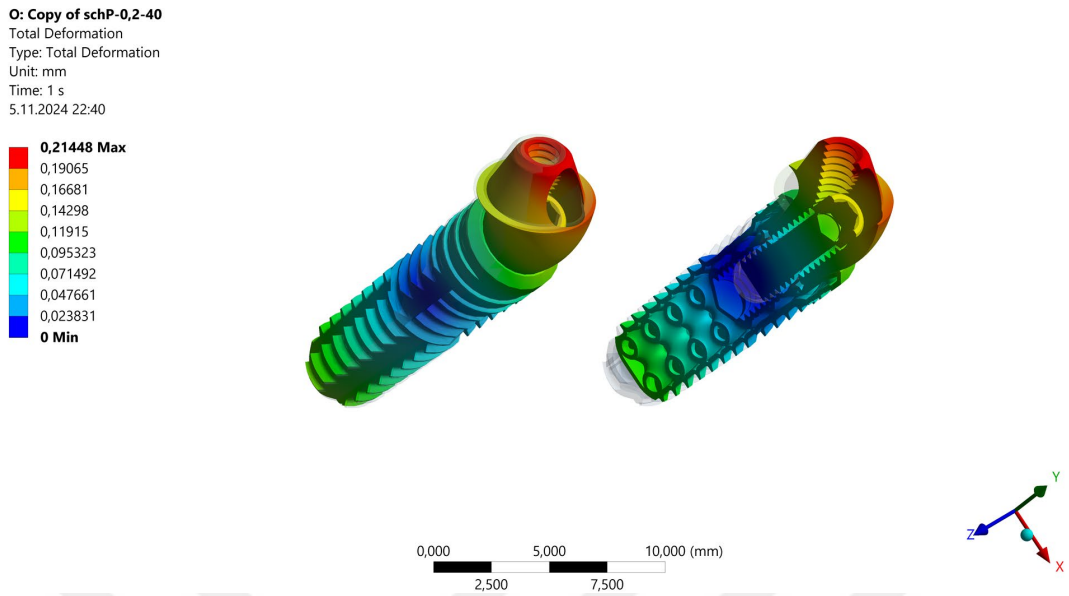
Model 5 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1068 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.85)



Şekil 3.85 Model 5 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

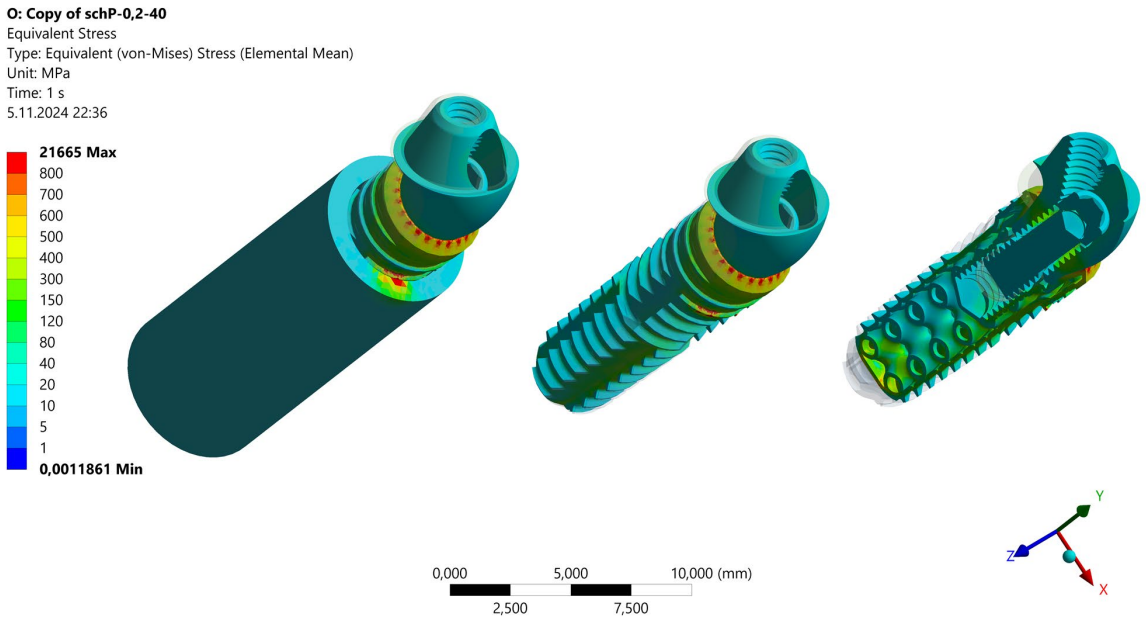
3.10.3.2.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.86'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,21448 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

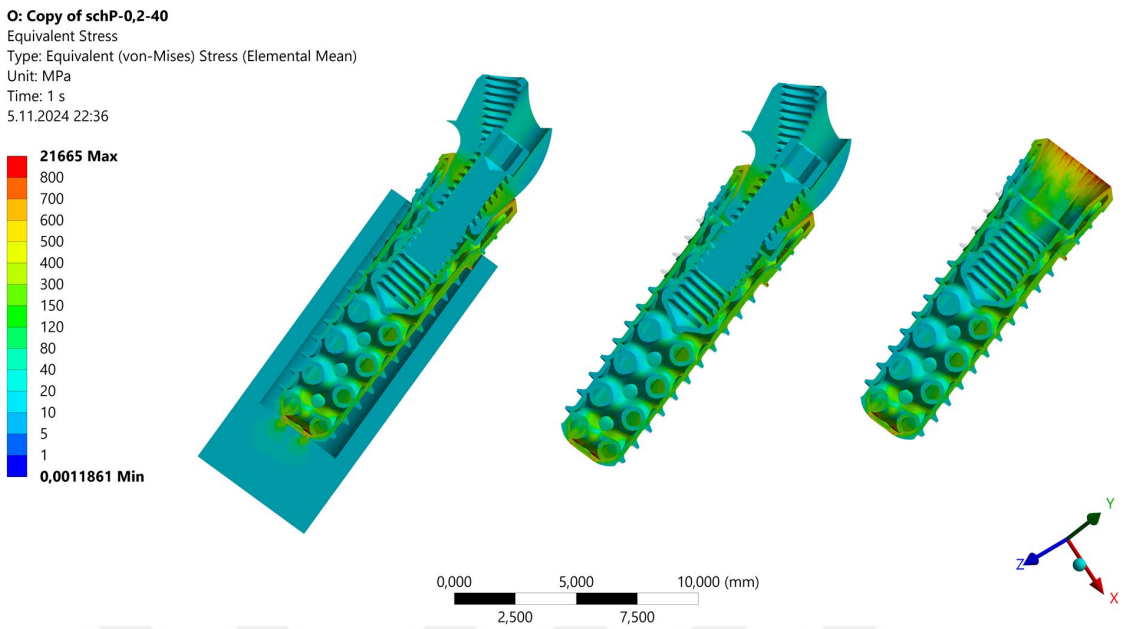


Şekil 3.86 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.87 ve Şekil 3.88'de gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun bölgesinde, implant ile üst yapı birleşim noktası çevresinde oluşmaktadır.

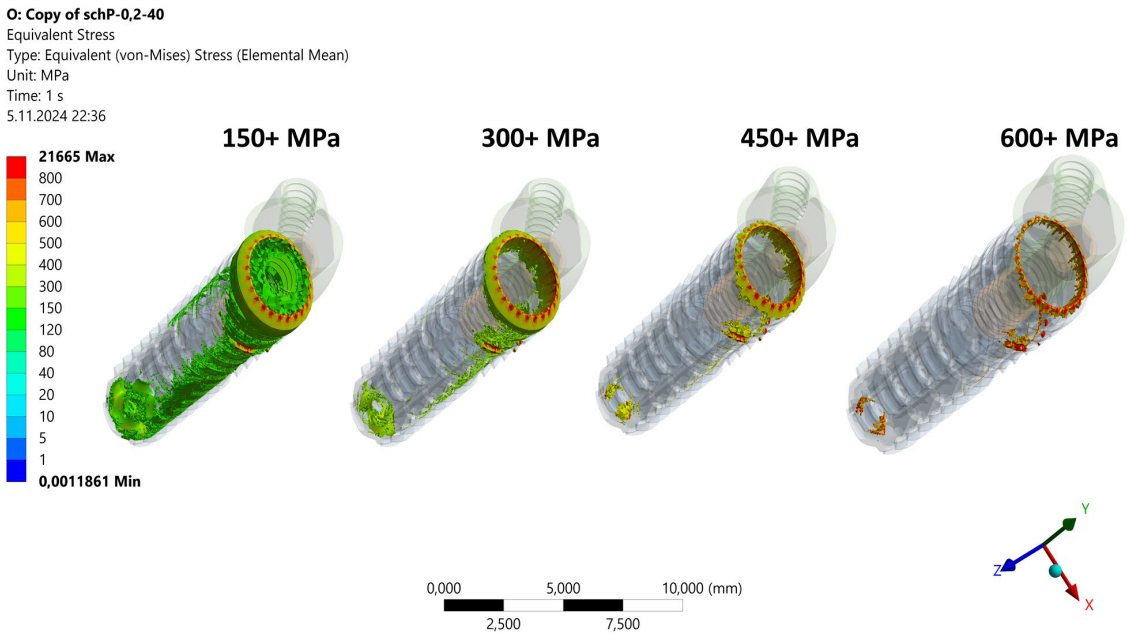


Şekil 3.87 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.88 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

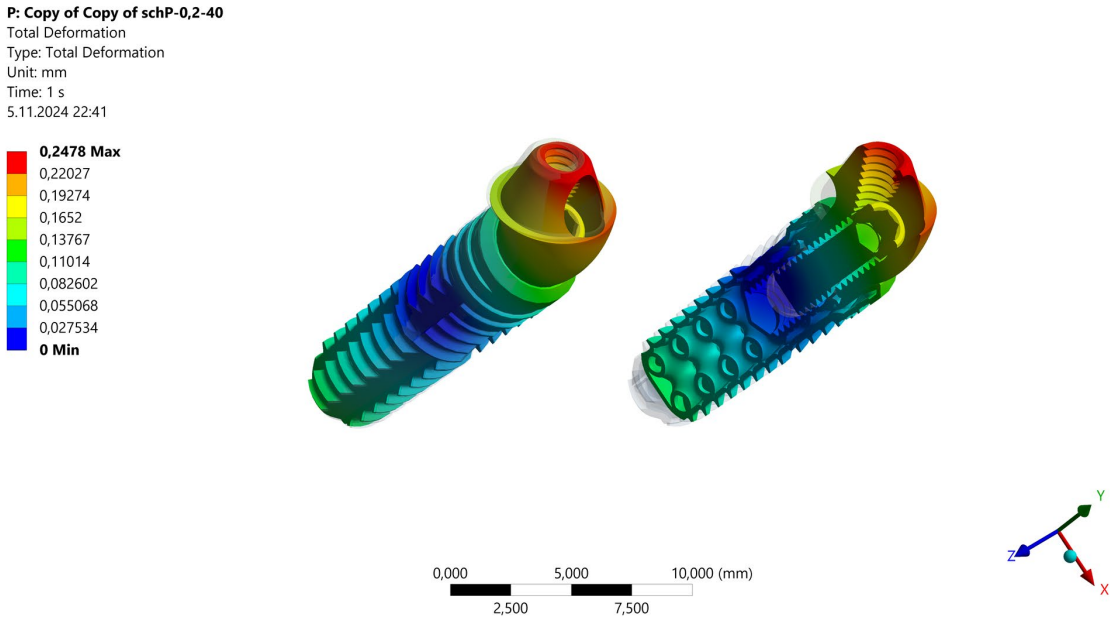
Model 5 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1742 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.89)



Şekil 3.89 Model 5 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

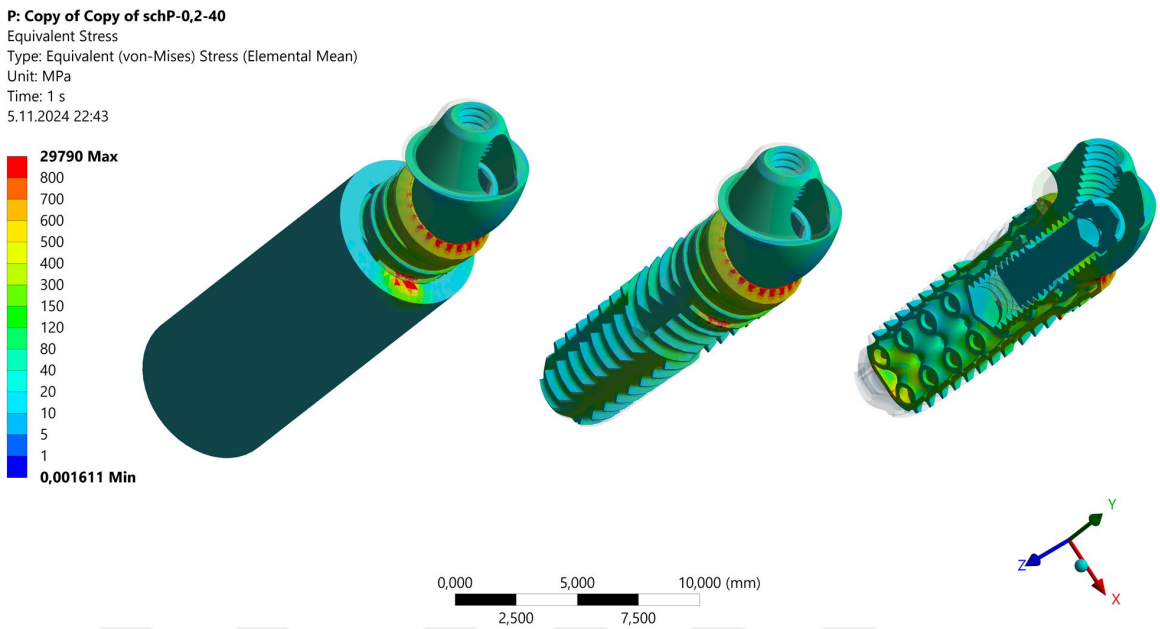
3.10.3.2.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.90'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,2478 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

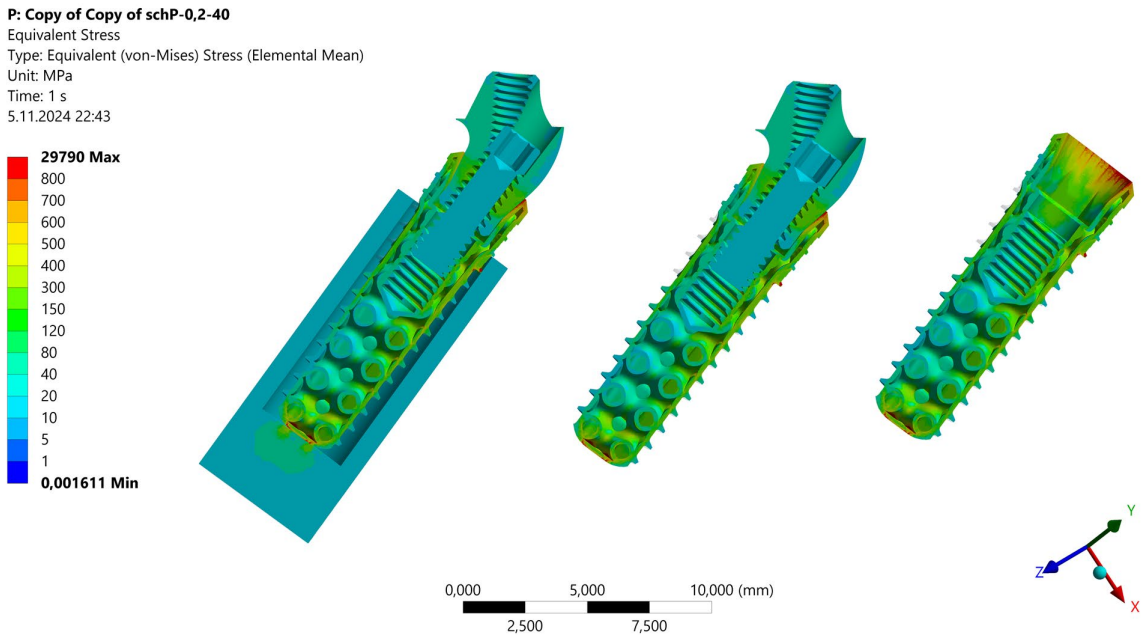


Şekil 3.90 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.91 ve Şekil 3.92'de gösterilmiştir. Gerilim yoğunluğu implantın abutment (üst yapı) ile birleşim bölgesinde, özellikle implantın boyun kısmında meydana geldiği görülmektedir.

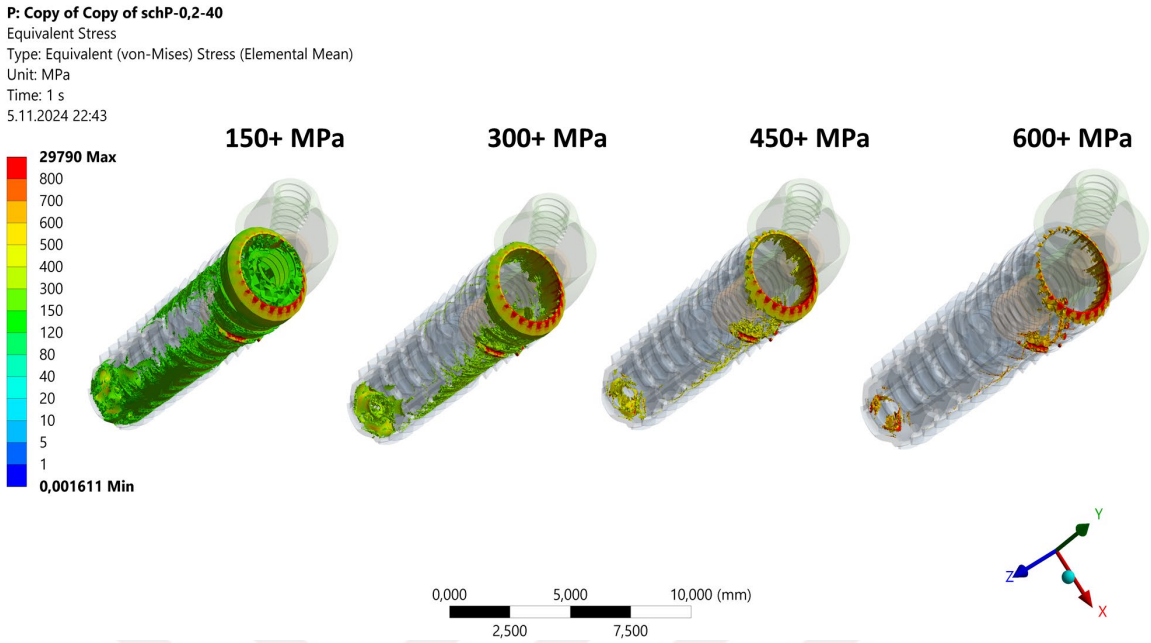


Şekil 3.91 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.92 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 5 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,4363 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.93)



Şekil 3.93 Model 5 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

Her üç analizde de maksimum gerilim, implantın boyun bölgesinde meydana gelmiştir. Kuvvet arttıkça maksimum von-Mises gerilim değeri doğrusal bir şekilde artmaktadır.

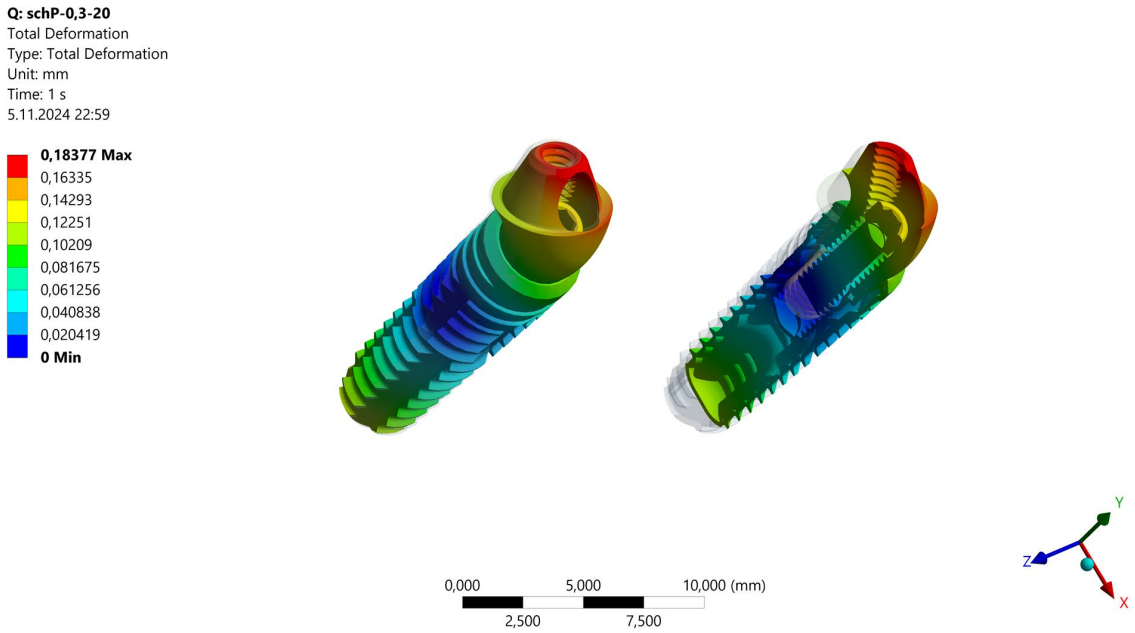
Model 5 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,4363 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.93) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1742 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1068 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

3.10.3.3. 0.30 - %20 – Model 6

0,30 kafes yapı kalınlıklı ve %20 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 55,379 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

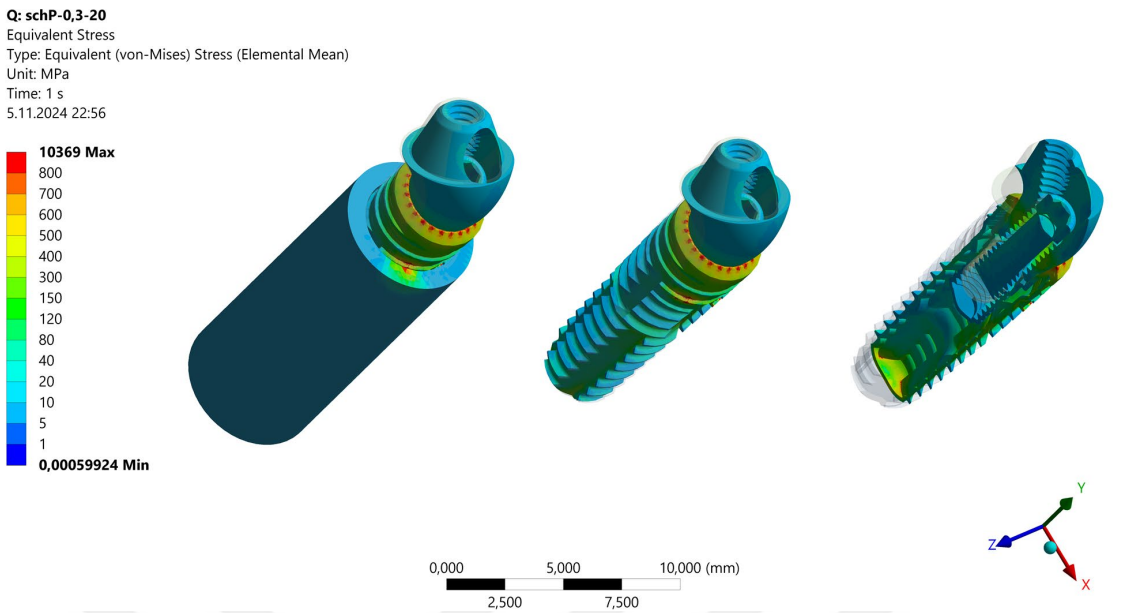
3.10.3.3.1. 150 N

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.94'te gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,18377 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

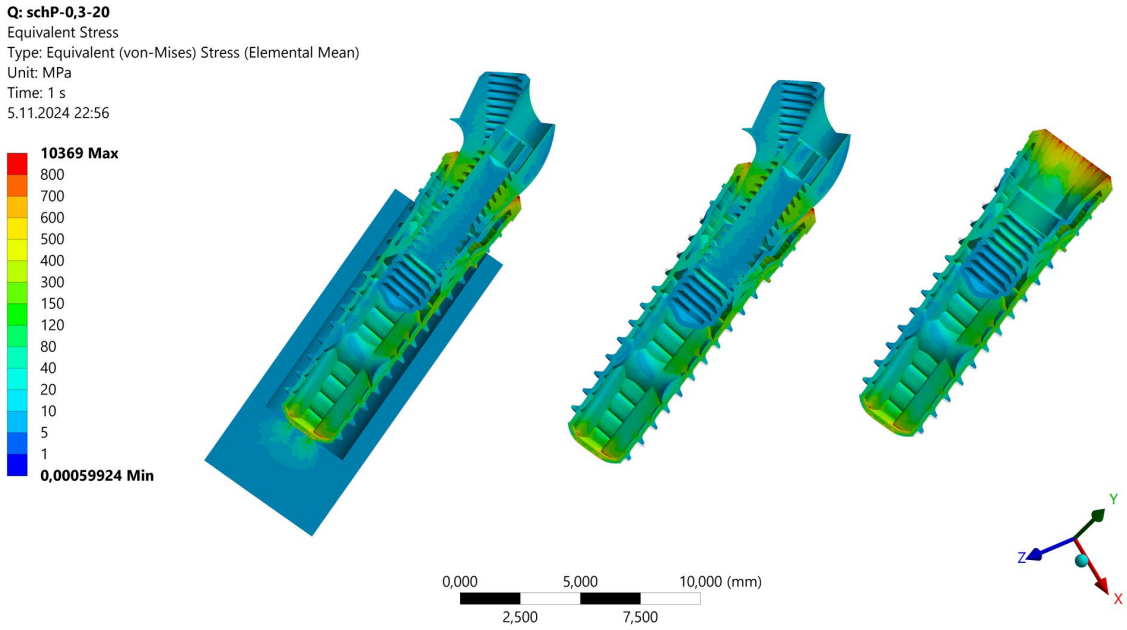


Şekil 3.94 Model 6 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.95 ve Şekil 3.96'da gösterilmiştir Maksimum gerilim, implantın boyun kısmında, implantın kemiğe temas ettiği ve yük aktarımının yoğunlaştığı bölgede meydana gelmiştir.

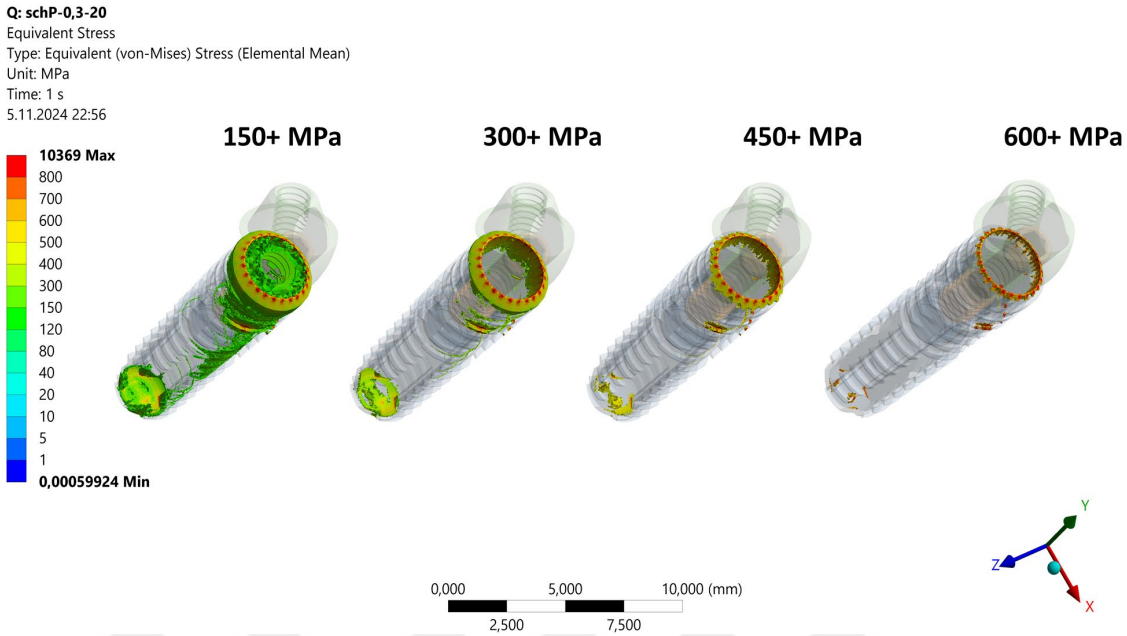


Şekil 3.95 Model 6 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.96 Model 6 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

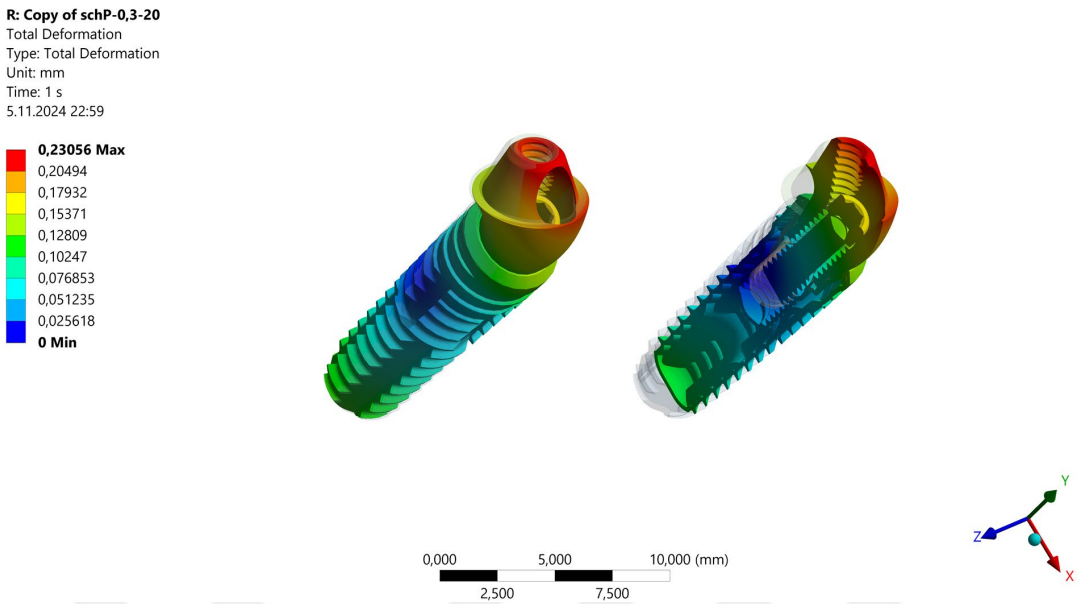
Model 6 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,1186 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.97)



Şekil 3.97 Model 6 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

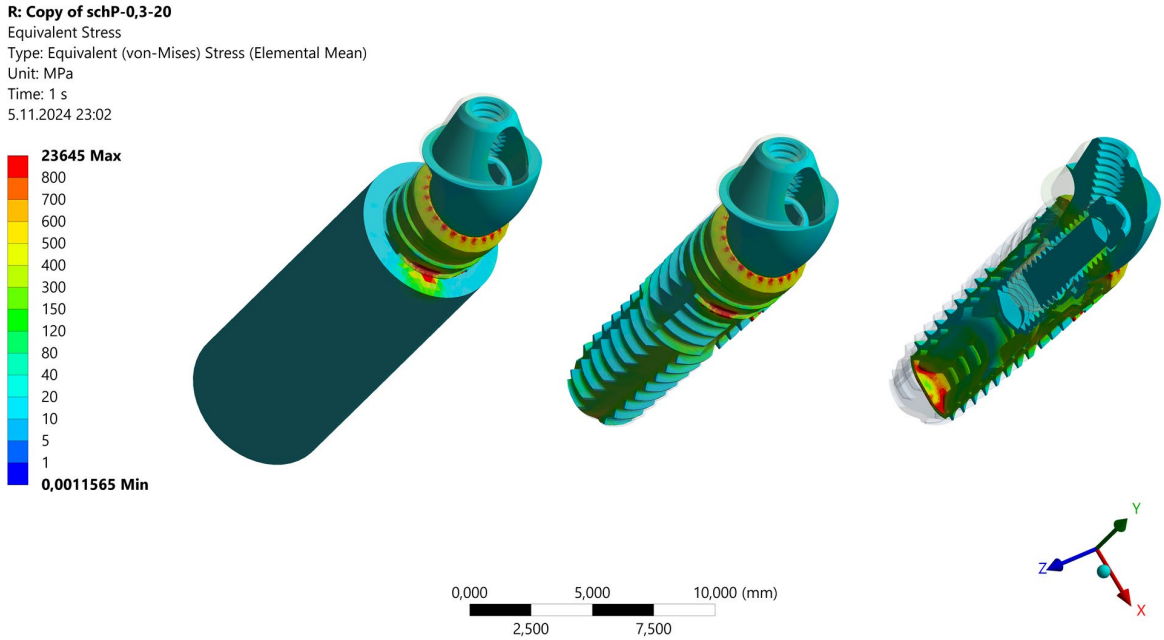
3.10.3.3.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.98'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,23056 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

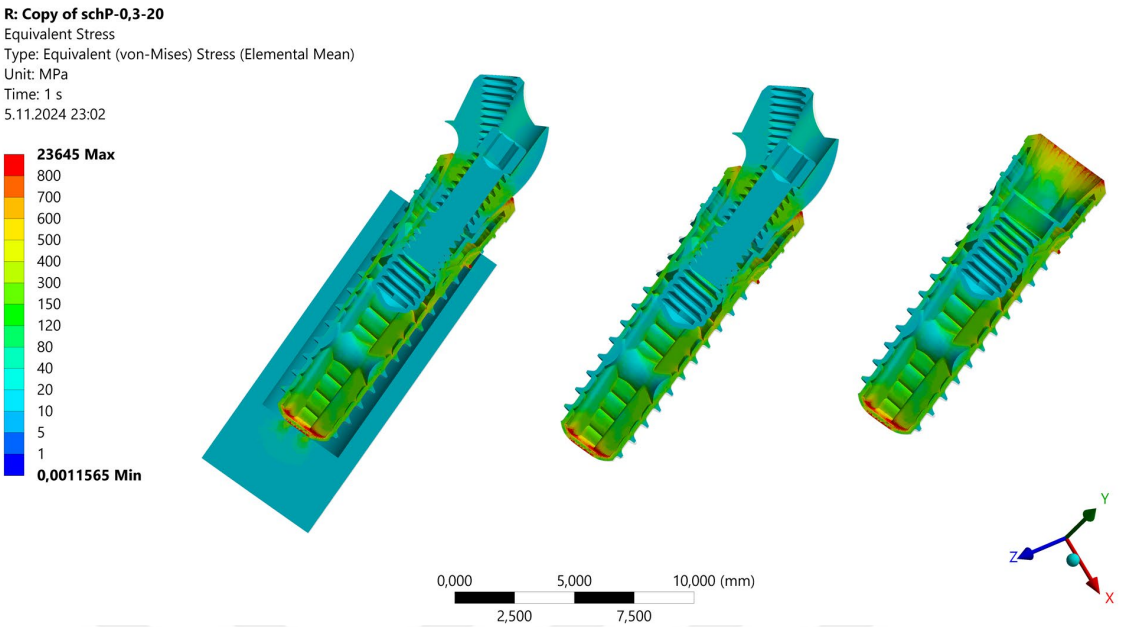


Şekil 3.98 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.99 ve Şekil 3.100'de gösterilmiştir. Maksimum gerilim, implantın taban bölgesinde, implantın diş ile kemiğe temas ettiği ve yük aktarımının yoğunlaştığı alt kısmında meydana gelmiştir.

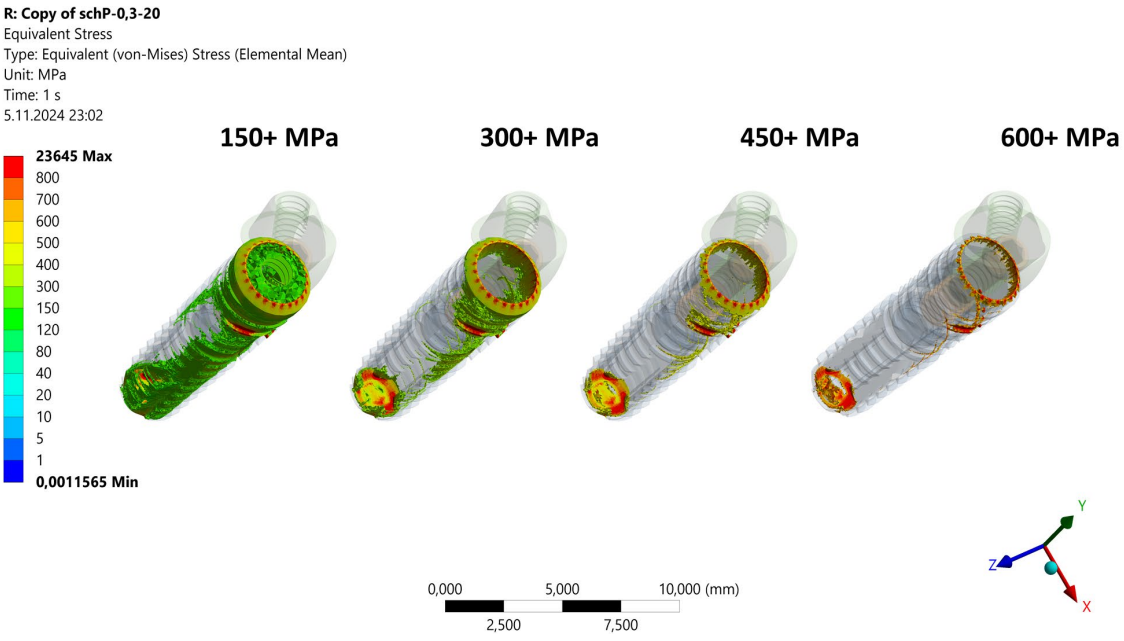


Şekil 3.99 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.100 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

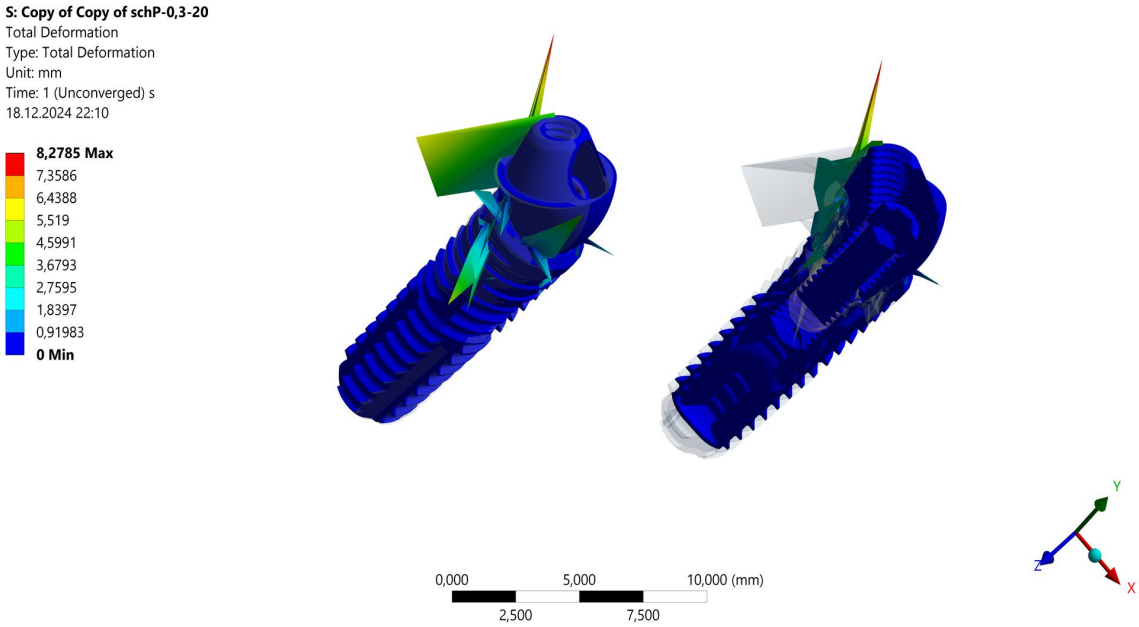
Model 6 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 0,235 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.101)



Şekil 3.101 Model 6 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

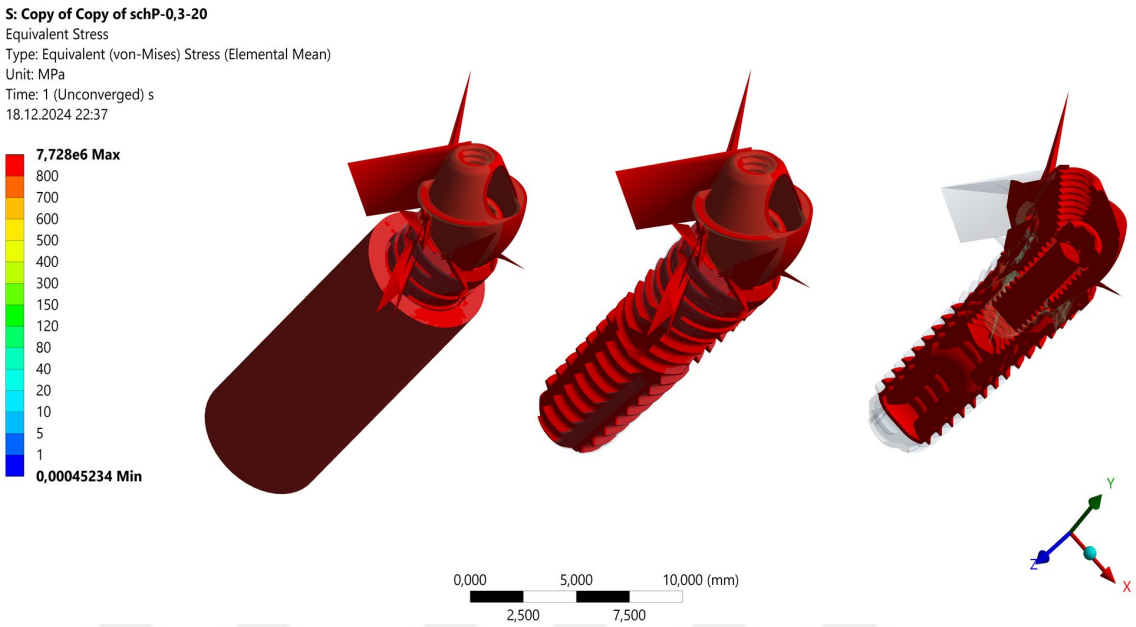
3.10.3.3.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.102'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 8,2785 mm çıkmıştır ve deformasyon değerleri, bir önceki yükleme durumlarına kıyasla orantısal olarak oldukça yüksek çıkmıştır. Bu durumun olası nedeni, yüksek yük altında modelin yapısal tepkisinin daha karmaşık hale gelmesi ve sayısal çözümün bu koşullarda yakınsamakta zorlanmasıdır. Bu da deformasyon renk skalasında tek renk görünüme sebep olmuştur.

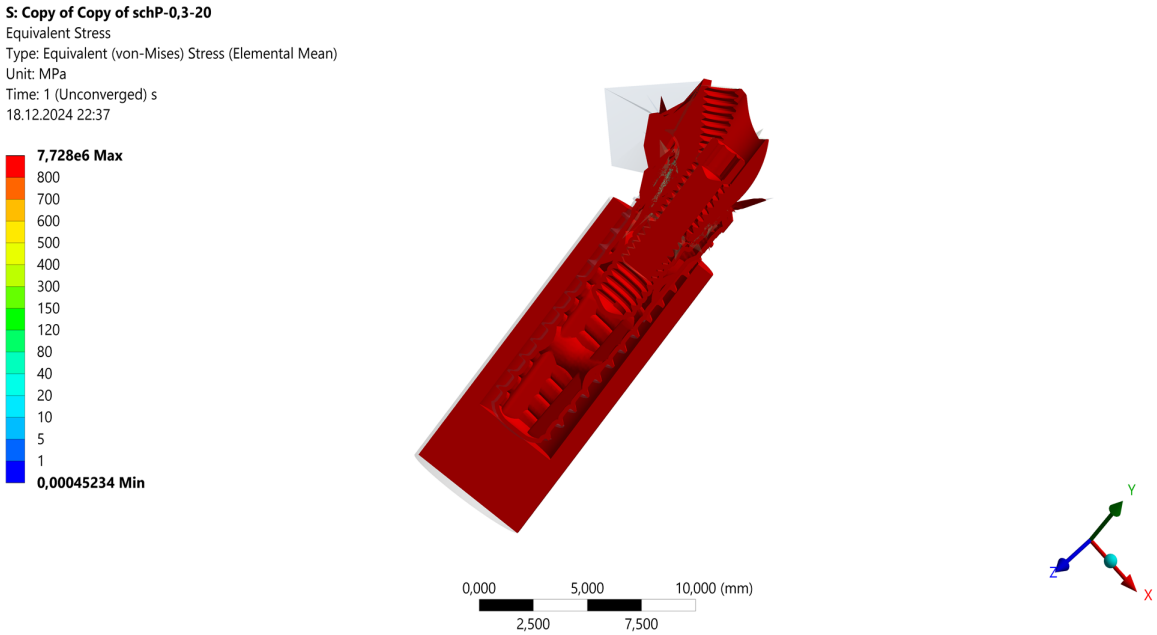


Şekil 3.102 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.103 ve Şekil 3.104'te gösterilmiştir. Kuvvetin sınırlı ve dar bir temas yüzeyine uygulanmaya devam etmesi, temas bölgesinde gerilme yığılmalarına yol açmıştır. Bu lokal gerilme birikimi, analiz sonucunda renk skalasının üst sınırına ulaşarak kırmızıya doygun bir dağılım göstermesine neden olmuştur. Bu durum, yükün temas yüzeyinde yoğunlaşmasından kaynaklanan stres konsantrasyonu etkisinin bir sonucudur.

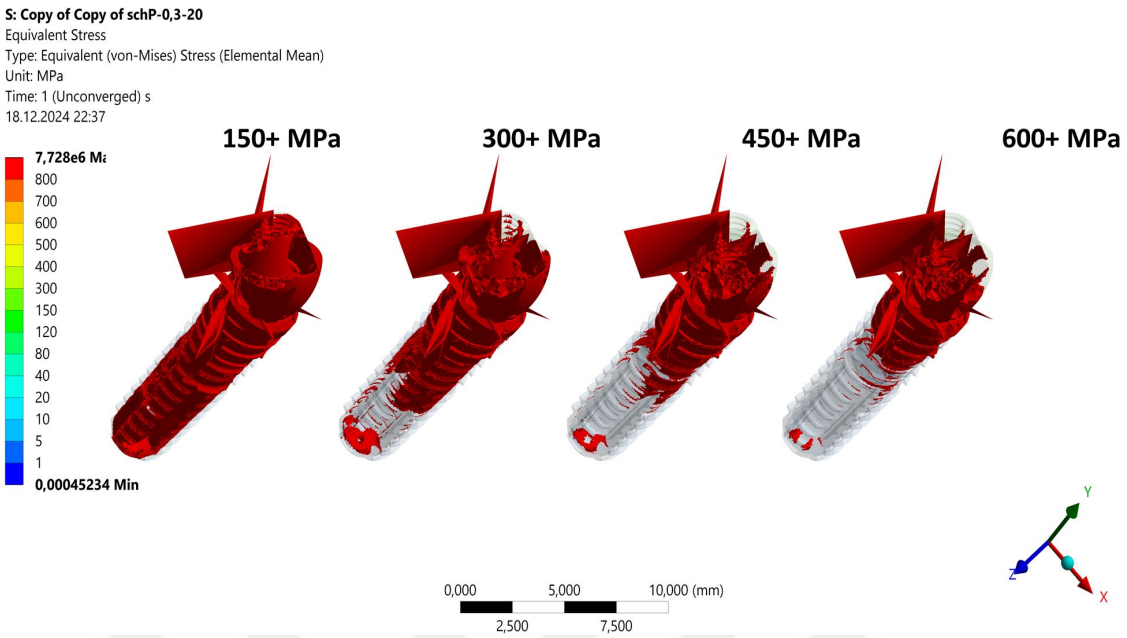


Şekil 3.103 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.104 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 6 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 46,1697 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.105)



Şekil 3.105 Model 6 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

İlk iki analizde de implantın dişli kısmının alt yarısı ve üstü en çok gerilmeye maruz kalmıştır. Özellikle üstten gelen kuvvetler implantın baş kısmında ve dişli yüzeyin orta bölgesinde yüksek gerilme oluşturmuştur. İmplantın üst kısmı ve dişli orta-alt kısımları kritik bölgelerdir.

400 N ve üzerindeki yüklemelerde, yapısal sistemin elastik sınırlarının aşıldığı ve bu nedenle kullanılan doğrusal (lineer) analiz yönteminin artık yetersiz kaldığı anlaşılmaktadır. Bu yük seviyelerinde yapı, analiz çözümünü kararsız hale getirmektedir. Bu durumun bir göstergesi olarak, gerilme dağılımında renk skalasının tamamının kırmızıya dönüştüğü ve çözüm sürecinin yakınsamamış olarak sonuçlandığı tespit edilmiştir.

Model 6 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 46,1697 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.105) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,235 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 0,1186 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

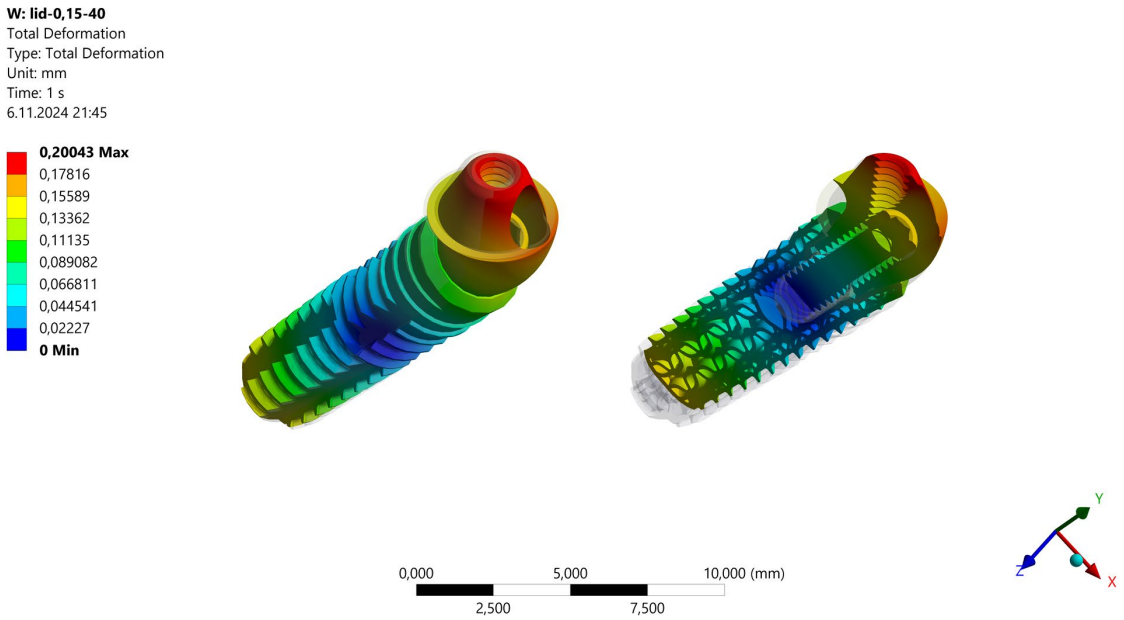
3.10.4. Lidinoid Kafes Yapısı

3.10.4.1. 0.15 - %40 – Model 7

0,30 kafes yapı kalınlıklı ve %20 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 75,41 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

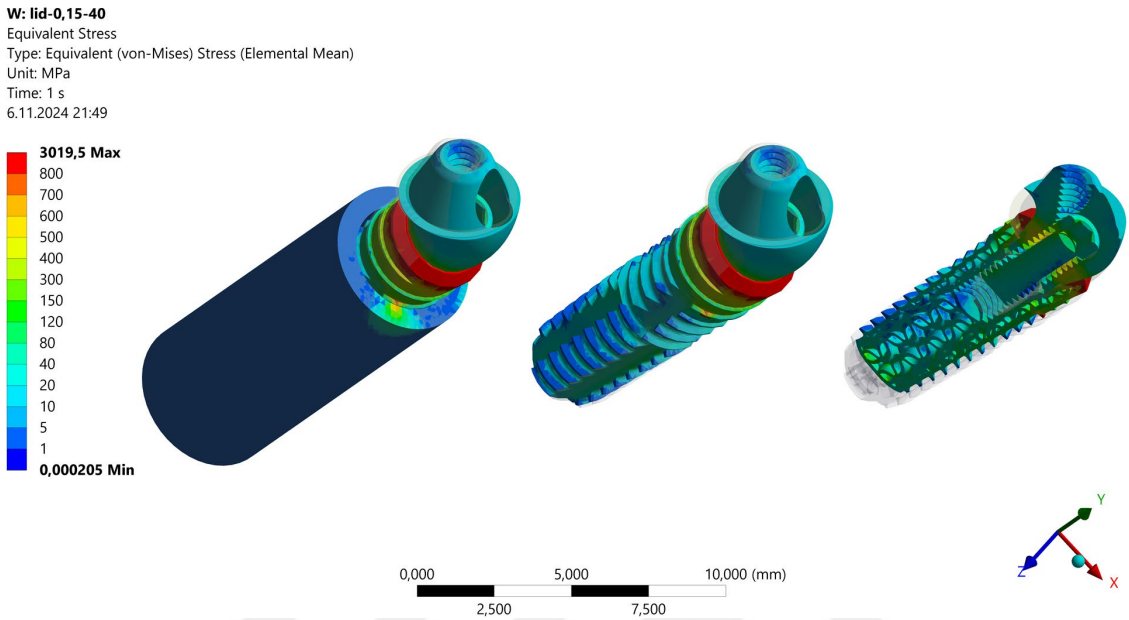
3.10.4.1.1. 150 N

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.106'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,20043 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

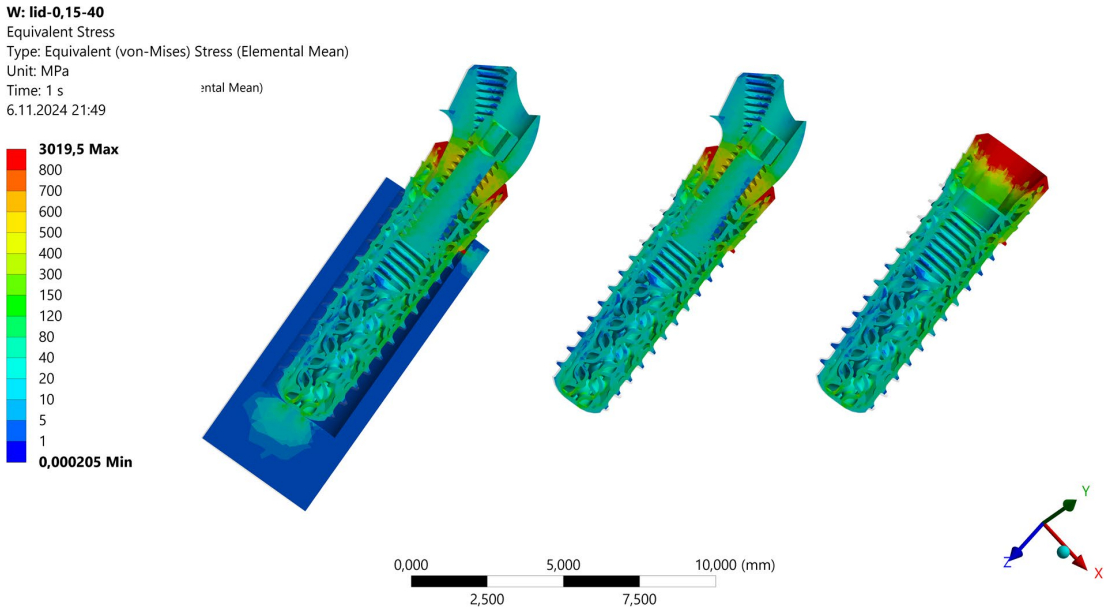


Şekil 3.106 Model 7 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.107 ve Şekil 3.108'de gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun bölgesinde, kemikle temas eden üst kısmında meydana gelmiştir.

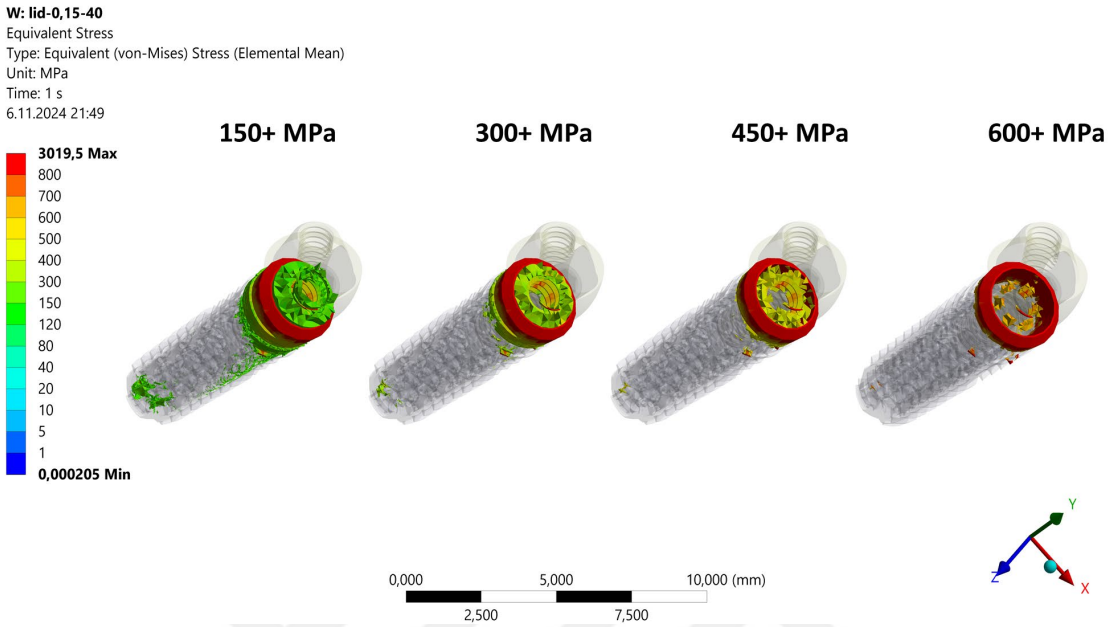


Şekil 3.107 Model 7 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.108 Model 7 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

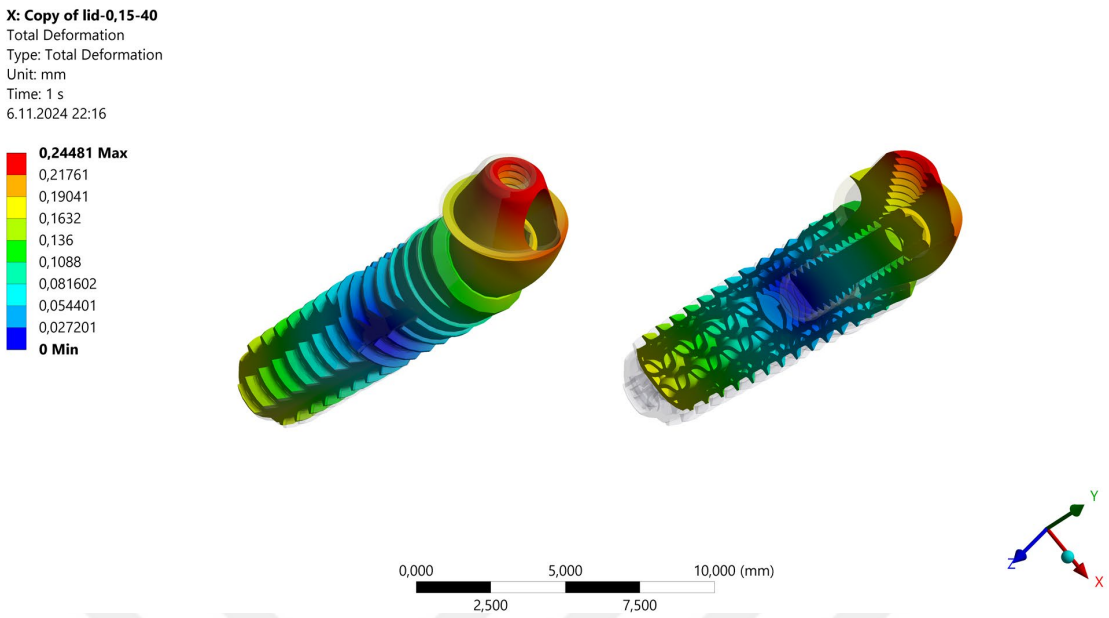
Model 7 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 6,52 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.109)



Şekil 3.109 Model 7 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

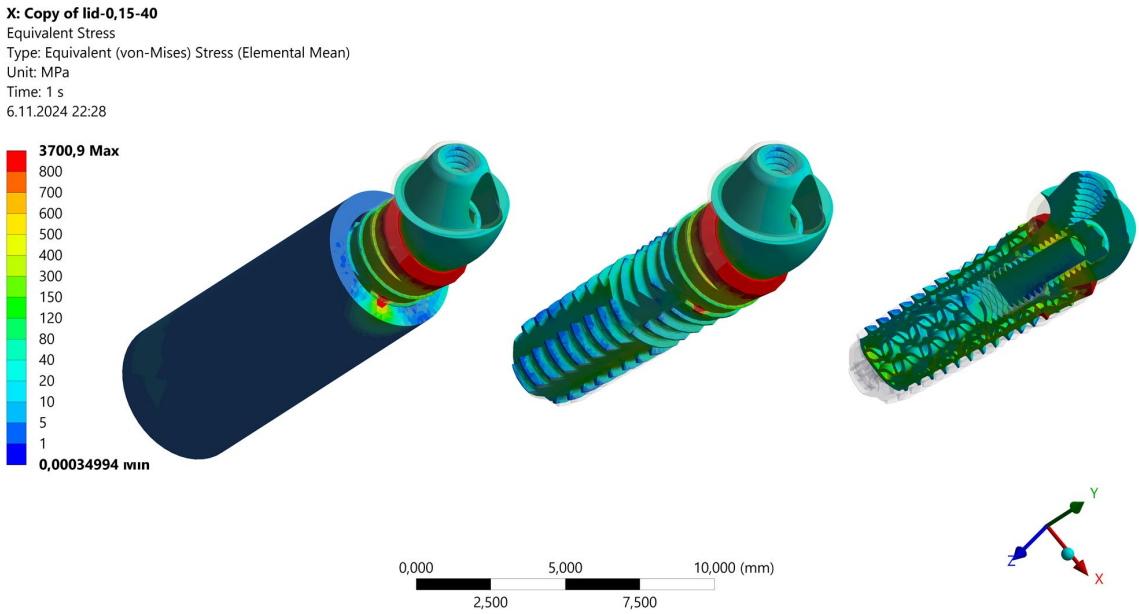
3.10.4.1.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.110'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,24481 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

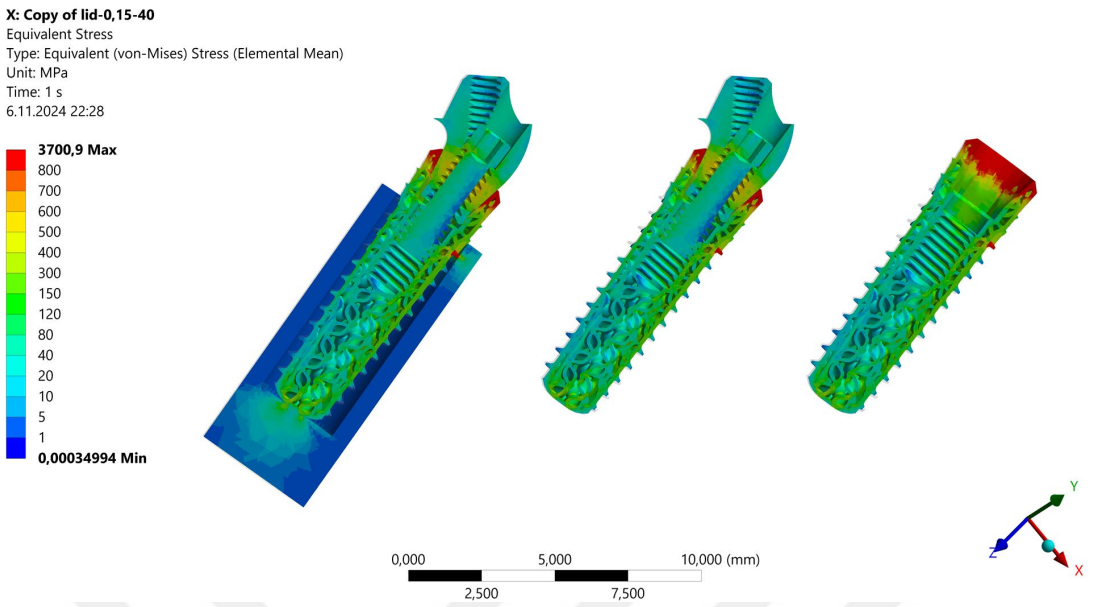


Şekil 3.110 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.111 ve Şekil 3.112'de gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun bölgesinde, implantın üst kısmında meydana gelmiştir.

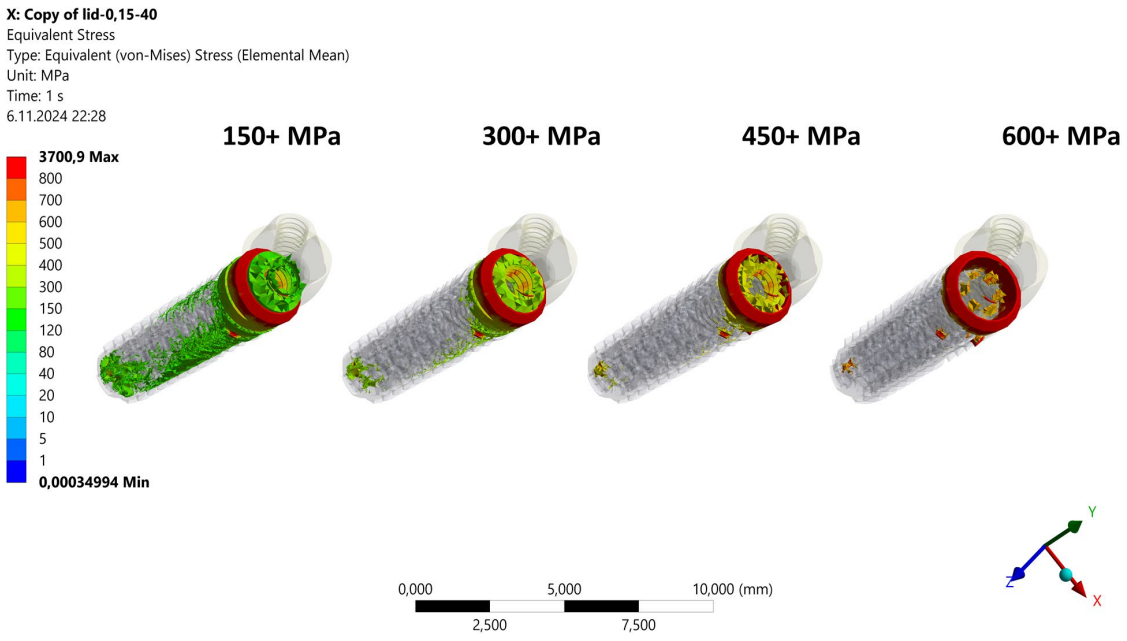


Şekil 3.111 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.112 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

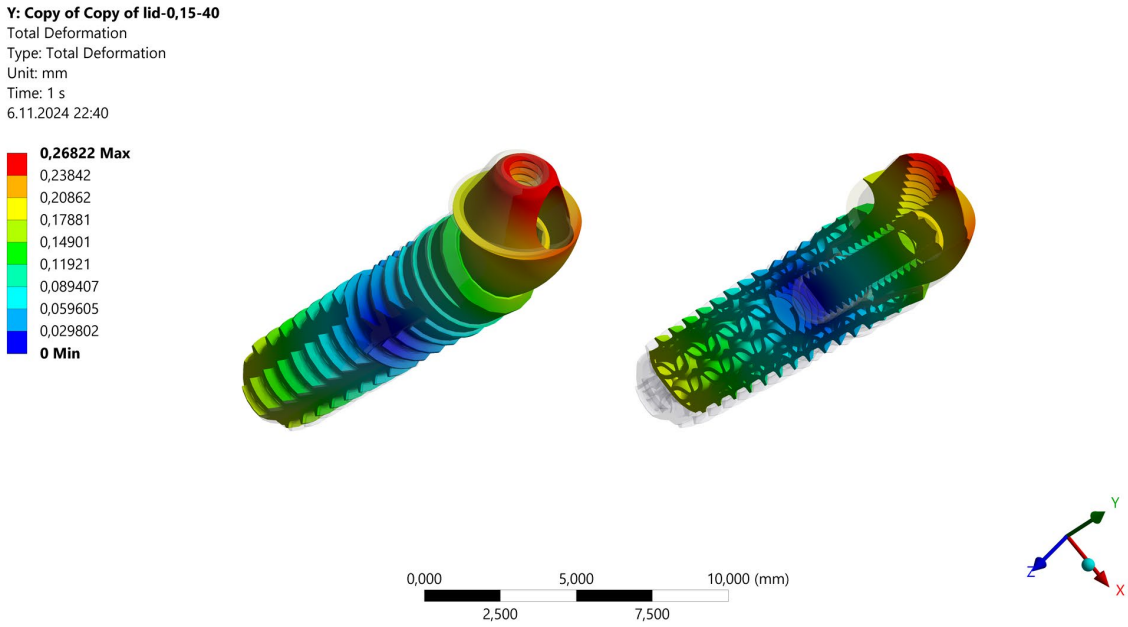
Dolu implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 6,0062 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.113)



Şekil 3.113 Model 7 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

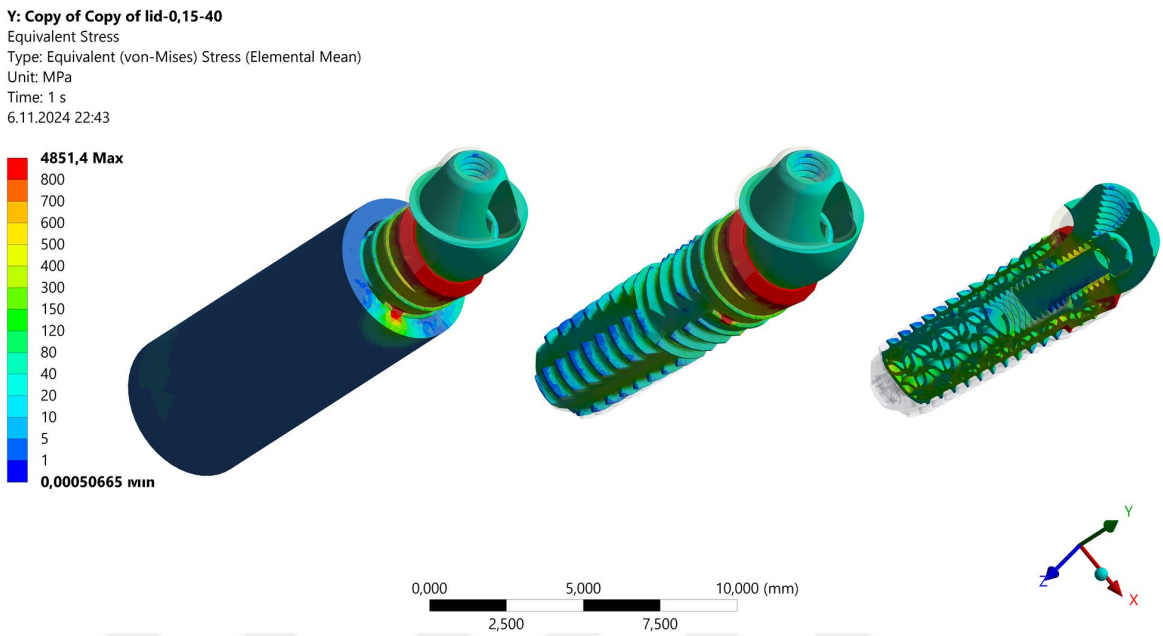
3.10.4.1.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.114'te gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,26822 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

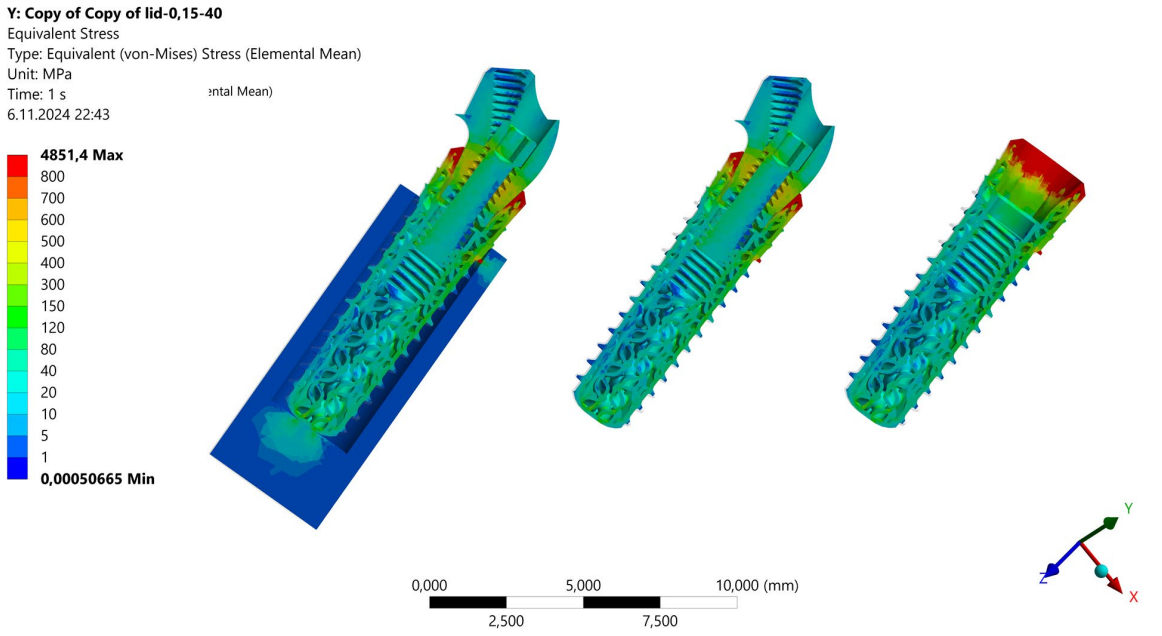


Şekil 3.114 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.115 ve Şekil 3.116'da gösterilmiştir. Gerilim yoğunluğu implantın boyun bölgesinde meydana gelmiştir.

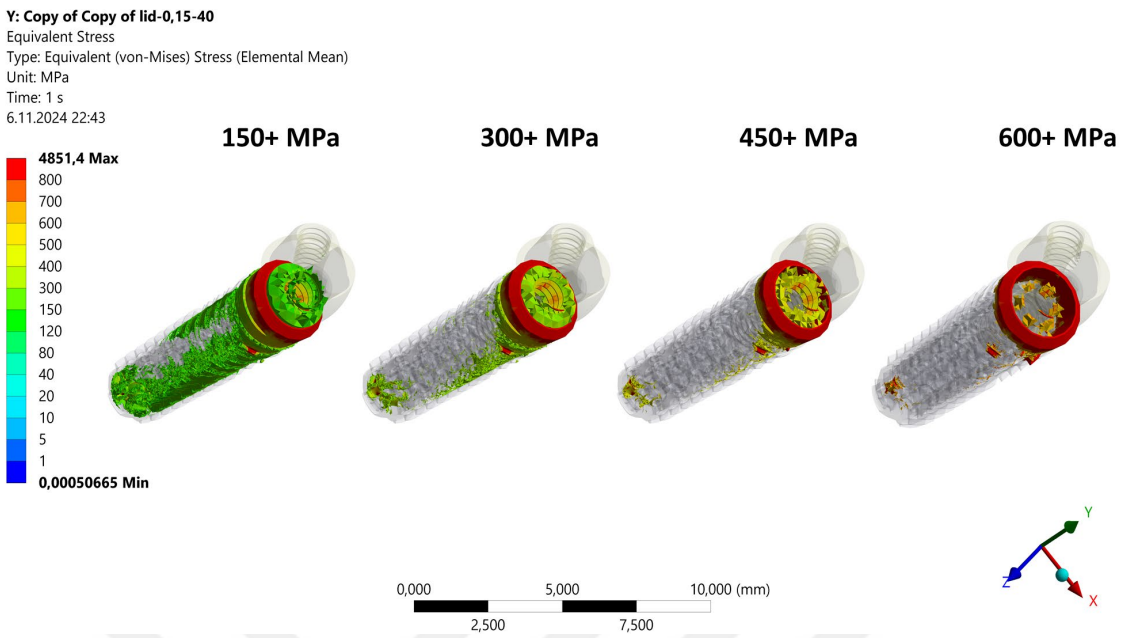


Şekil 3.115 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.116 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 7 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 5,353 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.117)



Şekil 3.117 Model 7 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

Tüm yükleme durumlarında en yüksek gerilme, implantın boyun bölgesinde meydana gelmiştir. Bu bölge, implantlarda yükün yoğunlaştığı anatomik ve mekanik açıdan kritik bir bölgedir. Gövde ve alt bölgeler ise nispeten düşük gerilmelerle karşılaşmıştır. Uygulanan yük arttıkça maksimum gerilme değerleri doğru orantılı şekilde artmıştır

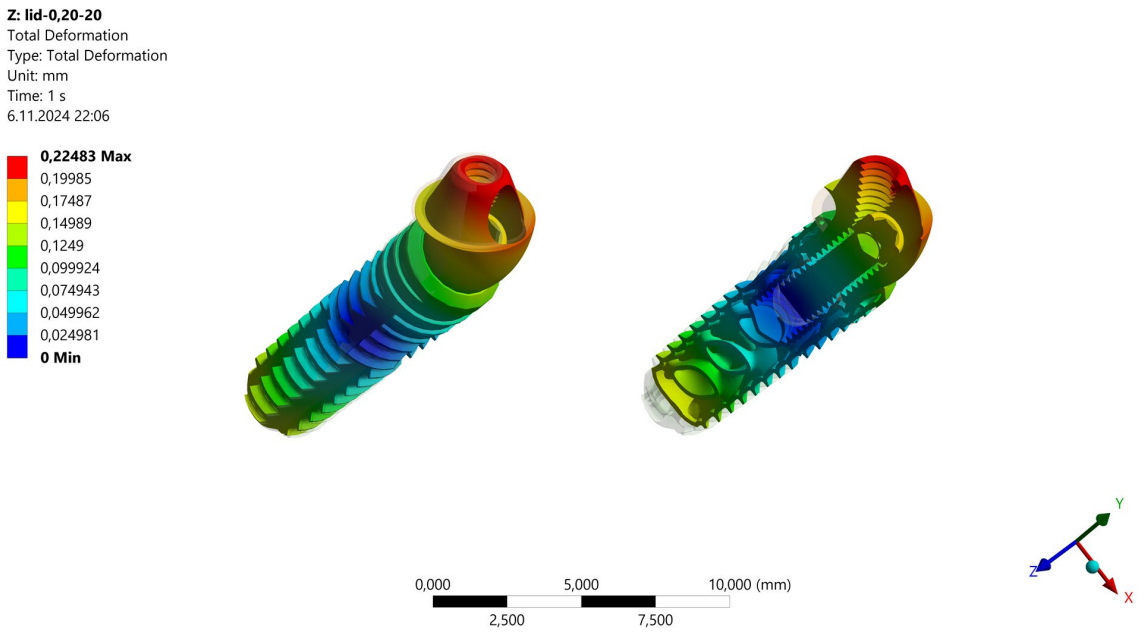
Model 7 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 5,353 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.117) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 6,0062 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 6,52 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır. Yük arttıkça, gerilme sadece belirli lokal bölgelerde yoğunlaşmakta ve bu bölgeler elastik sınırı aşarak plastik deformasyon davranışına geçmektedir. Ancak analizler doğrusal (lineer) elastik varsayımlar altında yapıldığından, bu plastikleşme etkisi modellenememekte ve gerilme değeri sınırlı bölgelere hapsedilmiş gibi görünmektedir. Bu nedenle yüksek gerilme (>600 MPa) bölgesi hacimsel olarak küçülmüş, ancak gerilme değeri daha yoğun hale gelmiştir. Sonuç olarak 600 MPa üzerindeki alanlar kuvvetle doğru orantılı olarak değil, daha sınırlı ve yoğun şekilde görünmektedir.

3.10.4.2. 0.20 - %20 Model 8

0,20 kafes yapı kalınlıklı ve %20 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 62,259 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

3.10.4.2.1. 150 N

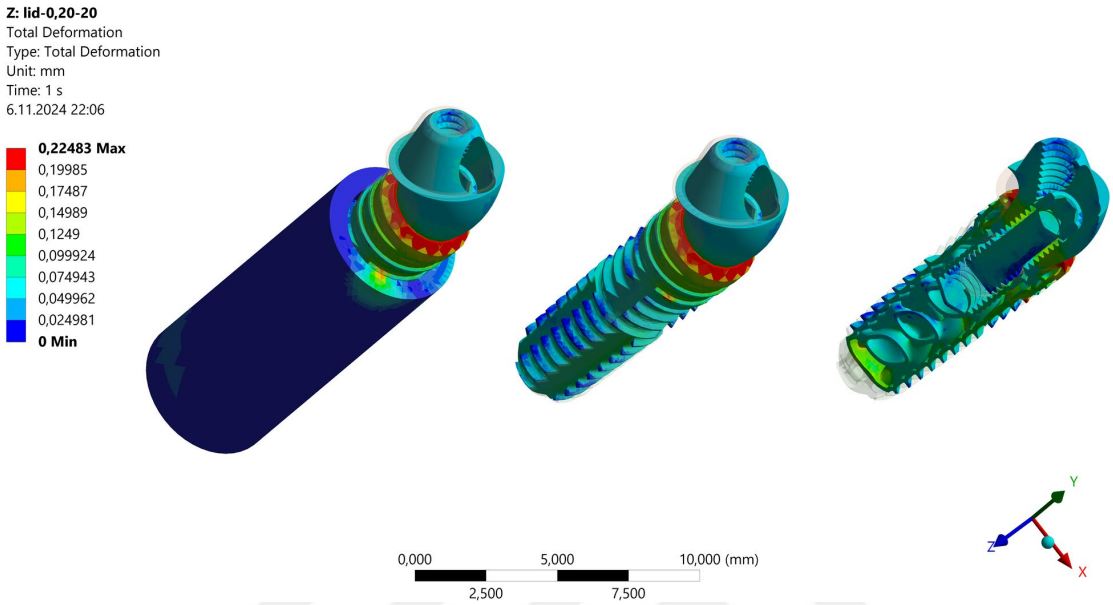
Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.118'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,22483 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.



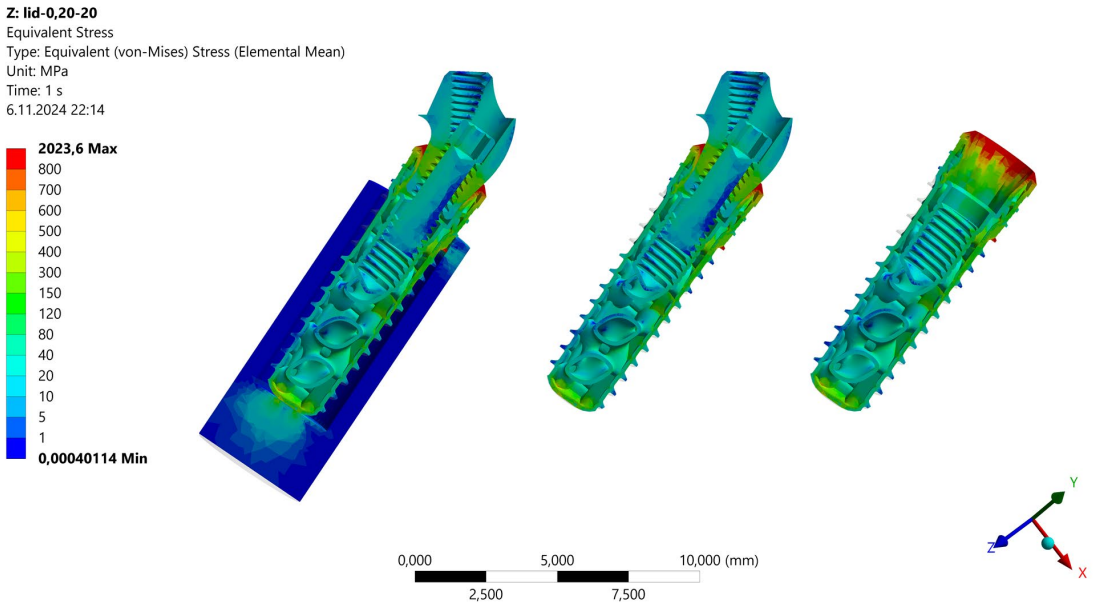
Şekil 3.118 Model 8 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.119 ve Şekil 3.120'da gösterilmiştir. Gerilimin en çok implantın boyun

bölgesinde, implanta yükün doğrudan aktarıldığı ve kemikle temas eden üst kısımda meydana geldiği görülmektedir. Özellikle implantın boyun seviyesi civarındaki bölgede gerilim yoğunluğu meydana gelmektedir.

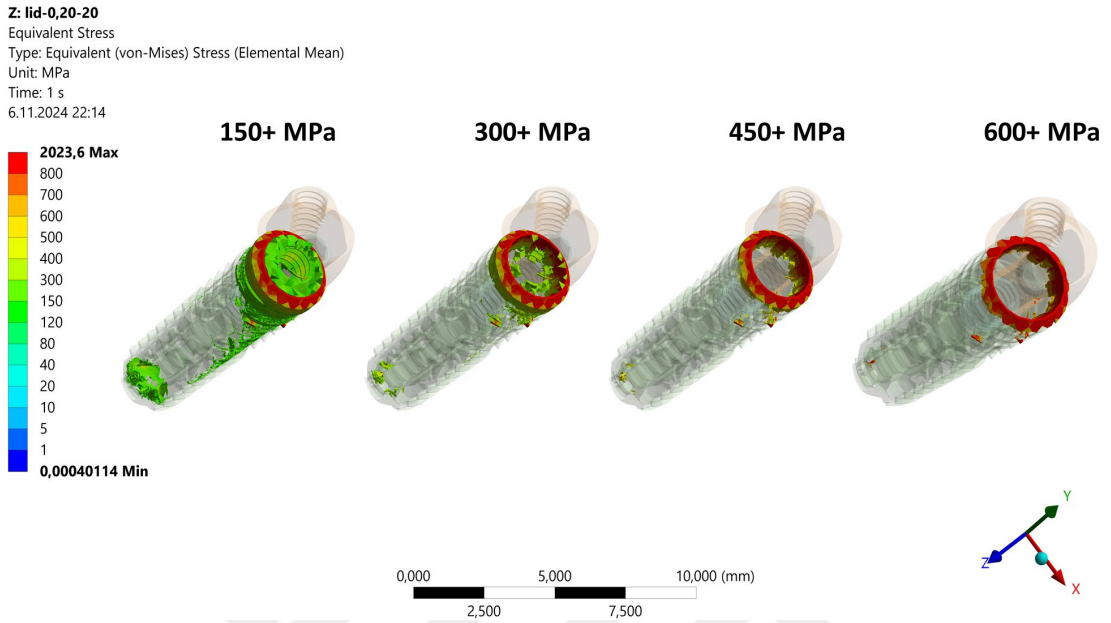


Şekil 3.119 Model 8 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.120 Model 8 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

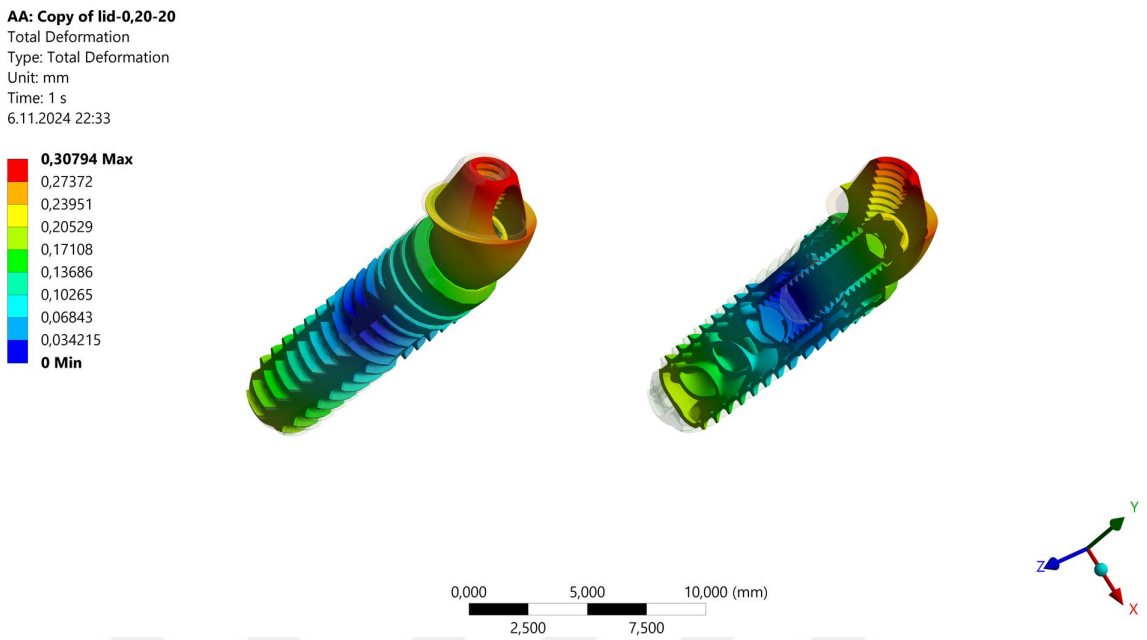
Model 8 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 1,1144 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.121)



Şekil 3.121 Model 8 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

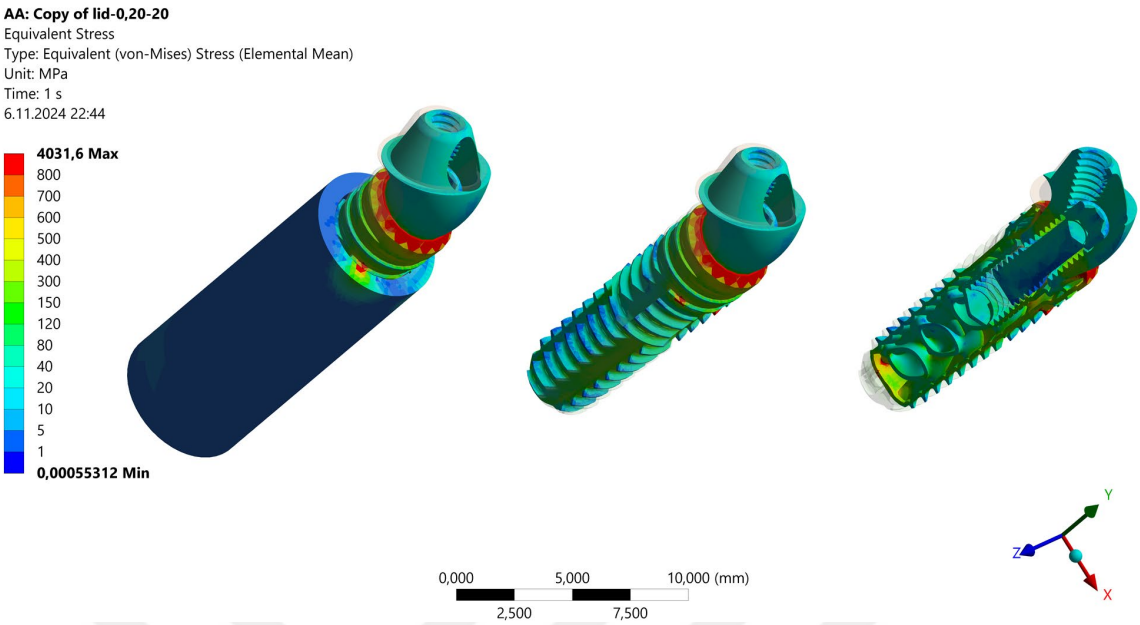
3.10.4.2.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.122'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,30794 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

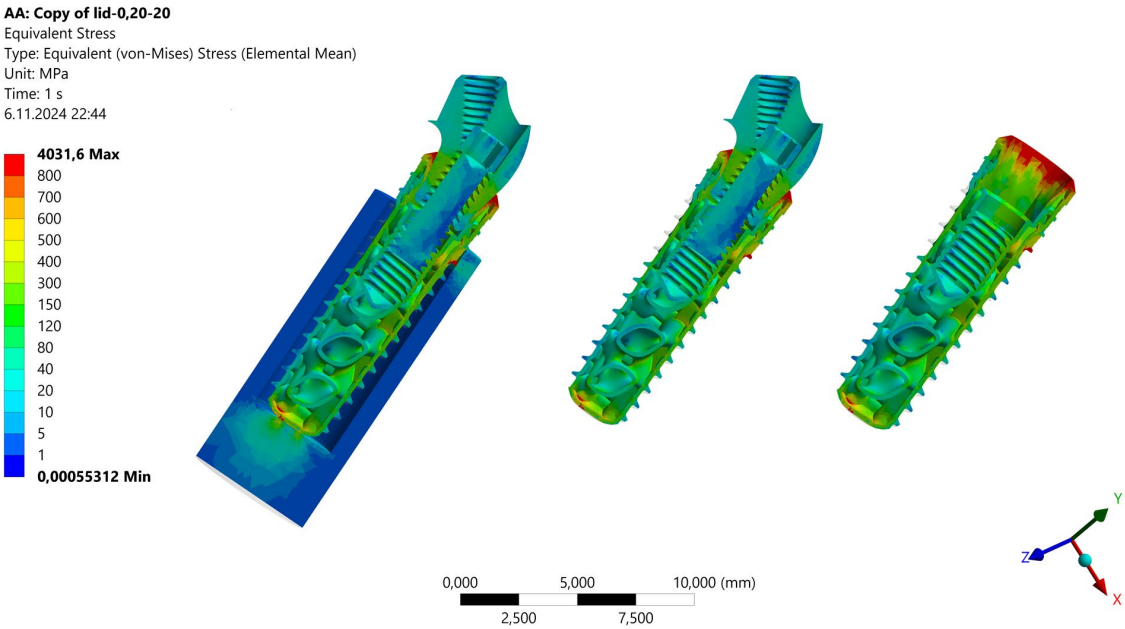


Şekil 3.122 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.123 ve Şekil 3.124'te gösterilmiştir. Gerilim implantın boyun bölgesinde, implantın kemiğe en yakın üst kısmında yoğunlaşmıştır. Özellikle, yük transferinin gerçekleştiği bu bölgede yüksek gerilimler meydana gelmektedir. Bu durum, yükün implantın bu kısmına daha fazla aktarıldığını ve bu bölgenin stres altında olduğunu göstermektedir.

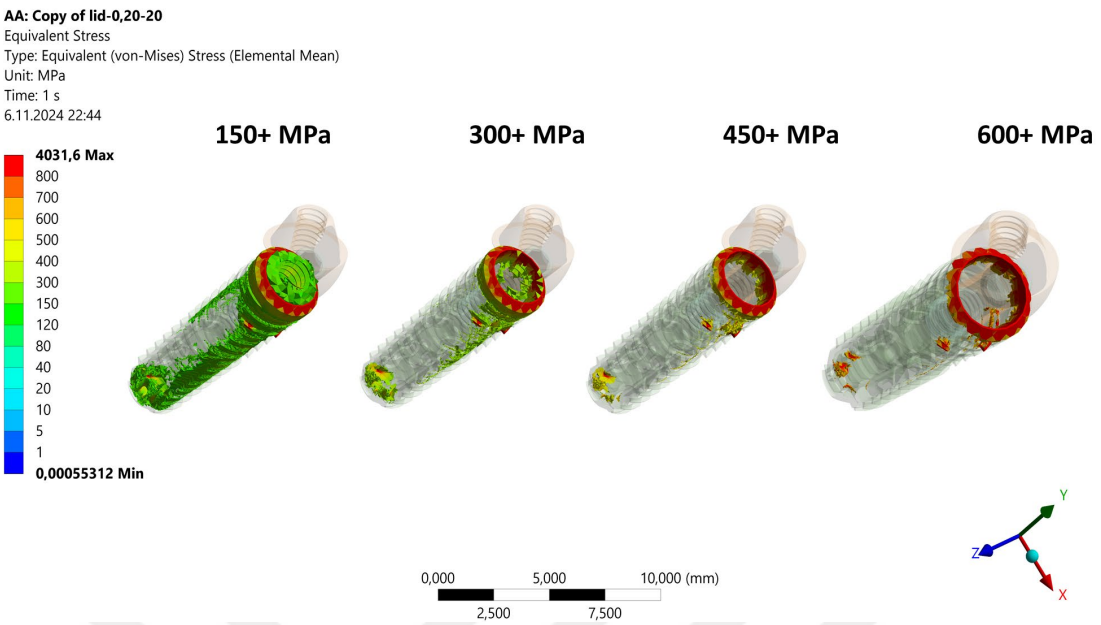


Şekil 3.123 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.124 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

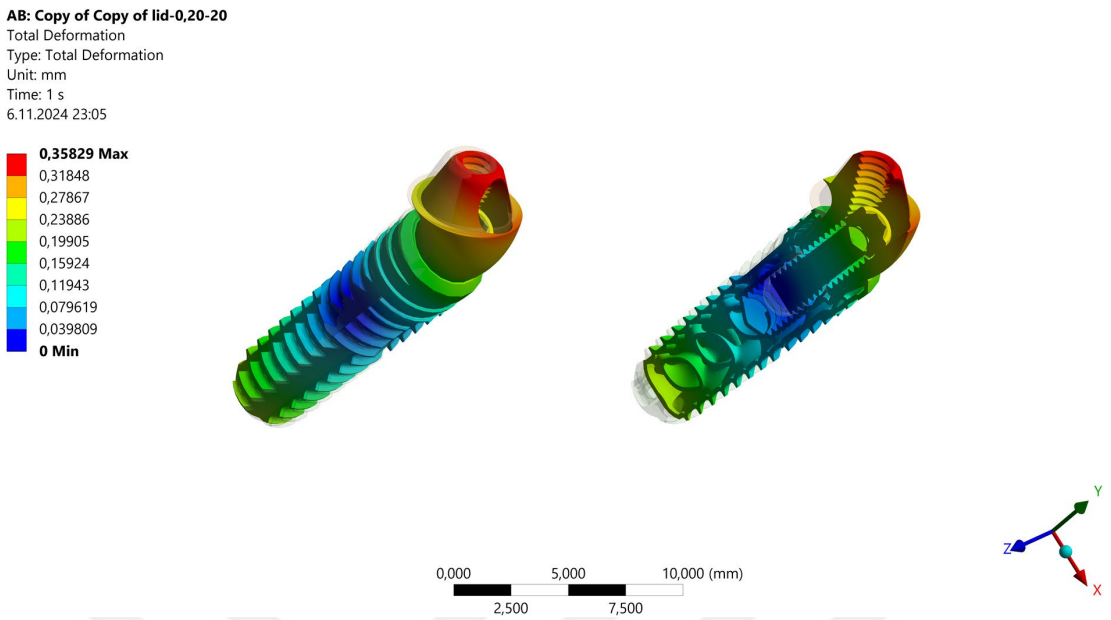
Model 8 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 1,3998 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.125)



Şekil 3.125 Model 8 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

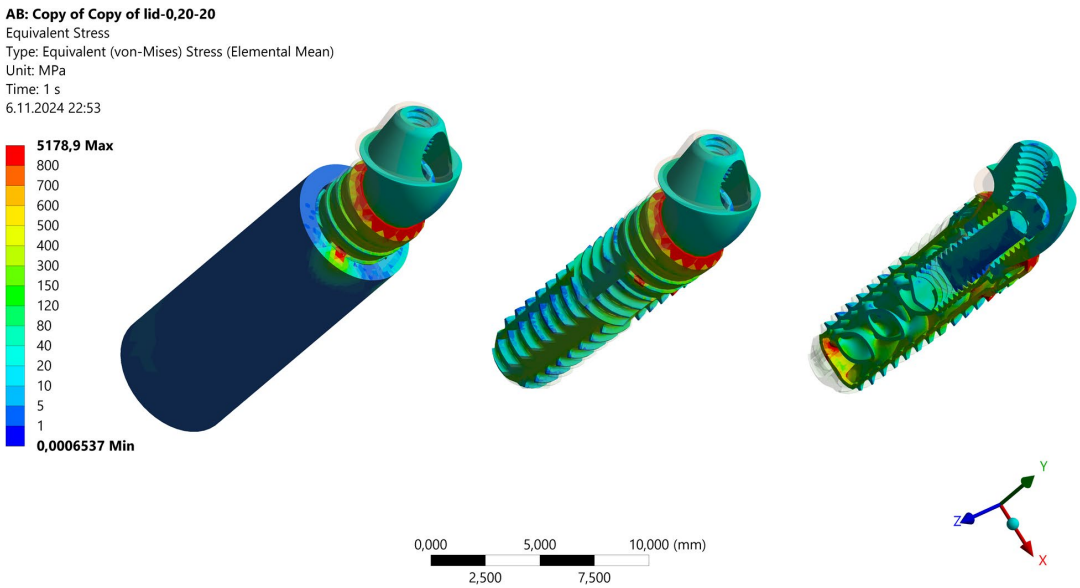
3.10.4.2.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.126'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,35829 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

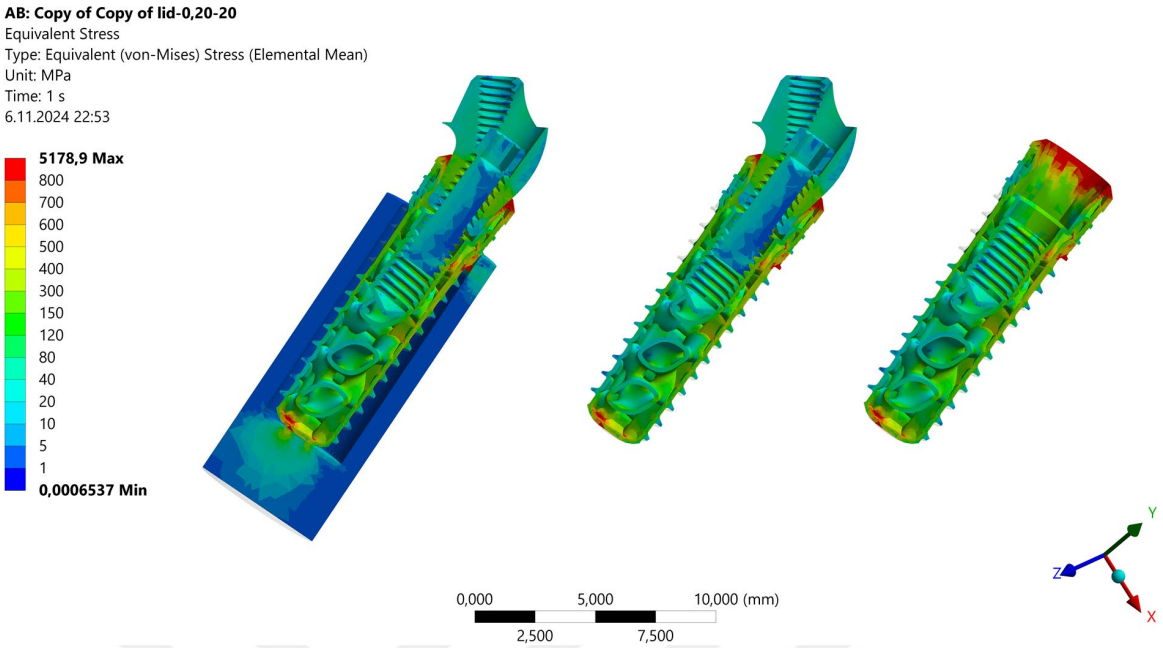


Şekil 3.126 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.127 ve Şekil 3.128'de gösterilmiştir. Gerilim implantın boyun bölgesinde, özellikle implantın kemiğe en yakın kısmında en yüksek değerlere ulaşmaktadır. Bu bölge, yük transferinin yoğun şekilde gerçekleştiği ve stresin en fazla biriktiği kısım olmaktadır.

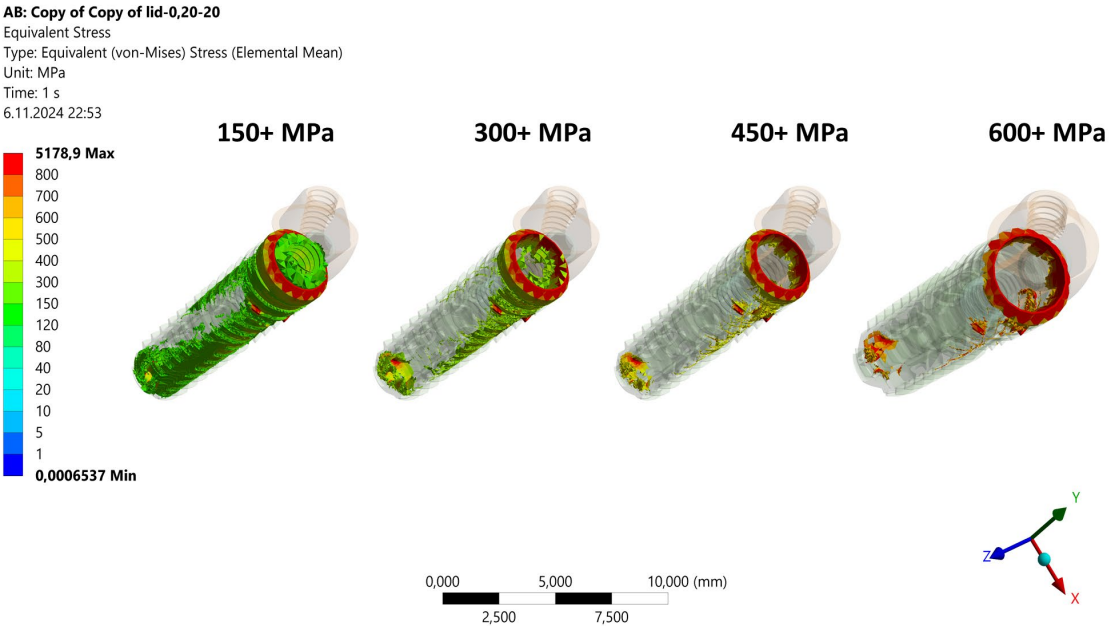


Şekil 3.127 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.128 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Dolu implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 1,6294 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.129)



Şekil 3.129 Model 8 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

Tüm analizlerde, gerilimlerin en çok implantın boyun oluştuğu tespit edilmiştir. 150N yük, implant üzerinde nispeten düşük gerilimler oluştururken, 300N ve 400N yüklerle implantın zorlandığı ve yüksek gerilimler ortaya çıktığı gözlemlenmektedir. Yük arttıkça, implant üzerindeki stres bölgeleri genişlemiş ve gerilimin boyun bölgesinde yoğunlaşması belirginleşmiştir.

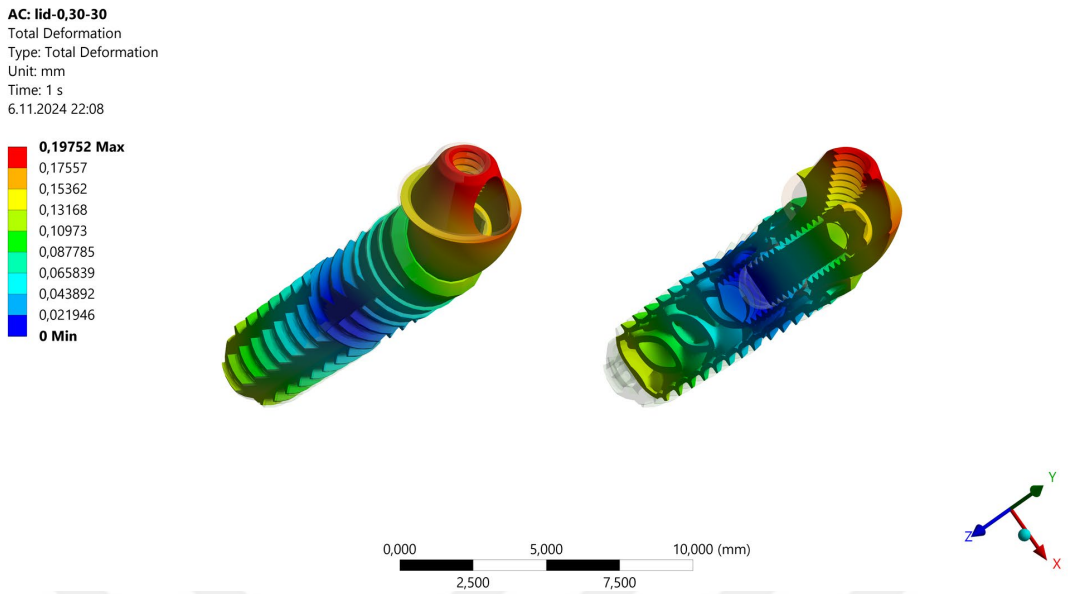
Model 8 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 1,6294 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.129) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 1,3998 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 1,1144 mm^3 olarak ölçülmüştü. Artan kuvvet miktarıyla 600 MPa üzeri gerilme alan bölgelerin hacmi artmıştır.

3.10.4.3. 0.30 - %30 Model 9

0,30 kafes yapı kalınlıklı ve %30 doluluk oranına sahip tasarlanan implantın hacmi 68,374 mm^3 olarak ölçülmüştür. Her model üzerine 150 N, 300 N ve 400 N yük analizleri yapılarak, deformasyon ve von-Mises gerilim sonuçları çıkartılmıştır. Deformasyon ve von-Mises gerilim analiz sonuçları, renk skalası ile ifade edilmiş olup, kırmızı en yüksek ve mavi en düşük değeri temsil etmektedir.

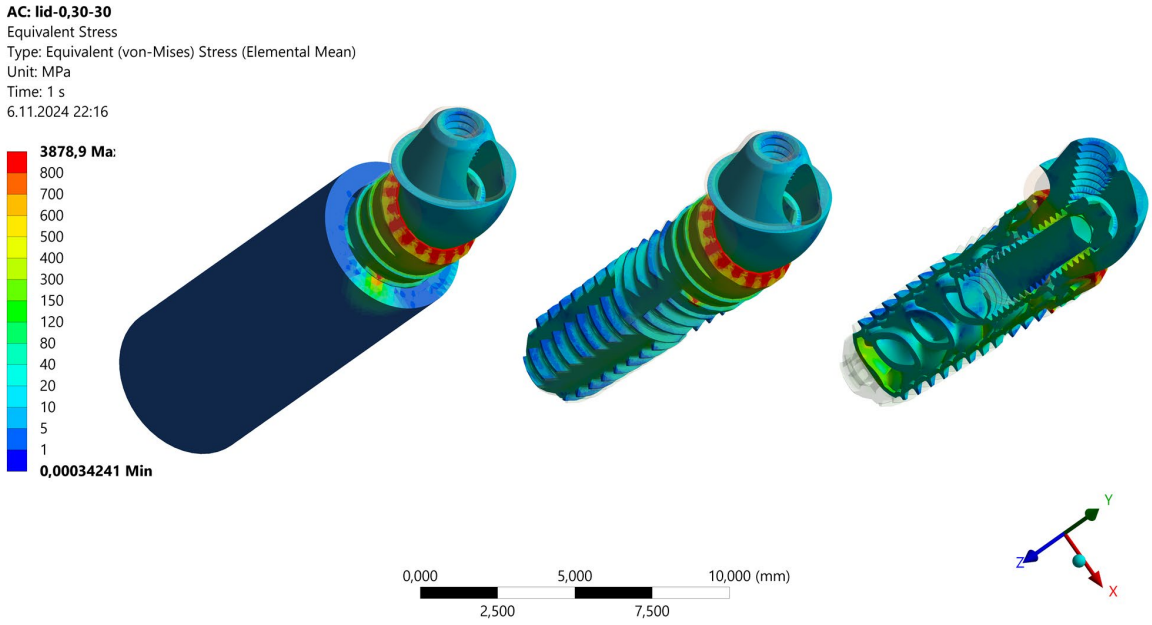
3.10.4.3.1. 150 N

Dental implant üzerinde uygulanan 150 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.130'da gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,19752 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

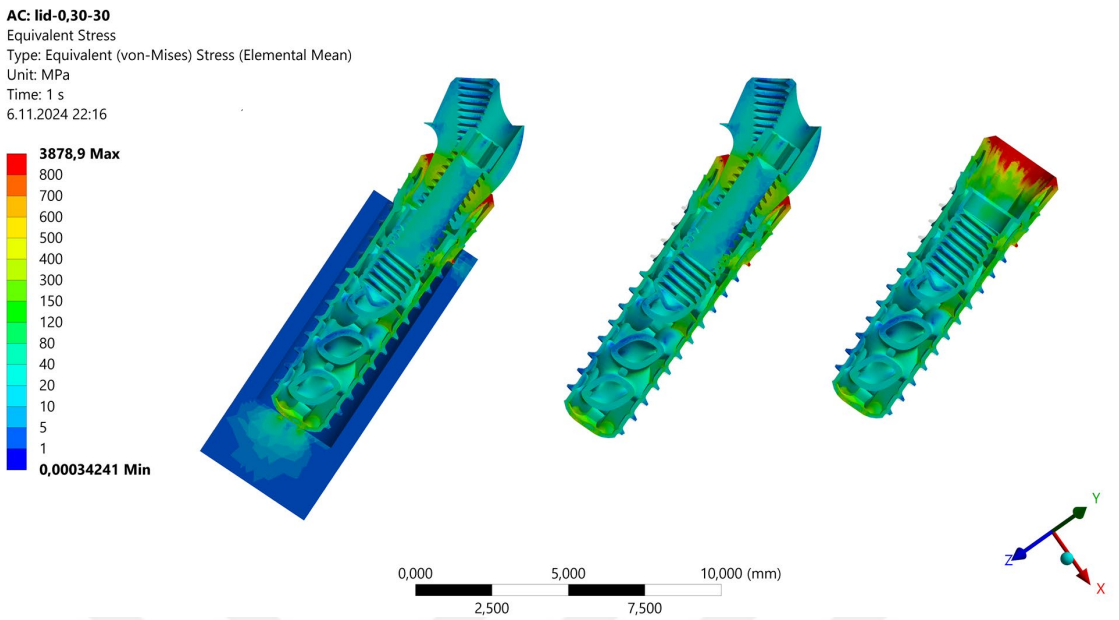


Şekil 3.130 Model 9 İmplant Üzerine 150N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

150 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.131 ve Şekil 3.132'de gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler implantın boyun bölgesi, genellikle yükün yoğunlaştığı ve stresin arttığı gözlemlenmektedir. Diş implantının yivli (threaded) kısmında belirli bölgeler ve implant başının üst kısmı gerilimin yoğun olduğu bölgelerdir.

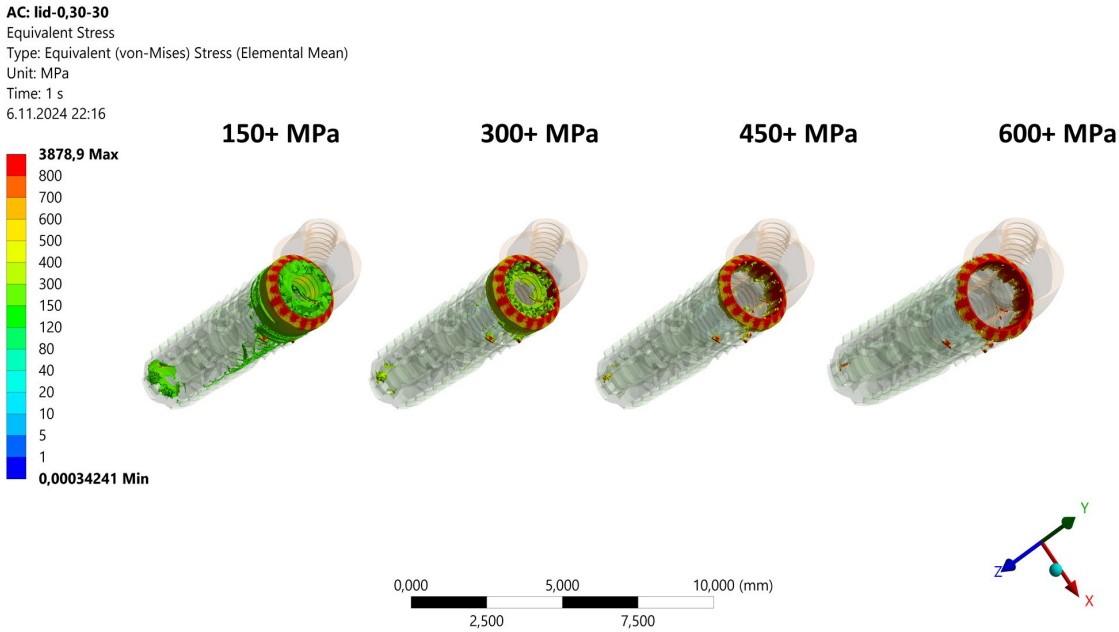


Şekil 3.131 Model 9 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.132 Model 9 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

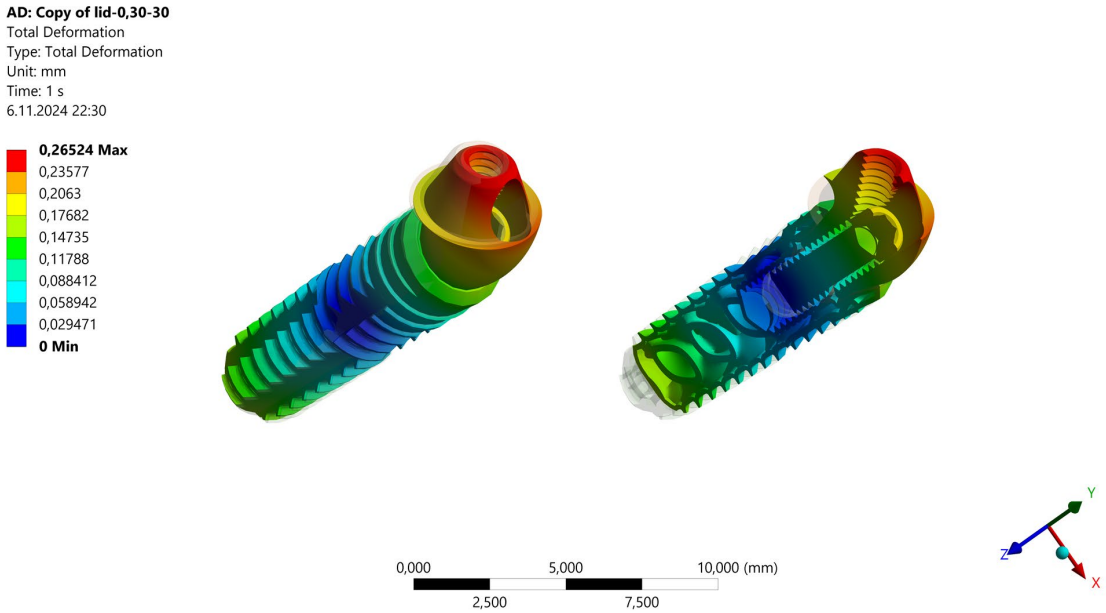
Model 9 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 1,7842 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.133)



Şekil 3.133 Model 9 İmplant Üzerine 150 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

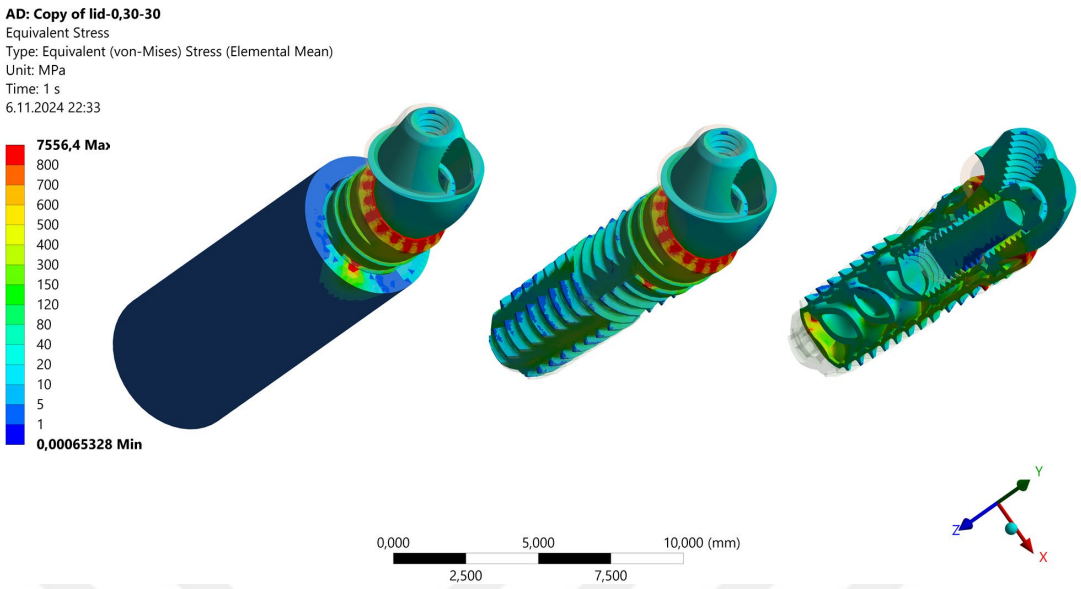
3.10.4.3.2. 300 N

Dental implant üzerinde uygulanan 300 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.134'te gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,26524 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

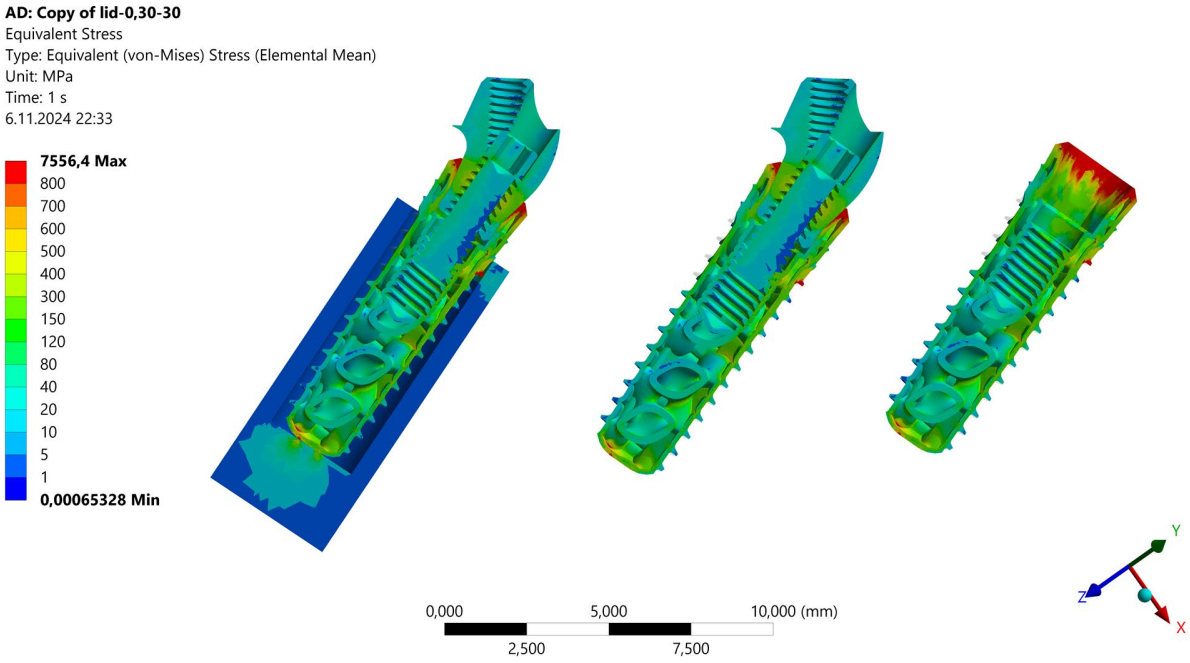


Şekil 3.134 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

300 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.135 ve Şekil 3.136'da gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler abutment ve implant bağlantı bölgesi (boyun kısmı), implantın yivli kısmındaki kemik temas bölgeleri ve implant başının yük uygulanan üst kısmı gerilimin yoğun olduğu bölgelerdir.

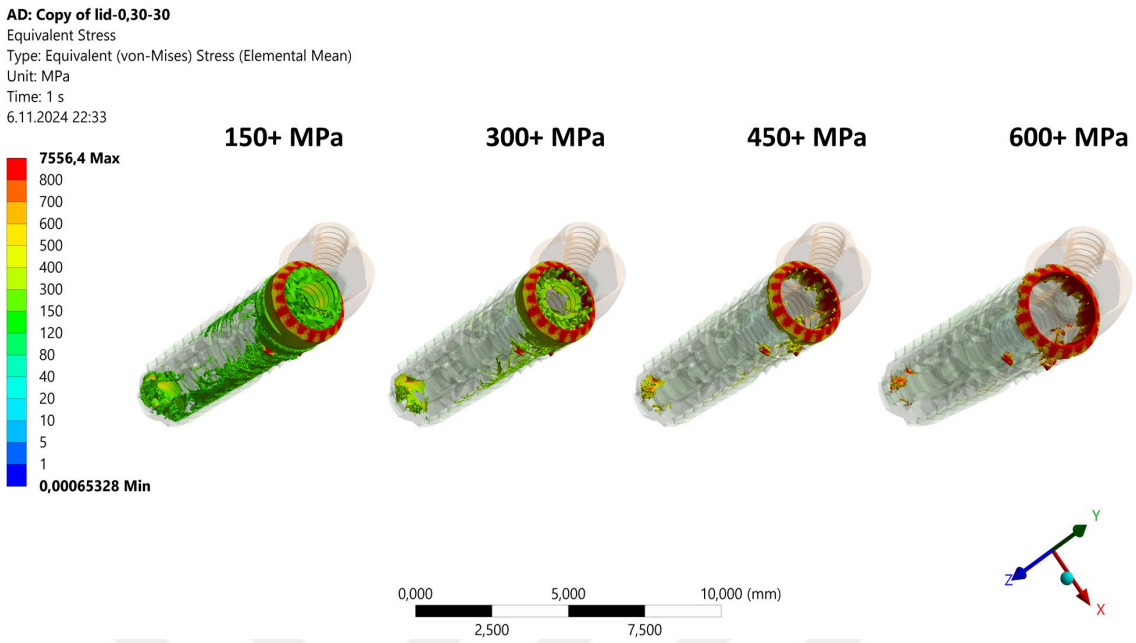


Şekil 3.135 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.136 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

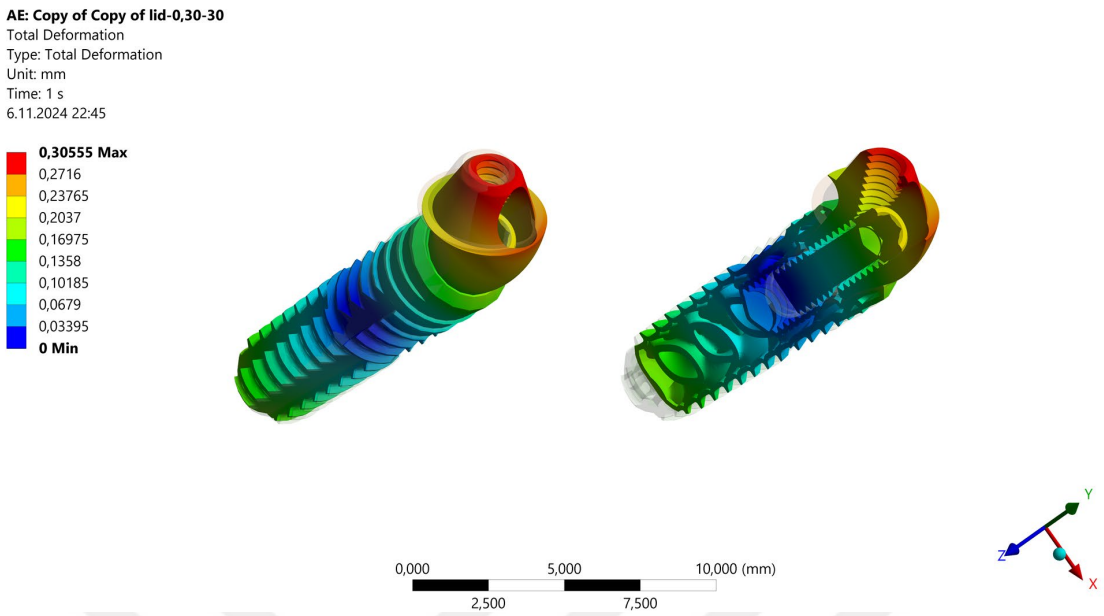
Model 9 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 2,8698 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.137)



Şekil 3.137 Model 9 İmplant Üzerine 300 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

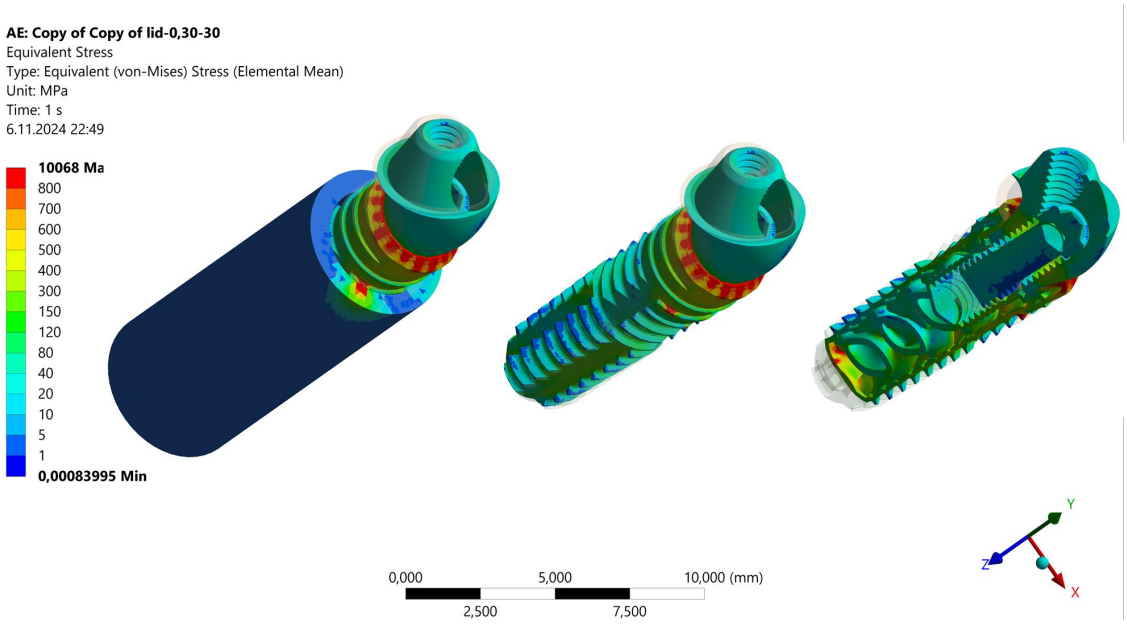
3.10.4.3.3. 400 N

Dental implant üzerinde uygulanan 400 N'lik kuvvet sonucunda oluşan toplam deformasyon dağılımı Şekil 3.138'de gösterilmektedir. Analiz sonucunda, maksimum deformasyon 0,30555 mm çıkmıştır ve implantın üst kısmına yakın bölgede meydana geldiği görülmektedir. Bu bölge, kuvvetin uygulandığı yere en yakın olduğu ve yük aktarımının en yoğun şekilde gerçekleştiği bölgedir.

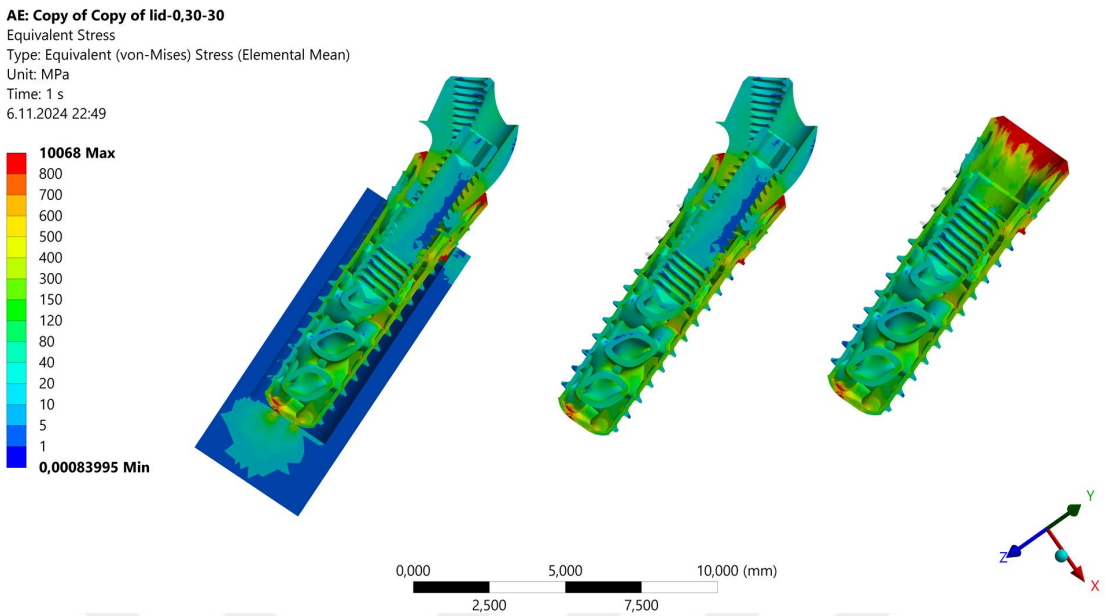


Şekil 3.138 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen Deformasyon

400 N'lik kuvvetin uygulanması sonucunda dental implantta oluşan von-Mises gerilim dağılımı Şekil 3.139 ve Şekil 3.140'ta gösterilmiştir. Gerilimin yoğunlaştığı bölgeler abutment ve implant bağlantı bölgesi (boyun kısmı), implantın yivli kısmındaki kemik temas bölgeleri ve implant başının yük uygulanan üst kısmı gerilimin yoğun olduğu bölgelerdir.

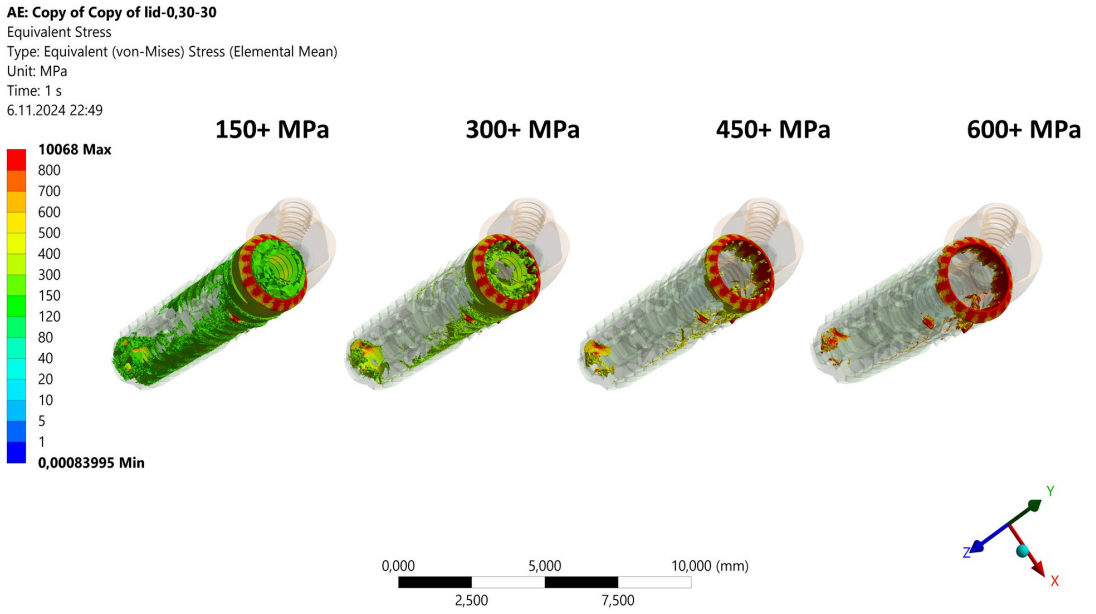


Şekil 3.139 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri



Şekil 3.140 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Sonucu İmplant Kesitinde Meydana Gelen von-Mises Gerilme Değerleri

Model 9 implant modelinde 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 2,0539 mm3 ölçüldü. (Şekil 3.141)



Şekil 3.141 Model 9 İmplant Üzerine 400 N Kuvvet Uygulanması Sonucu İmplantta 4 Farklı MPa Üzeri Gerilme Alanları

Üç analizde de implantta yük arttıkça, gerilim yoğunluğunun en çok arttığı bölge abutment ile implantın bağlantı noktasıdır. Yivli bölgelerde de gerilim artışı doğru orantılı

şekilde artmaktadır.

Model 9 implant modelinde 400 N kuvvet uygulanması sonucu 600 MPa üzerinde gerilme kuvveti alan bölgelerin hacmi 2,0539 mm^3 olarak ölçüldü. (Şekil 3.141) Aynı implanta 300 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 2,8698 mm^3 ve 150 N kuvvet uygulandığında oluşan hacim 1,7842 mm^3 olarak ölçülmüştü.

Artan yük altında gerilme, tüm yapıya yayılmak yerine belirli kritik noktalarda yoğunlaşmaktadır. Bu bölgelerde malzeme elastik sınırını aşıp plastik davranış sergilemeye başladığında, lineer elastik analiz yaklaşımı bu plastisiteyi hesaba katamaz. Bu nedenle, 400N yük altında, 600 MPa üzerindeki gerilme alanı, tüm yüzeye yayılmayıp sadece birkaç elemanda toplanmakta ve toplam hacmi küçülmüş gibi görünmektedir. Başka bir deyişle, analiz yöntemi plastikleşmeyi modellemediği için yüksek gerilim bölgeleri hacimsel olarak daralarak daha "yoğun" bir dağılım sergilemektedir.

4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

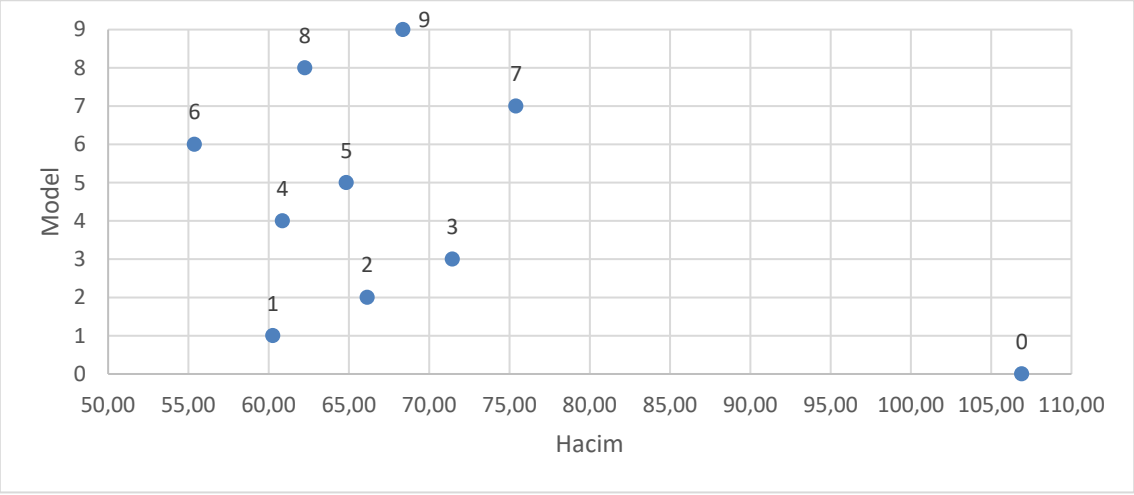
4.1. Analiz Sonuçları

Uygulanan farklı kafes yapıları ile fixture parçalarının her modelinde farklı hacimler çıkmaktadır. Farklı kafes yapılarında tasarlanmış implant modellerinin toplam hacimlerini değerlendirmektedir. İncelenmiş olan 3 farklı kafes yapı tiplerinde her bir model için farklı iç kalınlık ve farklı doluluk oranları olduğundan dolayı hacimlerindeki değişiklikler Tablo 4-1'de görülmektedir. Her bir model, belirli bir katman kalınlığı ve doluluk oranı aralığında optimize edilmiştir.

Tablo 4-1 Modellerin Hacim Kıyaslamaları

			Toplam Hacim (mm3)
Dolu İmplant			106,91
Gyroid	**Model 1**	0,15-%20	60,265
	Model 2	0,20-%30	66,142
	Model 3	0,30-%40	71,453
Schwarz P	**Model 4**	0,15-%30	60,866
	Model 5	0,20-%40	64,845
	Model 6	0,30-%20	55,379
Lidinoid	**Model 7**	0,15-%40	75,41
	Model 8	0,20-%20	62,259
	Model 9	0,30-%30	68,374

Tablo 4-2 Model-Hacim Grafiği



ANSYS ortamında yapılan statik analizleri değerlendirilmiştir. 150 N yük altında deformasyon miktarları ve 600 MPa üzerindeki gerilim bölgeleri incelenmiştir.

150 N da deformasyon sonuçları değerlendirildiğinde, Gyroid yapıları genel olarak düşük deformasyon değerlerine sahip çıkmaktadır. Model 2, 0,17644 mm ile en düşük deformasyona uğrayan Gyroid modelidir. Schwarz P yapıları da benzer şekilde düşük deformasyon göstermiş olup, en iyi performansı 0,18043 mm ile Model 5 sunmuştur. Lidinoid yapıları arasında ise Model 8, 0,22483 mm ile en yüksek deformasyona sahipken, Model 9 0,19752 mm ile daha dengeli bir yapı sunmaktadır. Genel olarak Schwarz P modellerinin en düşük deformasyon değerlerine sahip olduğu görülmektedir.

600 MPa üzeri gerilim hacmi açısından sonuçlar incelendiğinde, Lidinoid Model 7 dikkat çekici bir şekilde 6,52 mm^3 ile en yüksek kritik gerilim bölgesine sahiptir. Bu, yapısal olarak gerilim yoğunlaşmasına bağlı olarak kırılma veya başarısızlık riski taşıdığını göstermektedir. Öte yandan, Schwarz P Model 5 0,1068 mm^3 ile en düşük kritik gerilim hacmine sahip olup, yük altında en dayanıklı model olarak öne çıkmaktadır.

Bu sonuçlar, implant tasarımında kafes yapısının ve doluluk oranlarının mekanik dayanıklılığı büyük ölçüde etkilediğini göstermektedir. Schwarz P modeli, genel olarak düşük deformasyon ve düşük kritik gerilim hacmi ile en dengeli ve güvenilir yapı olarak değerlendirilebilir. Lidinoid yapıların bazı modelleri yüksek gerilim yoğunluğu nedeniyle kırılma riski taşıyabilirken, Gyroid yapılarının belirli doluluk oranlarında stabil performans sunduğu görülmektedir.

Tablo 4-3 150N Kuvvet Altında Yapılardaki Deformasyonlar Ve 600 MPa Üzeri Hacimler

			150 N	
			Deformasyon Miktarı (mm)	**600 MPa Üzeri Hacim (mm3)**
Dolu İmplant			0,31729	0,0566
Gyroid	**Model 1**	0,15-%20	0,19726	0,1176
	Model 2	0,20-%30	0,17644	0,1213
	Model 3	0,30-%40	0,18916	0,1219
Schwarz P	**Model 4**	0,15-%30	0,18066	0,1402
	Model 5	0,20-%40	0,18043	0,1068
	Model 6	0,30-%20	0,18377	0,1186
Lidinoid	**Model 7**	0,15-%40	0,20043	6,52
	Model 8	0,20-%20	0,22483	1,1144
	Model 9	0,30-%30	0,19752	1,7842

300 N yük altında deformasyon açısından değerlendirildiğinde, dolu implant modeli 0,33008 mm ile en yüksek deformasyona uğrayan yapı olmuştur. Kafes yapılar içinde en düşük deformasyonu 0,2107 mm ile Schwarz P Model 4 göstermiştir, bu da Schwarz P yapılarının yük altında daha stabil olduğunu göstermektedir. Gyroid modelleri arasında Model 2 (0,22169 mm) ve Model 3 (0,22557 mm) görece düşük deformasyon sergileyerek dengeli bir yapı sunduğu görülmüştür. Lidinoid Model 8 ise 0,30794 mm ile en yüksek deformasyona sahip kafes modelidir ve mekanik açıdan zayıf bir yapı gösterebilir.

600 MPa üzeri gerilim hacmi açısından, Lidinoid Model 7 (6,0062 mm^3) ve Lidinoid Model 9 (2,8698 mm^3) kritik gerilim yoğunluğu açısından en yüksek değerlere sahip olup, bu modellerin yük altında başarısızlık riski taşıdığı görülmektedir. Schwarz P Model 6,

0,235 mm³ ile nispeten düşük gerilim yoğunluğuna sahiptir ve yük altında daha güvenilir olabilir. Gyroid modelleri arasında Model 3 (0,1422 mm³) en düşük kritik gerilim bölgesine sahip olup dayanıklılık açısından avantajlıdır.

Genel olarak, Schwarz P modelleri düşük deformasyon ve düşük kritik gerilim hacmi ile yük altında en dengeli performansı sunmaktadır. Gyroid yapıları da belirli doluluk oranlarında başarılı bir mekanik dayanım göstermektedir. Lidinoid yapıları ise yüksek gerilim yoğunluğu nedeniyle mekanik zayıflık sergileyebilir.

Tablo 4-4 300N Kuvvet Altında Yapılardaki Deformasyonlar Ve 600 MPa Üzeri Hacimler

			300 N	
			Deformasyon Miktarı (mm)	**600 MPa Üzeri Hacim (mm3)**
Dolu İmplant			0,33008	0,0944
Gyroid	**Model 1**	0,15-%20	0,24277	0,1777
	Model 2	0,20-%30	0,22169	0,1652
	Model 3	0,30-%40	0,22557	0,1422
Schwarz P	**Model 4**	0,15-%30	0,21071	0,2044
	Model 5	0,20-%40	0,21448	0,1742
	Model 6	0,30-%20	0,23056	0,235
Lidinoid	**Model 7**	0,15-%40	0,24481	6,0062
	Model 8	0,20-%20	0,30794	1,3998
	Model 9	0,30-%30	0,26524	2,8698

400 N yük altında deformasyon açısından değerlendirildiğinde, dolu implant modeli 0,35183 mm deformasyon sergilemiştir. En düşük deformasyon değeri 0,17184 mm ile Gyroid Model 1'e aittir, bu da Gyroid yapısının belirli doluluk oranlarında iyi bir mekanik stabilite sunduğunu göstermektedir. Schwarz P modelleri ise özellikle Model 4 (8,4275

mm) ve Model 6 (8,2785 mm) ile oldukça yüksek deformasyon değerlerine sahiptir. Bu yüksek deformasyon, Schwarz P yapılarının bu tasarım parametreleriyle yeterince rijit olmadığını ve yük altında mekanik zayıflık gösterebileceğini düşündürmektedir. Lidinoid yapıları ise Model 7 (0,26822 mm) ve Model 9 (0,30555 mm) ile orta seviyede deformasyon göstermiştir.

600 MPa üzeri gerilim hacmi açısından incelendiğinde, Schwarz P modelleri, Model 4 (35,1353 mm^3) ve Model 6 (46,1697 mm^3) ile en yüksek kritik gerilim bölgelerine sahiptir. Bu modeller, gerilim yoğunlaşmasının fazla olduğu yapılardır ve yük altında başarısızlık riski taşımaktadır. Gyroid yapıları içinde Model 2 (0,3973 mm^3) ve Model 3 (0,3429 mm^3) daha düşük kritik gerilim hacmi sergileyerek güvenilir bir yapı sunduğunu göstermektedir. Lidinoid modelleri, 1,6294 mm^3 ile 2,0539 mm^3 arasında değişen kritik gerilim hacmi değerleriyle orta seviyede bir performans göstermiştir.

Genel olarak değerlendirildiğinde, Schwarz P modelleri yüksek deformasyon ve kritik gerilim hacmi nedeniyle mekanik olarak en zayıf yapılar arasında yer almıştır. Gyroid Model 2 ve Model 3, hem düşük deformasyon hem de düşük kritik gerilim bölgesi ile en dengeli ve güvenilir yapılar olarak öne çıkmaktadır. Lidinoid yapıları ise belirli doluluk oranlarında mekanik stabilite sunarken, kritik gerilim bölgeleri açısından dikkatle değerlendirilmelidir.

Tablo 4-5 400N Kuvvet Altında Yapılardaki Deformasyonlar Ve 600 MPa Üzeri Hacimler

			400 N	
			Deformasyon Miktarı (mm)	**600 MPa Üzeri Hacim (mm3)**
Dolu İmplant			0,35183	0,123
Gyroid	**Model 1**	0,15-%20	0,17184	1,8366
	Model 2	0,20-%30	0,2564	0,3973
	Model 3	0,30-%40	0,26547	0,3429

	Model 4	0,15-%30	8,4275	35,1353
Schwarz P	**Model 5**	0,20-%40	0,2478	0,4363
	Model 6	0,30-%20	8,2785	46,1697
	Model 7	0,15-%40	0,26822	5,353
Lidinoid	**Model 8**	0,20-%20	0,35829	1,6294
	Model 9	0,30-%30	0,30555	2,0539

4.2. Dolu Yapıya Kıyasla Hacimde ki Kazanç

Farklı kafes yapılarında tasarlanmış implant modellerinin toplam hacim, doluluk oranı ve malzeme tasarrufu (kazanç) açısından karşılaştırılması yapılmıştır. Tam dolu bir implant modeli referans alınarak, farklı kafes yapılara sahip modellerin hacim azalması ve doluluk oranları analiz edilmiştir.

Tam dolu implantın fixture hacmi 106,91 mm^3 olarak belirlenmiştir. Kafes yapı kullanımıyla bu hacim önemli ölçüde azalmış ve %52 ile %71 arasında değişen doluluk oranlarına sahip implant modelleri elde edilmiştir. En düşük hacimli model Schwarz P Model 6 (55,38 mm^3) olurken, en yüksek hacimli model Lidinoid Model 7 (75,41 mm^3) olarak kaydedilmiştir.

Gyroid modelleri, %56 ile %67 arasında değişen doluluk oranları sunarak, homojen bir yapısal dağılıma sahiptir.

Schwarz P modelleri, %52 ile %57 arasında değişen doluluk oranlarına sahip olup, en düşük doluluk oranına sahip model bu gruptan çıkmıştır.

Lidinoid modelleri, %58 ile %71 arasında değişen doluluk oranlarıyla, diğer modellere kıyasla daha yoğun bir iç yapıya sahiptir.

Kazanç oranları, implant tasarımlarında malzeme verimliliğini belirleyen kritik bir parametredir. En yüksek kazanç, %48 ile Schwarz P Model 6 tarafından sağlanmıştır. Bu model düşük hacmi ve düşük doluluk oranıyla, en ekonomik malzeme kullanımı

sunmaktadır. Öte yandan, Lidinoid Model 7 ise %29 ile en düşük kazanç oranına sahip olup, implantın toplam hacmi de en yüksek seviyededir.

Gyroid ve Schwarz P modelleri genel olarak %38 - %48 kazanç sağlarken, Lidinoid modelleri %29 - %42 arasında değişen değerler göstermektedir.

Schwarz P Model 6, en az malzeme tüketen ve en yüksek kazanç sağlayan model olarak öne çıkmaktadır.

Tablo 4-6 Hacim Kıyaslamaları İle Kazanç Oranı

			Toplam Hacim (mm3)	Dolu Yapı Yüzdelik	Kazanç
Dolu İmplant			106,91	100%	
Gyroid	**Model 1**	0,15-%20	60,27	56%	44%
	Model 2	0,20-%30	66,14	62%	38%
	Model 3	0,30-%40	71,45	67%	33%
Schwarz P	**Model 4**	0,15-%30	60,87	57%	43%
	Model 5	0,20-%40	64,85	61%	39%
	Model 6	0,30-%20	55,38	52%	48%
Lidinoid	**Model 7**	0,15-%40	75,41	71%	29%
	Model 8	0,20-%20	62,26	58%	42%
	Model 9	0,30-%30	68,37	64%	36%

Kazanç açısından en yüksek verime sahip olan Schwarz P Model 6 (%48 kazanç oranı) en düşük doluluk oranına sahiptir (%52). Ancak bu modelin yüksek yük altında ciddi deformasyonlara maruz kaldığı görülmektedir. 400 N yük altında 8,27 mm'yi aşan deformasyon miktarı, kafes yapının mekanik stabilitesinin yetersiz olduğunu göstermektedir. 600 MPa üzerindeki hacim değerleri de 46 mm^3 seviyesine ulaşarak dayanıklılık açısından büyük bir risk oluşturmuştur.

Öte yandan, Lidinoid Model 7 ve Model 8 yüksek yükler altında en az deformasyona sahip modeller olarak öne çıkmaktadır. Lidinoid Model 8'in kazanç oranı %42 olmasına rağmen 400 N yük altında sadece 0,35 mm deformasyon göstermesi, kafes yapının mükemmel mekanik dayanım sunduğunu kanıtlamaktadır. Bu sonuç, daha yüksek doluluk oranının (yaklaşık %58) implantın rijitliğini artırdığı ve malzeme azaltımına rağmen stabilitesini koruduğunu göstermektedir.

Mekanik dayanım ve malzeme tasarrufunu birlikte değerlendirdiğimizde, en iyi sonuçları veren model Lidinoid Model 8 olarak belirlenmiştir. Bu model; %42 malzeme kazancı sağlayarak optimum malzeme verimliliği sunmuştur. 400 N yük altında sadece 0,35 mm deformasyon göstererek mükemmel mekanik stabilite sağlamıştır. 600 MPa üzerindeki gerilim bölgeleri minimum seviyede kalarak dayanıklılığını kanıtlamıştır.

En kötü performansı gösteren model Schwarz P Model 6 olmuştur. Her ne kadar %48 malzeme tasarrufu sağlasa da yüksek yük altında aşırı deformasyon göstererek biyomekanik açıdan yetersiz bir yapı sergilemiştir.

Bu analizler, implant tasarımında sadece malzeme tasarrufuna odaklanmanın yeterli olmadığını, aynı zamanda mekanik stabilitenin de göz önünde bulundurulması gerektiğini göstermektedir. Lidinoid Model 8, en uygun doluluk oranı ve optimum kazanç seviyesiyle hem verimli hem de dayanıklı bir implant tasarımı sunmaktadır.

4.3. SLM Üretim Sonuçlarının Dijital Tasarım İle Kıyaslaması

Üretim süreci sonunda elde edilen Ti6Al4V numunelerinin toplam ağırlığı 4,26 gram olarak çıkmıştır. Tasarımda çıkartılan sonuçlar toplam 3,96 gram çıkmaktadır. Üretim sonrası malzemelerin toplam ağırlığı 0.3 gram fazlalığı bulunmaktadır. 1 takım dolu implant modeli tasarımda 0,71 gram gelirken kafes yapısına sahip implant modeli 0,61 gram gelmektedir. Bu değerler, kullanılan malzeme yoğunluğu (4,45 g/cm^3) ve üretim parametreleri dikkate alınarak belirlenmiştir.

Tablo 4-7 Üretimi Yapılan Parçaların Ağırlık Özellikleri

Parça Adı	Adet	Ağırlık (gr/adet)
Abutment	6	0,18
Screw	6	0,06
Original - Fixture	3	0,47
Schwarz - P - %40 - 0.2	3	0,37

Üretilen Ti6Al4V numunelerinin çekme dayanımı, kopma uzaması ve yoğunluk değerleri aşağıdaki tabloda sunulmaktadır:

Tablo 4-8 Ti6Al4V Üretim Sonuçları

Özellik	Elde Edilen Sonuç	Standart Değerler
Çekme dayanımı (MPa)	932,543	900-1050 MPa
Kopma Uzaması (%)	7,97%	%8-15
Yoğunluk (%)	99,85%	>%99

Elde edilen çekme dayanımı, ASTM standartlarında belirtilen aralığa uygundur. Kopma uzaması değeri ise standart değerin minimum seviyesi ile aynı değerdedir. Yoğunluk değeri ise beklenenin üzerindedir. Bu sonuçlar, SLM yönteminin Ti6Al4V alaşımının üretimi için uygun olduğunu göstermektedir.

4.4. Deformasyon Taguchi Sonuçları

Taguchi L9 ortogonal deney tasarımı doğrultusunda belirlenen parametre kombinasyonları, 300N yük altında analiz edilmiş ve elde edilen deformasyon verileri karşılaştırılmıştır. Bu değer, literatürde yetişkin bir bireyin ortalama çiğneme kuvveti olarak kabul edilmekte ve biyomekanik açıdan implant benzeri yapıların değerlendirilmesinde referans olarak kullanılmaktadır.

Üç farklı parametreye (kafes yapısı, iç kalınlık, doluluk oranı) sahip L9 Taguchi deney düzenine göre elde edilen deformasyon verileri analiz edilmiştir. Amaç, minimum deformasyon ile en dayanıklı yapının belirlenmesidir. Bu bağlamda, hem ana etkiler grafiği (ortalama değerler için) hem de sinyal/gürültü S/N oranlarına göre ana etkiler grafiği oluşturularak değerlendirme yapılmıştır. Kullanılan Taguchi yöntemi "daha küçük daha iyidir" sinyal/gürültü oranı yaklaşımına göre optimize edilmiştir.

Tablo 4-9 Deney Faktörleri ve Seviyeleri

Faktörler	**Birim**	**Level 1**	**Level 2**	**Level 3**
A: Kafes Yapılar	-	Gyroid	Schwarz-P	Lidinoid
B: İç Kalınlık	mm	0,15	0,2	0,3
C: Doluluk Oranı	%	20	30	40

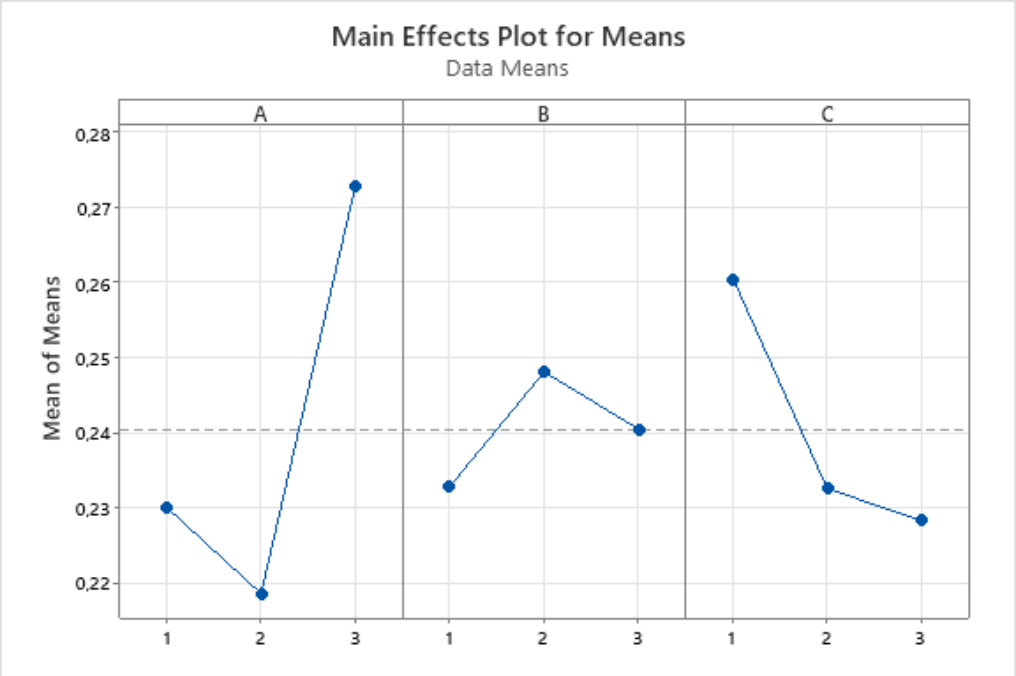
Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de parametre A (Kafes yapısı) incelendiğinde, Lidinoid (Seviye 3) yapının en yüksek deformasyon değerine ve en düşük S/N oranına sahip olduğu görülmektedir. Bu durum, Lidinoid yapının yük altındaki direncinin diğer yapılara kıyasla daha düşük olduğunu, dolayısıyla deformasyona daha açık olduğunu göstermektedir. En düşük deformasyon ortalaması ve en yüksek S/N oranı ise Schwarz P (Seviye 2) yapısında ulaşılmıştır. Bu sonuç, Schwarz P yapısının daha homojen yük dağılımı sağlaması nedeniyle mekanik dayanım açısından avantajlı olduğunu düşündürmektedir. Aynı zamanda bu düşük deformasyon değerlerini kararlı ve düşük varyasyonlu bir şekilde sağladığını göstermektedir.

Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de parametre B (İç kalınlık) için ise 0.15 mm (Seviye 1) kalınlıkta en düşük deformasyon ve en iyi S/N oranı değeri elde edilmiştir. İç kalınlığın artmasıyla birlikte deformasyon değerlerinde küçük artışlar gözlenmiştir. Bu sonuç, düşük iç kalınlıkta elde edilen deformasyonların hem düşük seviyede hem de daha az değişkenlik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Bundan dolayı yüksek iç kalınlıkların yapının rijitliğini artırmakla birlikte, belirli bir sınırın üzerinde elastik davranışları baskılayarak gerilim birikimine sebep olduğunu düşündürmektedir.

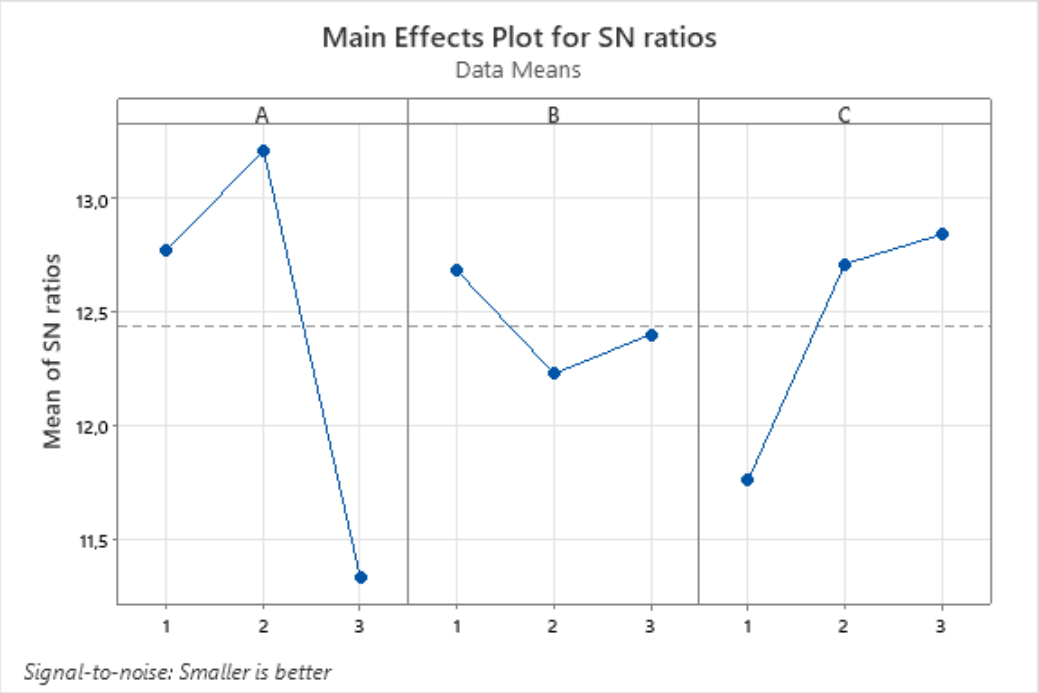
Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de parametre C (Doluluk oranı) açısından değerlendirildiğinde, deformasyonun en düşük olduğu seviye ve en yüksek S/N oranı %40 doluluk oranı (Seviye 3) olarak belirlenmiştir. Doluluk oranının artması, iç yapının yoğunlaşmasına ve yük taşıma kapasitesinin artmasına neden olmuş; bu da deformasyonun azalmasını sağlamıştır. En yüksek deformasyon ise %20 doluluk oranında gözlenmiştir.

Ortalama deformasyon değerleri ve S/N oranları göz önüne alındığında, optimum tasarım kombinasyonu aşağıdaki şekilde ortaya çıkmaktadır:

Kafes Yapısı: Schwarz P (A2)
İç Kalınlık: 0.15 mm (B1)
Doluluk Oranı: %40 (C3)

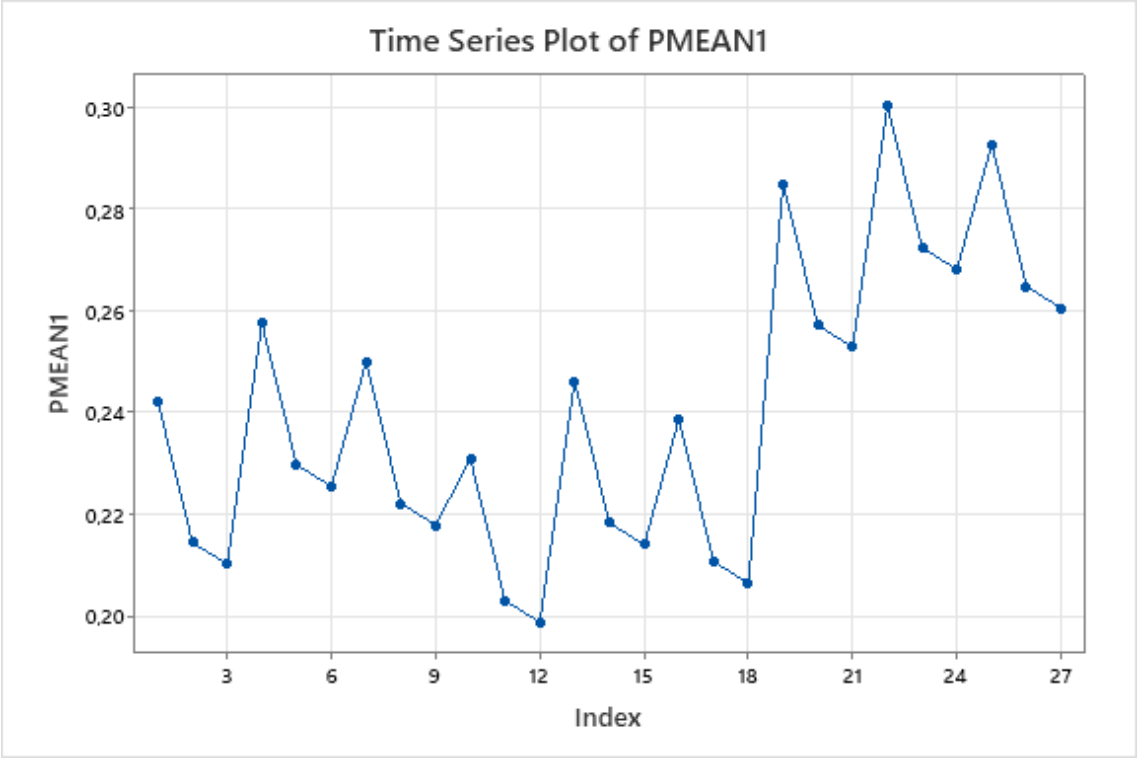


Şekil 4.1 L9 Ortalama 300N Deformasyon Değerleri



Şekil 4.2 L9 S/N Oranı Değerleri

Taguchi L27 ortogonal deney tasarımıyla elde edilen PMEAN1 (ortalama deformasyon) değerlerinin zaman serisi grafiği değerlendirilmiştir. (Şekil 4.3) L27 dizisi, üç parametreye (her biri üç seviyeli) dayalı olarak deney kombinasyonlarının genişletilmesiyle elde edilmiştir. Bu tür bir yaklaşım, daha fazla deney koşulu sağlayarak faktörlerin etkilerinin daha hassas ve güvenilir biçimde analiz edilmesine imkân tanır. Elde edilen zaman serisi verisi 27 farklı deney sonucunu içermektedir. Elde edilen bulgulara göre en uygun yapı, 12. deney indeksinde yer alan Schwarz P tipi kafes geometrisine sahip, 0.15 mm iç kalınlıkta ve %40 doluluk oranıyla üretilmiş yapıdır. Bu yapı A2-B1-C3 kombinasyonundadır ve minimum deformasyon değerine ulaşmakla birlikte yapısal bütünlük açısından da tercih edilmesi gereken seçenektir.



Şekil 4.3 L27 Ortalama Deformasyon Zaman Serisi Grafiği

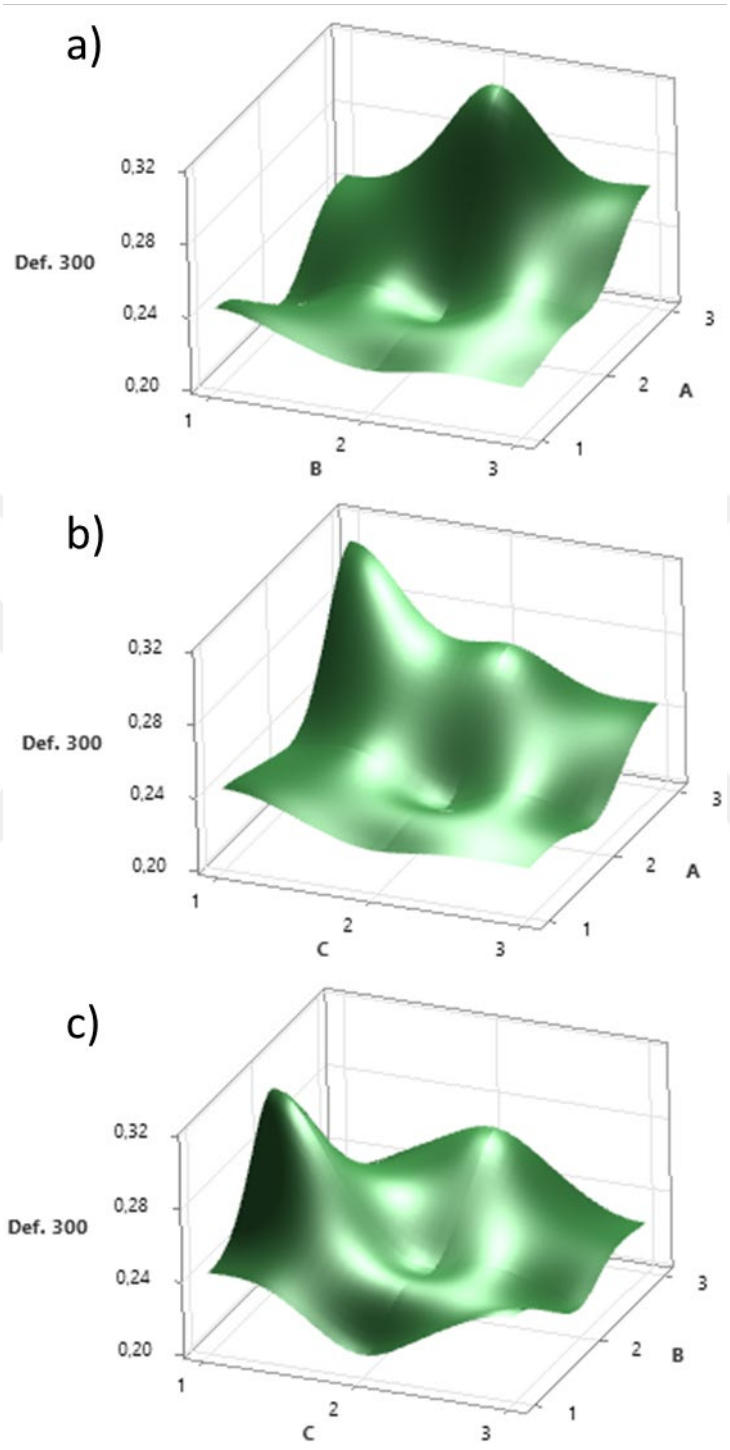
3D yüzey grafikleri (surface plots), Taguchi L9 deney tasarımına göre gerçekleştirilen deneylerin çıktıları doğrultusunda oluşturulmuştur. Her grafik, iki parametrenin birlikte değişimi sırasında oluşan deformasyon (Def. 300) değerlerini yansıtmaktadır. Grafikler; parametreler arasındaki etkileşimi görsel olarak incelemek ve minimum deformasyon sağlayan parametre kombinasyonlarını belirlemek açısından önemli bir rol oynamaktadır.

Şekil 4.4'te a kısmında yer alan üç boyutlu yüzey grafiği, birinci parametre olan kafes tipi (A) ile ikinci parametre olan iç kalınlık (B) faktörlerinin deformasyon üzerindeki etkisini göstermektedir. Eksenler incelendiğinde, x ekseni iç kalınlık seviyelerini (0.15, 0.2, 0.3 mm), y ekseni ise kafes tipi seviyelerini (Gyroid, Schwarz-P, Lidinoid) temsil etmektedir. Grafikte deformasyon değerlerinin dağılımına bakıldığında, özellikle Lidinoid (A3) kafes yapısının, yüksek iç kalınlık değeriyle (B2 – 0.2 mm) birlikte kullanıldığında deformasyonun belirgin şekilde arttığı görülmektedir. Öte yandan, Schwarz-P (A2) kafes yapısı ile düşük iç kalınlık (B1 – 0.15 mm) kombinasyonunun nispeten daha düşük deformasyon değerleri oluşturduğu görülmektedir.

Şekil 4.4'te b kısmında ki yüzey grafiği, kafes tipi (A) ile doluluk oranı (C) faktörlerinin birlikte deformasyona etkisini sunmaktadır. Bu grafikte x ekseni doluluk oranı seviyelerini (%20, %30, %40), y ekseni ise yine kafes tipi seviyelerini göstermektedir. Grafiğe göre, deformasyonun özellikle Lidinoid (A3) kafes yapısıyla ve yüksek doluluk oranlarında (%20 – C1) arttığı gözlemlenmiştir. Buna karşılık Schwarz-P (A2) kafes yapısı ile düşük doluluk oranlarının (%40 – C3) kombinasyonu, deformasyonu minimize eden alanları oluşturmuştur.

Şekil 4.4'te c kısmında yer alan yüzey grafiği ise iç kalınlık (B) ve doluluk oranı (C) parametrelerinin birlikte deformasyon üzerindeki etkisini göstermektedir. Grafik genel olarak incelendiğinde, iç kalınlık (B2 – 0.2 mm) ve doluluk oranı (C1 – %20) kombinasyonunun deformasyonu artırdığı anlaşılmaktadır. Öte yandan, düşük iç kalınlık (B1) ve düşük doluluk oranı (C3) kombinasyonunun daha düşük deformasyon değerleri oluşturduğu bölgeler de gözlemlenmiştir.

Şekil 4.4 3D Yüzey Grafikleri



Kullanılan farklı parametrelerin mekanik performans üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla varyans analizi (ANOVA) gerçekleştirilmiştir.

ANOVA Tablo 4-10'da incelendiğinde, A faktörünün varyans üzerindeki etkisinin diğer faktörlere kıyasla daha belirgin olduğu gözlemlenmiştir. A faktörü için elde edilen F-değeri 13,12 olup, bu değere karşılık gelen P-değeri 0,071 olarak hesaplanmıştır. Bu sonuç, A faktörünün etkisinin istatistiksel olarak %5 anlamlılık seviyesinin üzerinde olmasına rağmen, sınıra oldukça yakın olduğunu ve etkili bir parametre olabileceğini göstermektedir. Özellikle düşük örneklem hacmi ve sınırlı tekrar sayısı göz önünde bulundurulduğunda, A faktörünün potansiyel etkisi fazla olduğu görülmektedir.

Tablo 4-10 Deformasyon ANOVA Sonuçları

Source	**Degree of Freedom**	**Sum of Square**	**Mean Square**	**F Value**	**P Value**	**Contribution**
Kafes Yapılar (A)	2	0,004875	0,002437	13,12	7,1%	65,68%
İç Kalınlık (B)	2	0,00035	0,000175	0,94	51,5%	4,71%
Doluluk Oranı (C)	2	0,001828	0,000914	4,92	16,9%	24,63%
Error	2	0,000371	0,000186			5%
Total	8	0,007424				100%

Varyans analizi sonrası elde edilen modelin istatistiksel uygunluğu da ayrıca değerlendirilmiştir. Tablo 4-11'de modelin determinasyon katsayısı (R^2) %95,00 olup, bağımlı değişkenin toplam varyansının büyük bir kısmının açıklanabildiğini göstermektedir. Düzenlenmiş R^2 (R^2(adj)) değeri ise %79,99'dur ve bu değer, modeldeki serbestlik derecelerine bağlı düzeltmeyi yansıtmaktadır. Bu kapsamda, modelin deneysel veriye oldukça iyi uyum sağladığı söylenebilir.

Tablo 4-11 Model Uyumluğu ve Regresyon Sonuçları

S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)
0,0136279	95,00%	79,99%	0,00%

4.5. Gerilim Taguchi Sonuçları

Taguchi L9 ortogonal deney tasarımı kapsamında oluşturulan parametre kombinasyonları, her bir numuneye 300 N kuvvet uygulanarak analiz edilmiş ve elde edilen gerilim sonuçları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Uygulanan bu kuvvet değeri, literatürde yetişkin bireyler için ortalama çiğneme kuvveti olarak tanımlanmakta olup, implant benzeri biyomekanik yapıların performans analizlerinde yaygın bir referans olarak kullanılmaktadır.

Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da "Main Effects Plot for Means" ile "Main Effects Plot for SN Ratios" grafikleri görülmektedir. Bu grafikler her bir parametre seviyesinin elde edilen ortalama gerilim (stress) üzerindeki etkisini göstermektedir. Means (Ortalama) grafiği mekanik yükleme altında numunelerde oluşan gerilim seviyelerinin ortalamasını ifade etmektedir. Bu bağlamda, ortalama gerilim değerinin düşük olması, yapının uygulanan yüke karşı daha az zorlandığını ve dolayısıyla daha iyi performans sergilediğini göstermektedir. S/N oranı grafiği "Smaller is better" (daha küçük değer daha iyidir) kriterine göre oluşturulmuş olup, her parametrenin varyasyonlara karşı ne kadar dayanıklı olduğunu analiz etmeye yardımcı olur. Bu bağlamda, S/N oranı ne kadar yüksekse, sistem o kadar iyi performans göstermektedir**.**

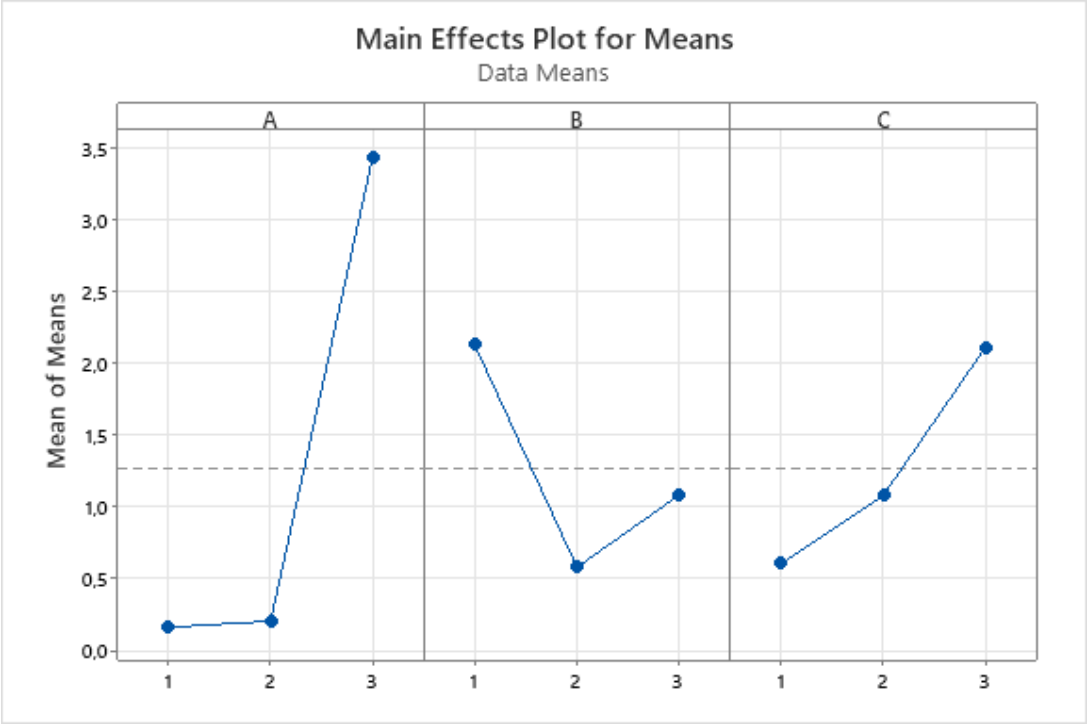
Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da parametre A (Kafes Yapısı Türü) incelendiğinde grafik üzerinde açıkça görüldüğü üzere, en düşük ortalama gerilim değeri ve S/N oranı en yüksek Gyroid (A1) yapısında gözlenmiştir. Schwarz-P (A2) yapısı bu değeri takiben gelmektedir. Ancak Lidinoid (A3) yapısı, ortalama gerilim değeri oldukça yüksek çıkmaktadır ve S/N oranı çok düşük gelmektedir. Bu durum, Gyroid ve Schwarz-P yapıların, özellikle yük altında daha homojen stres dağılımı sağlayarak gerilime karşı daha dirençli olduklarını göstermektedir. Lidinoid yapılar ise düzensiz geometriye sahip olmaları sebebiyle gerilimi lokal olarak yoğunlaştırarak yapısal zayıflığa neden olabilmektedir.

Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da parametre B (İç Kalınlık) gözlemlendiğinde 0.2 mm iç kalınlığa sahip numuneler (B2), en düşük ortalama gerilim değerini ve en yüksek S/N oranını vermiştir. Bu kalınlık düzeyinin hem yeterli yapısal dayanıklılık sağlaması hem de aşırı rijitlik oluşturmadan enerji absorpsiyonuna izin vermesi nedeniyle optimum bir denge sağladığı düşünülmektedir. Diğer kalınlık seviyelerinde (0.15 mm ve 0.3 mm), gerilim değerleri daha yüksek çıkmıştır. 0.15 mm düşük kalınlık yapının zayıf kalmasına, 0.3 mm ise daha sert ancak kırılgan bir yapı oluşmasına neden olabilmektedir.

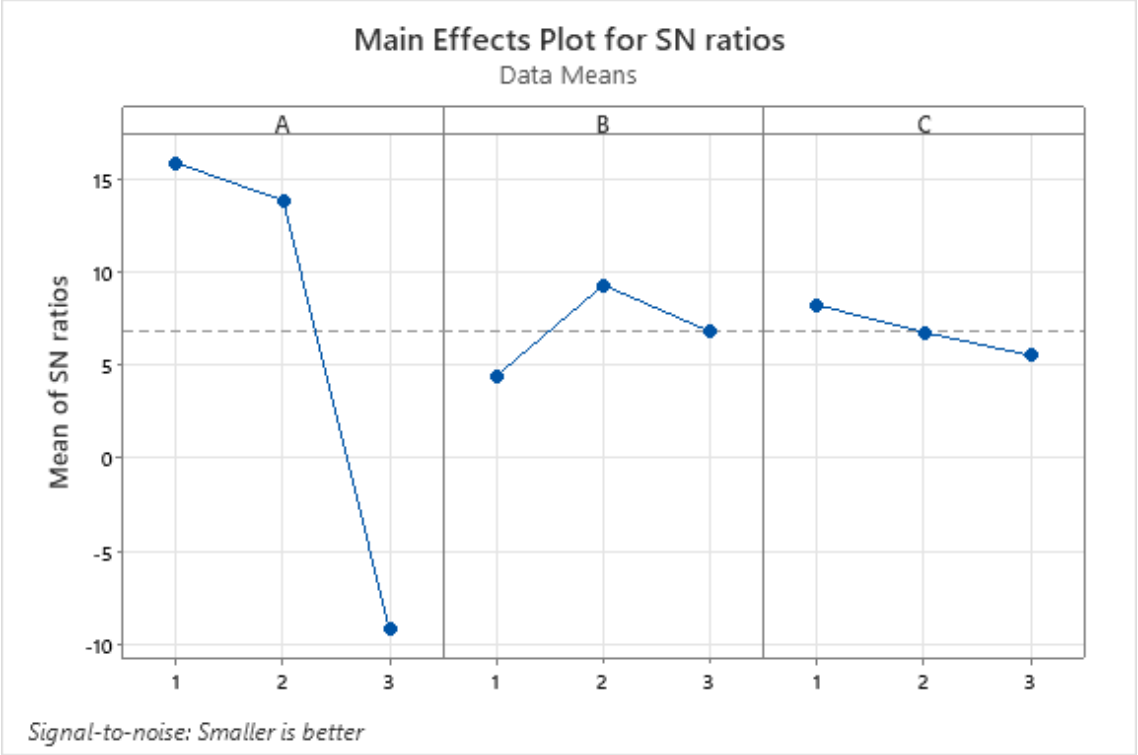
Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da parametre C (Doluluk Oranı) açısından değerlendirildiğinde en düşük ortalama gerilim ve en yüksek S/N oranı %20 doluluk oranında (C1) elde edilmiştir. Bu sonuç, yapının daha az malzeme içermesiyle birlikte, ağırlığın azalması ve yük taşıma kapasitesinin dengelenmesi yapının gerilime karşı kararlılığını artırmıştır. Daha yüksek doluluk oranlarında (%30 ve %40), yapılar daha ağır ve sert olmakta, bu da uygulanan yük altında daha fazla gerilime yol açmaktadır.

Ortalama gerilim değerleri ve S/N oranları göz önüne alındığında, optimum tasarım kombinasyonu aşağıdaki şekilde ortaya çıkmaktadır:

Kafes Yapısı: Gyroid (A1)
İç Kalınlık: 0.2 mm (B2)
Doluluk Oranı: %20 (C1)



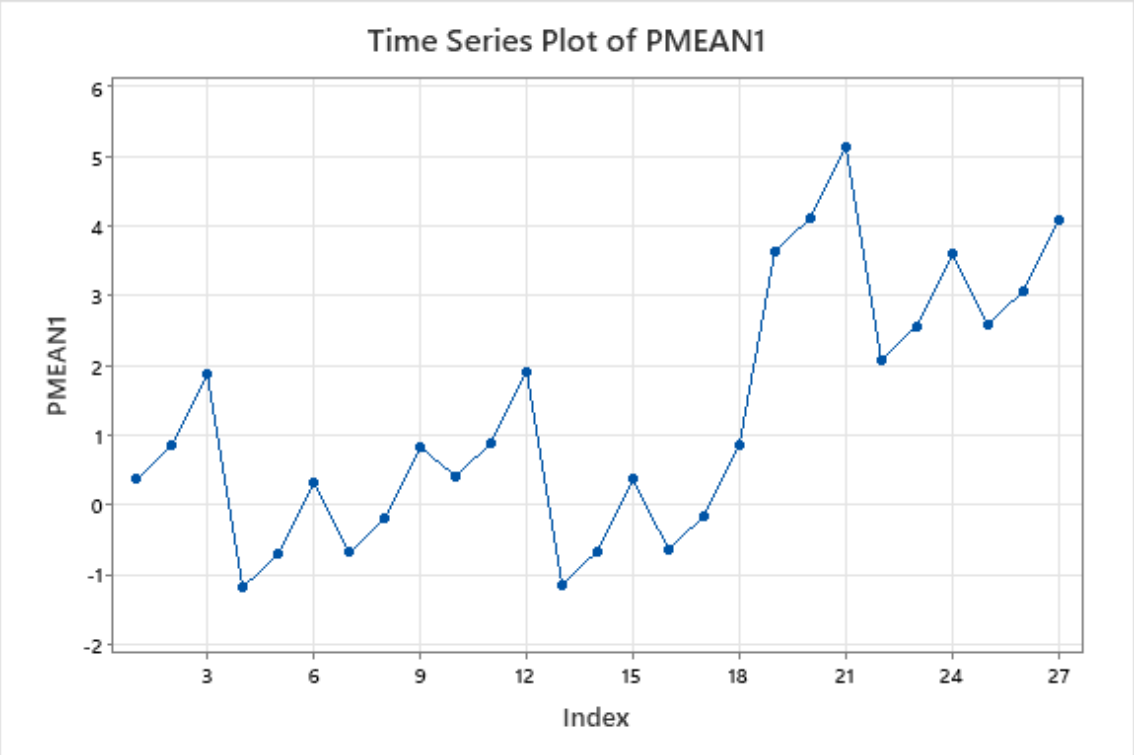
Şekil 4.5 L9 Ortalama +600 Gerilme Alanı Değerleri



Şekil 4.6 L9 S/N Oranı Değerleri

L9 ortogonal deney tasarımının üç seviyeli ve üç faktörlü yapısı, her bir deney kombinasyonunun üç tekrar ile genişletilerek L27 düzeyine çıkarılması sonucunda elde edilen verilerin zaman serisi grafiği analiz edilmiştir. Grafik, her bir deney tekrarı sırasındaki ortalama gerilim değerlerinin (PMEAN1) zamana (veya sıra indeksine) göre değişimini göstermektedir. Buradaki analiz, yapısal davranışın kararlılığı, varyasyon eğilimleri ve deneysel tekrarlardaki tutarlılığı ortaya koyma açısından önemlidir.

Elde edilen zaman serisi verisi 27 farklı deney sonucunu içermektedir. Elde edilen bulgulara göre en uygun yapı, 4. deney indeksinde yer alan Gyroid-0,20-%20 yapısıdır. Bu yapı A1-B2-C1 kombinasyonundadır ve minimum gerilim değerine ulaşmakla birlikte yapısal bütünlük açısından da tercih edilmesi gereken seçenektir.



Şekil 4.7 L27 Ortalama +600 Gerilim Hacmi Zaman Serisi Grafiği

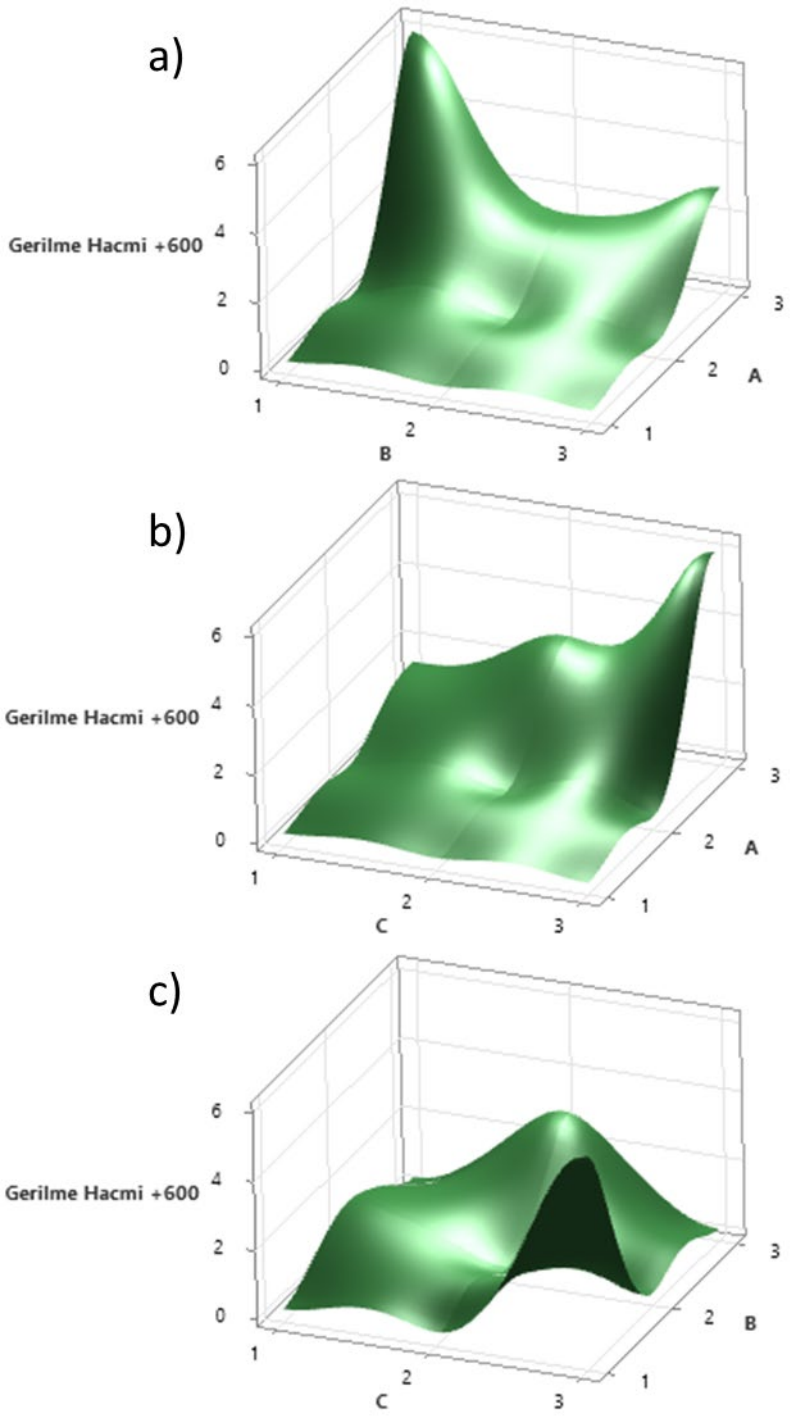
Taguchi L9 ortogonal dizisi kullanılarak gerçekleştirilen deneysel analiz sonuçlarına göre elde edilen gerilme hacmi değerleri doğrultusunda üç farklı 3D yüzey grafiği oluşturulmuştur. Grafikler, ortaya çıkan 600MPa üzeri gerilme hacmi değerlerindeki

değişimi temsil etmektedir. Bu bağlamda, optimum yapı minimum gerilme hacmi oluşturan parametre kombinasyonuna sahip yapı olarak değerlendirilmiştir.

Şekil 4.8'de a kısmında kafes tipi (A) ile iç kalınlık (B) parametrelerinin birlikte gerilim üzerindeki etkisi incelenmiştir. X ekseni iç kalınlık seviyelerini, Y ekseni ise kafes tipi seviyelerini göstermektedir. En düşük gerilim, Gyroid (A1) kafes tipi ile yüksek iç kalınlık (B2 – 0.2 mm) kombinasyonunda elde edilmiştir. Buna karşılık, en yüksek gerilim değeri, Lidinoid (A3) yapısının düşük iç kalınlık (B1 – 0.15 mm) ile kullanıldığı durumda gözlemlenmiştir. Bu durum, iç kalınlık arttıkça gerilimin azaldığını, ancak bu etkinin kafes geometrisine bağlı olarak farklılık gösterebildiğini ortaya koymaktadır.

Şekil 4.8'de b kısmında yer alan grafikte kafes tipi (A) ile doluluk oranı (C) parametrelerinin gerilim üzerindeki etkisi gösterilmektedir. X ekseni doluluk oranlarını (%20, %30, %40), Y ekseni kafes tiplerini temsil etmektedir. Lidinoid (A3) yapısı ile yüksek doluluk oranı (C3) kombinasyonu en yüksek gerilimi sağlamıştır. Öte yandan, Gyroid (A1) yapısında en düşük doluluk oranı (C1) ile görülmektedir. Bu sonuç, doluluk oranının artmasının yapısal dayanımı artırdığını, ancak bu etkinin kafes geometrisine bağlı olduğunu göstermektedir.

Şekil 4.8'de c kısmında yer alan grafikte iç kalınlık (B) ile doluluk oranı (C) parametrelerinin birlikte gerilime etkisi incelenmiştir. X ekseni doluluk oranlarını, Y ekseni iç kalınlık seviyelerini göstermektedir. En yüksek gerilim, iç kalınlık (B1) 0,15mm olduğunda ve yüksek doluluk oranı (C3) kombinasyonunda elde edilmiştir. Tersine, iç kalınlık parametresinin 0,2 (B2) olduğu durumda ve doluluk oranının en düşük seviyede olduğu (C1) durumda gerilim minimum düzeydedir. Bu da kalınlık ve doluluğun birlikte artmasının yapısal stabiliteyi olumlu etkilediğini ortaya koymaktadır.



Şekil 4.8 3D Yüzey Grafikleri

Kullanılan farklı parametrelerin mekanik performans üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla varyans analizi (ANOVA) gerçekleştirilmiştir.

ANOVA Tablo 4-12'de incelendiğinde, yapılan varyans analizi sonucunda, implant tasarımında kullanılan kafes yapı geometrilerinin (A) mekanik performans üzerinde önemli düzeyde etkili bir parametre olduğu gözlemlenmiştir. Bu faktöre ait Sum of Squares değeri 21,026 olup, bu değer toplam varyansın büyük bir bölümünü açıklamaktadır. Ayrıca, F-değeri 5,56 ile diğer parametrelere kıyasla en yüksek değere sahiptir ve bu da kafes yapı değişimlerinin deneysel yanıt üzerinde anlamlı düzeyde bir değişiklik yarattığını göstermektedir. Her ne kadar P-değeri %15,2 ile %5 anlamlılık sınırının üzerinde yer alsa da bu değer istatistiksel anlamlılık eşiğine oldukça yakın bir düzeyde seyretmekte olup, kafes yapı geometrisinin dikkate değer bir etki yarattığını desteklemektedir. Bu sonuçlar, özellikle kafes yapı konfigürasyonunun implantların mekanik davranışı üzerinde belirleyici bir faktör olabileceğini ortaya koymaktadır.

Tablo 4-12 Gerilim ANOVA Sonuçları

Source	Degree of Freedom	Sum of Square	Mean Square	F Value	P Value	Contribution
Kafes Yapılar (A)	2	21,026	10,513	5,56	15,2%	65,50%
İç Kalınlık (B)	2	3,751	1,875	0,99	50,2%	11,70%
Doluluk Oranı (C)	2	3,543	1,771	0,94	51,6%	11,00%
Error	2	3,782	1,891			11,8%
Total	8	32,101				100%

Varyans analizi sonrası yapılan regresyon analizinden elde edilen sonuçlara göre, modelin determinasyon katsayısı (R^2) değeri %88,22 olarak bulunmuştur. Bu oran, bağımlı değişkendeki toplam değişimin %88,22'sinin modele dahil edilen bağımsız değişkenler tarafından açıklandığını göstermektedir. Bu oldukça yüksek bir açıklayıcılık oranıdır ve modelin veriye genel anlamda iyi uyum sağladığını ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, modelin karmaşıklığına bağlı olarak düzeltilmiş R^2 (Adjusted R^2) değeri %52,88 olarak hesaplanmıştır. Adjusted R^2, modele eklenen her bir değişkenin katkısını hesaba kattığından, özellikle düşük gözlem sayılarında daha güvenilir bir kriter sunmaktadır.

Tablo 4-13 Model Uyumluğu ve Regresyon Sonuçları

S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)
1,37506	88,22%	52,88%	0,00%

4.6. Dolu Yapı İle Schwarz-P Yapı Kıyaslaması

Tablo 4-14'te dolu implant ile Schwarz-P kafes yapı konfigürasyonuna sahip Model4, Model5 ve Model6'nın, 300 N'lik yük altındaki deformasyon ve 600 MPa üzerinde ki gerilim hacimleri karşılaştırılmıştır. Analiz sonuçları, lattice yapıların hem mekanik performans hem de biyomekanik uyumluluk açısından dikkate değer avantajlar sunduğunu göstermektedir.

Tablo 4-14 Dolu Yapı İle Schwarz-P Yapısı Kıyaslaması

300N			**Deformasyon Miktarı (mm)**	**600 MPa Üzeri Hacim (mm3)**
Dolu İmplant			0,33008	0,0944
Schwarz-P	**Model 4**	0,15-%30	0,21071	0,2044
	Model 5	0,20-%40	0,21448	0,1742
	Model 6	0,30-%20	0,23056	0,2350

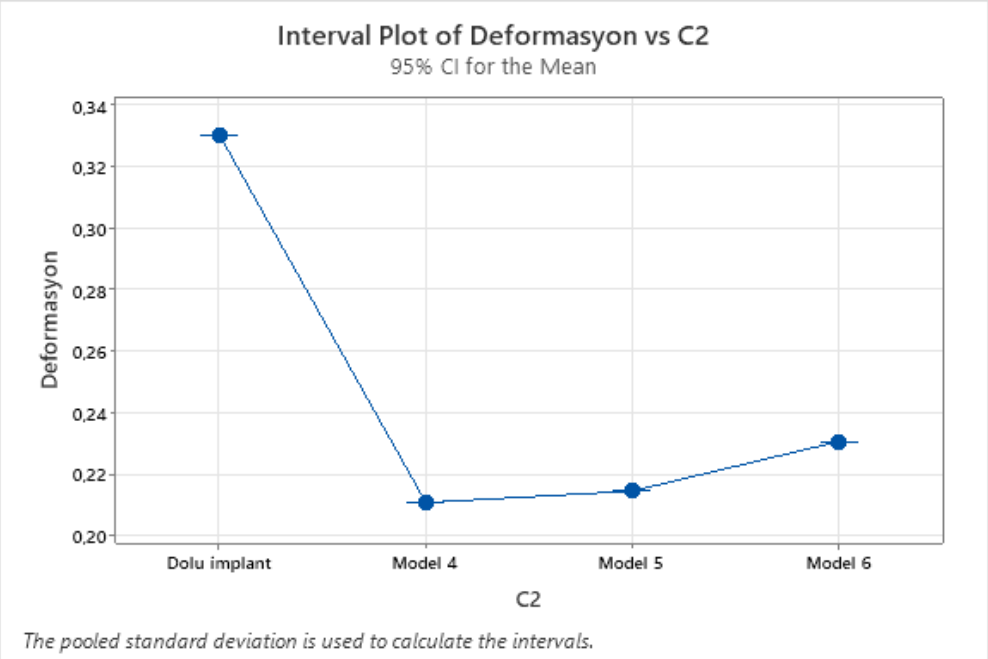
Model4, 0,21071 mm deformasyon ve 0,2044 mm^3 gerilim hacmi değeri ile değerlendirilmiştir. Bu model, dolu implant yapısına kıyasla yaklaşık %36 oranında daha düşük deformasyon göstermiştir. Model 4, nispeten daha fazla deformasyona izin vererek yük altında esneklik kazandırmakta ve darbe sönümleme kabiliyeti ile dikkat çekmektedir. Bu durum, implantın çevresindeki kemik dokusuna daha fizyolojik yük aktarımı sağlaması açısından olumlu değerlendirilebilmektedir. Aynı zamanda bu yapı, dolu implanta kıyasla daha homojen bir yük yayılımı sergilemiş ve yapısal verimliliğini koruyarak mekanik güvenliği desteklemiştir.

Model5, 0,21448 mm deformasyon ve 0,1742 mm^3 gerilim hacmi değeri ile daha dengeli bir mekanik performans ortaya koymuştur. Dolu implantla karşılaştırıldığında deformasyon yaklaşık %35 oranında azalmış olup, aynı zamanda daha düşük bir gerilim hacmi değeri sunarak stres konsantrasyonlarının azaltıldığını göstermektedir. Özellikle daha yüksek doluluk oranına rağmen gerilim hacminin Model 4'e kıyasla daha düşük olması, yapısal stabilite ile yük dağılımının daha verimli bir şekilde sağlandığını ortaya koymaktadır. Bu bağlamda, Model 5, rijitlik ve yük taşıma kapasitesini artırırken deformasyon kontrolünü de başarılı bir şekilde sürdürebilmiş bir yapıdır.

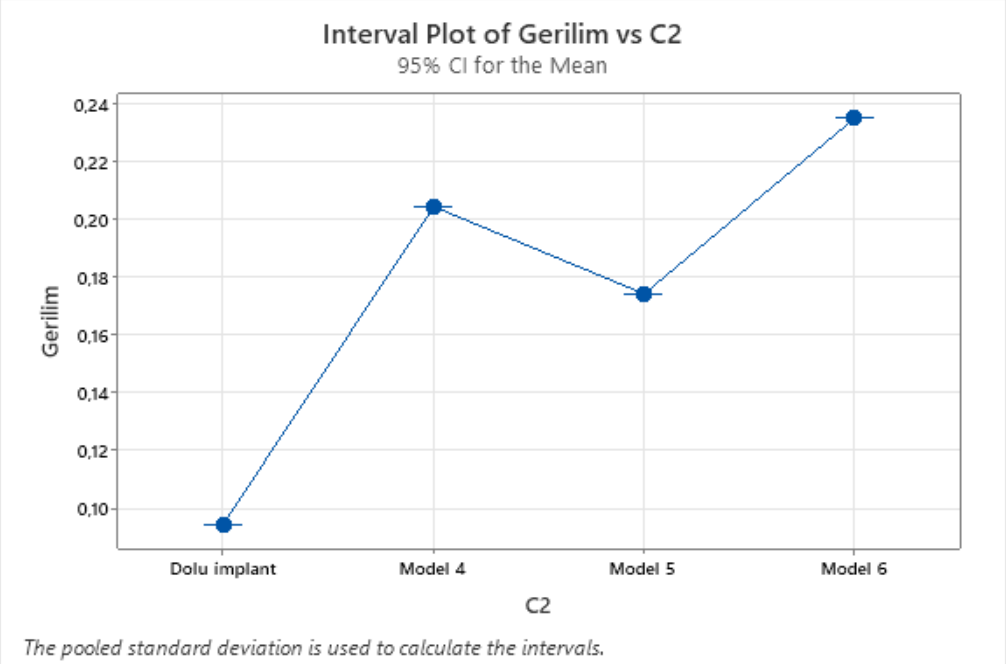
Model6 ise deformasyon değeri 0,23056 mm, gerilim hacmi ise 0,2350 mm^3 olarak ölçülmüştür. Deformasyon açısından dolu implanttan yaklaşık %30 daha düşük bir değer sunmakla birlikte, yüksek gerilim bölgesi hacmi açısından en yüksek değeri içermektedir. Bu durum, iç kalınlığın artmasına rağmen düşük doluluk oranının bazı bölgelerde gerilim yoğunlaşmalarına neden olabileceğini göstermektedir. Yüksek iç kalınlık sayesinde Model 6, daha rijit bir davranış sergileyerek ani yüklemelere karşı daha dayanıklı bir yapı sağlamaktadır. Yapı esnekliği ile dikkat çekmesine rağmen, gerilim dağılımının dengesizliği, özellikle uzun süreli yüklemeler veya tekrarlı zorlamalarda yorulma direnci açısından dezavantaj yaratabilir.

Dolu implant ise 0,33008 mm deformasyon ve 0,0944 mm^3 gerilim hacmi değeri ile en rijit yapı olmasına karşın, yüksek deformasyon değeri nedeniyle kemik-implant ara yüzeyinde istenmeyen mikro hareketlere neden olabileceği değerlendirilmiştir. Schwarz-P yapıları genel olarak deformasyon kontrolü açısından dolu implantlara kıyasla olumlu sonuçlar sunmaktadır. Özellikle Model 4 ve Model 5, deformasyon-güvenlik dengesi açısından en optimize seçenekler olarak öne çıkmaktadır. Bu durum, lattice yapıların özellikle deformasyon kontrolü ve yük dağılımı açısından daha avantajlı olduğunu ortaya koymaktadır.

Şekil 4.9 ve Şekil 4.10 grafikleri incelendiğinde Model 4, düşük deformasyon ve dengeli gerilim dağılımı ile mekanik stabilite ve rijitlik açısından öne çıkarken; Model 6, daha yüksek iç kalınlık ve düşük doluluk oranı ile gerilim absorbe etme ve yük yayılımını maksimize etme potansiyeli açısından dikkat çekmektedir.



Şekil 4.9 Dolu İmplant İle Schwarz-P Deformasyon Kıyaslaması



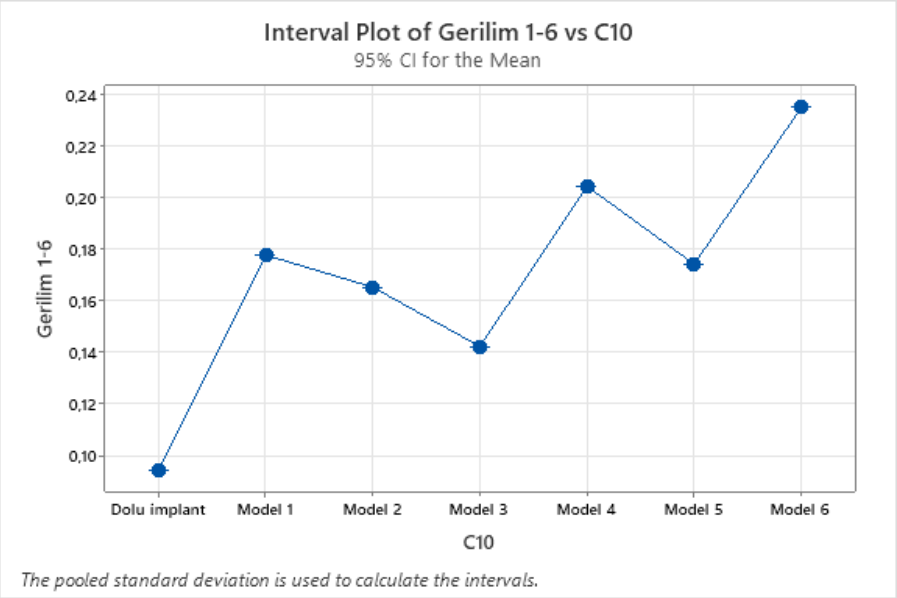
Şekil 4.10 Dolu İmplant İle Schwarz-P Gerilim Hacmi Kıyaslaması

Şekil 4.11 ve Şekil 4.12'de Model 1-2-3 ile Model 4-5-6'nın karşılaştırmalı değerlendirmesinde, her iki model grubu da dolu implanta kıyasla deformasyon ve

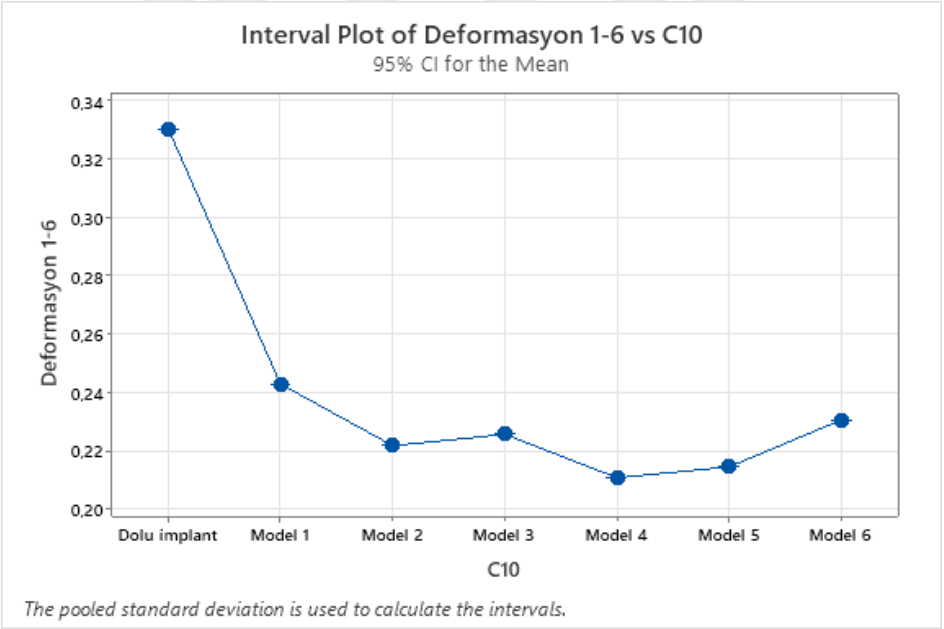
gerilim açısından farklı avantajlar sunmaktadır. Model 1-2-3 grubu, ortalama 0,23001 mm deformasyon ile dolu implanttan (%30 azalma) daha düşük şekil değiştirme sergilerken, bu gruba ait gerilim hacmi değerleri ortalama 0,1617 mm^3 ile sınırlı kalmıştır. Özellikle Model 3, 0,22557 mm deformasyon ve 0,1422 mm^3 gerilim hacmi ile gyroid yapılar arasında en dengeli sonucu sunmuştur. Bu durum, yapısal hafifleme sağlanırken mekanik bütünlüğün korunduğunu göstermektedir.

Model 4-5-6 grubu, ortalama 0,21858 mm ile daha düşük deformasyon değerlerine ulaşarak daha rijit yapılar ortaya koymuştur; bu da implantın yük altında daha az şekil değiştirdiğini göstermektedir. Ancak bu rijitliğin bir sonucu olarak, bu modellerde ortalama gerilim değeri 0,2045 MPa seviyesine yükselmiştir. Özellikle Model 6, 0,23056 mm deformasyonla tolerans dahilinde kalsa da 0,2350 MPa gerilim ile en yüksek iç kuvvet birikimini göstermiştir. Dolayısıyla Model 4-5-6 grubu, rijitlik açısından avantajlı olsa da gerilim değerlerindeki artış nedeniyle potansiyel gerilim yoğunlaşmalarına ve yorulma risklerine daha açıktır. Sonuç olarak, Model 1-2-3 grubu daha dengeli bir performans sunarken, Model 4-5-6 grubu daha rijit ama daha yüksek gerilimli yapılar ortaya koymaktadır.

Model 4-5-6 grubu, ortalama 0,21858 mm deformasyon değeri ile Model 1-2-3 grubuna kıyasla belirgin şekilde daha düşük deformasyon sergileyerek daha rijit ve yapısal olarak dirençli tasarımlar ortaya koymuştur. Bu rijitlik, implantın yük altında daha az şekil değiştirmesini sağlayarak özellikle primer stabilite açısından önemli bir avantaj sunmaktadır. Her ne kadar bu rijit yapıların ortalama gerilim değeri 0,2045 MPa seviyesine ulaşmış olsa da bu durum gerilimlerin daha geniş alanlara yayılması ve yük aktarımının daha etkin gerçekleşmesi ile ilişkilendirilebilir. Özellikle Model 6, 0,23056 mm deformasyon değeri ile tolerans sınırları içinde kalırken, 0,2350 mm^3'lük gerilim hacmiyle yüksek enerjili bölgelerde bile yapısal bütünlüğünü koruyabilme potansiyelini göstermektedir. Bu bağlamda değerlendirildiğinde, Schwarz-P topolojisine sahip Model 4-5-6 grubu, Gyroid yapılara göre daha rijit, stabil ve kontrollü deformasyon kabiliyeti sunarken; yük aktarımını daha etkin şekilde yönetmesiyle de mekanik güvenlik açısından olumlu bir profil çizmektedir. Bu da söz konusu modellerin, uzun dönem implant dayanımı ve kemik-implant etkileşimi açısından umut vadeden tasarımlar olduğunu ortaya koymaktadır.



Şekil 4.11 Dolu İmplant İle Gyroid ve Schwarz-P Yapılarının Deformasyon Kıyaslaması

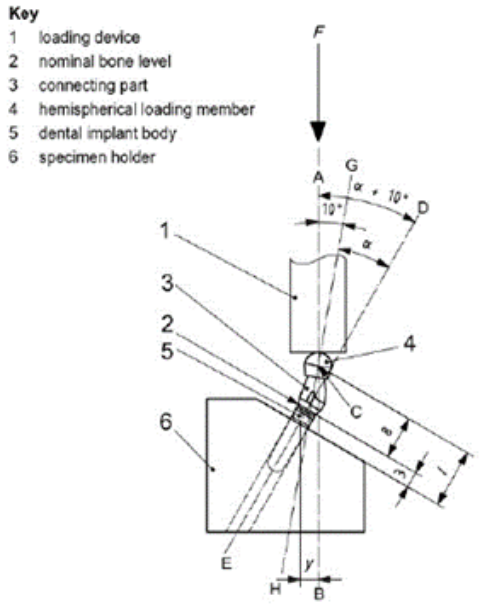


Şekil 4.12 Dolu İmplant İle Gyroid ve Schwarz-P Yapılarının Gerilim Hacmi Kıyaslaması

4.7. SLM Üretim Test Sonuçları

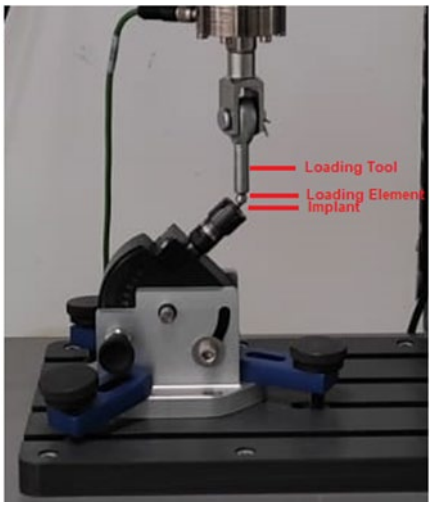
SLM üretimi yapılmış olan 3 adet dolu ve 3 adet Model 5 implant takımlarının statik testleri gerçekleştirilmiştir. Dinamik yükleme testi ISO 14801:2016 Diş Hekimliği İmplantlar- İntraosseöz implantlar standardına uygun olarak gerçekleştirilmiştir.

Kemik içi dental implantlar için dinamik yükleme testi Transmukozal tip ve benzeri (implantın diş eti dokusunu geçerek ağız içine çıkan, kemik içine gömülü olmayan, ağız ortamında görünen kısmı) yapılardan üretilen intraosseöz (çene kemiği içine yerleştirilen) dental implantların yorulma test yöntemini tanımlar. Farklı boyut ve tasarımlardaki dental implantların karşılaştırılması için en kullanışlı yöntemdir.



Şekil 4.13 EN ISO 14801:2016 Açılı Abutment ve İmplant Test Yöntemi

Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'te dental implantlar için test yöntemi verilmiştir. Yöntem TS EN ISO 14801:2016 standardına uygun olarak şartlandırılmıştır. Sistem; test bloğu, dental implant, yükleme elemanı ve hareketli yükleme cihazından oluşmaktadır. İmplant gövdesi ve abutment bir tork anahtarı kullanılarak 25 N-cm'lik bir torkla sıkılmıştır. İmplant, test sisteminin ön tarafında bulunan cıvatalar ve sıkıştırma cihazları sayesinde tutma platformuna 25° (15°+10°) açıyla bağlanmıştır. Ortam koşulları laboratuvar koşulları ile 20 ± 10 °C sıcaklık koşulları arasında tutulmuştur.



Şekil 4.14 İmplant Test Görünümü

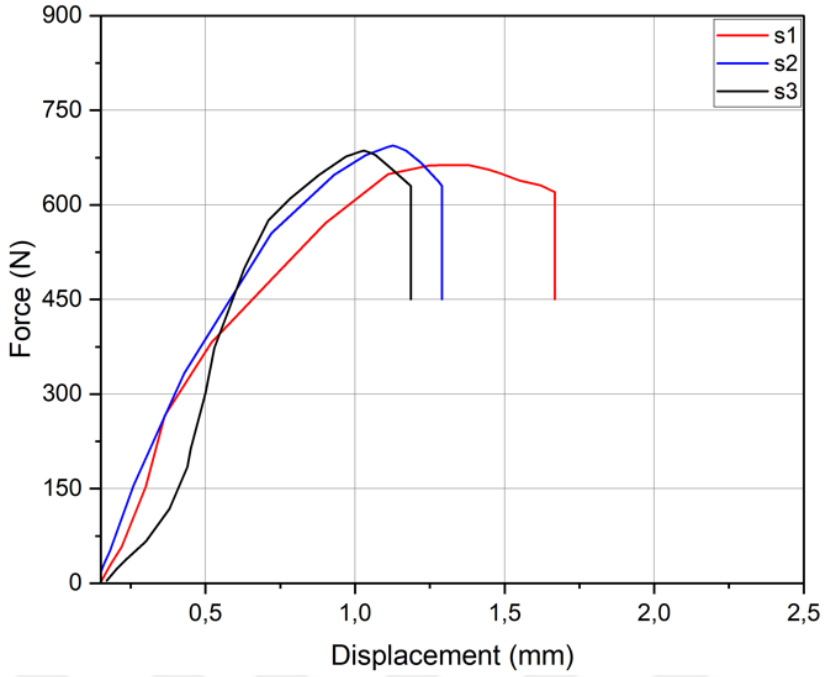
Test makinesi ait teknik özellikle Tablo 4-15'te verilmiştir.

Tablo 4-15 Test Makinesi Teknik Özellikleri

Teknik Özellikler	**Değerler**
Maksimum Statik Yük	+6 kN
Maksimum Dinamik Yük	+5 kN
Maksimum Frekans	30 Hz
Maksimum Hareket Mesafesi	±50 mm
Test Alanı Boyutları (G x D x Y)	420 x 475 x 800 mm
Maksimum İzin Verilen Yük	100%
İzin Verilen Sıcaklık Aralığı	10–40 °C
Cihaz Markası / Modeli	Loyka ELITE-100

4.7.1. Dolu Yapı Test Sonuçları

Şekil 4.15'te sunulan yük-deformasyon eğrisi, dolu yapıdaki üç takım aynı implantlara ait mekanik davranışları karşılaştırmalı olarak göstermektedir. Grafikte yatay eksen yer değiştirme (mm), dikey eksen ise uygulanan kuvveti (N) ifade etmektedir. Tüm numuneler benzer bir yükleme eğilimi sergilemiş olup, başlangıçta doğrusal elastik bölge gözlemlenmiş, ardından maksimum kuvvet seviyesine ulaşılmış ve bu noktadan sonra ani bir düşüş ile kırılma veya stabilite kaybı meydana gelmiştir.



Şekil 4.15 Dolu Yapı Statik Ölçüm Sonuç Eğrileri

Yapılan test sonuçlarına göre dolu yapıda üretilen implant numuneleri Tablo 4-16'da görüldüğü gibi, ortalama olarak 681,67 N'luk maksimum yük taşıma kapasitesine sahiptir. En yüksek dayanım 695 N ile ikinci numunede gözlemlenirken, en düşük değer 665 N ile birinci numunede elde edilmiştir. Numuneler arasında yaklaşık %4,5'lik bir sapma bulunmakta olup bu durum, üretim sürecindeki küçük farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Her üç numune de ortalama olarak 1,0–1,4 mm aralığında maksimum yer değiştirme değerine ulaşmıştır.

Bu değerler, dolu yapıların yük altında yeterli mekanik dayanım sunduğunu ve tek eksenli basma kuvveti altında yapısal bütünlüğünü koruyabildiğini göstermektedir. Testlerin aynı cihaz üzerinde yapılmış olması, sonuçlar arasında karşılaştırılabilirliği artırmakta ve ölçüm güvenilirliğini desteklemektedir.

Aynı zamanda dolu yapı implantların yük altında oldukça rijit davrandığını ve yüksek mekanik dayanım sağladığını göstermektedir. Eğriler arasındaki farklar üretimden kaynaklı mikroyapısal varyasyonlar veya yüzey pürüzlülüğü gibi parametrelere bağlı olabilir. Ayrıca, kırılma sonrası yük taşıma kapasitesindeki ani düşüşler, bu yapıların sünekten ziyade gevrek kırılma davranışı sergilediğini işaret etmektedir.

Tablo 4-16 Dolu Yapı Statik Test Sonuçları

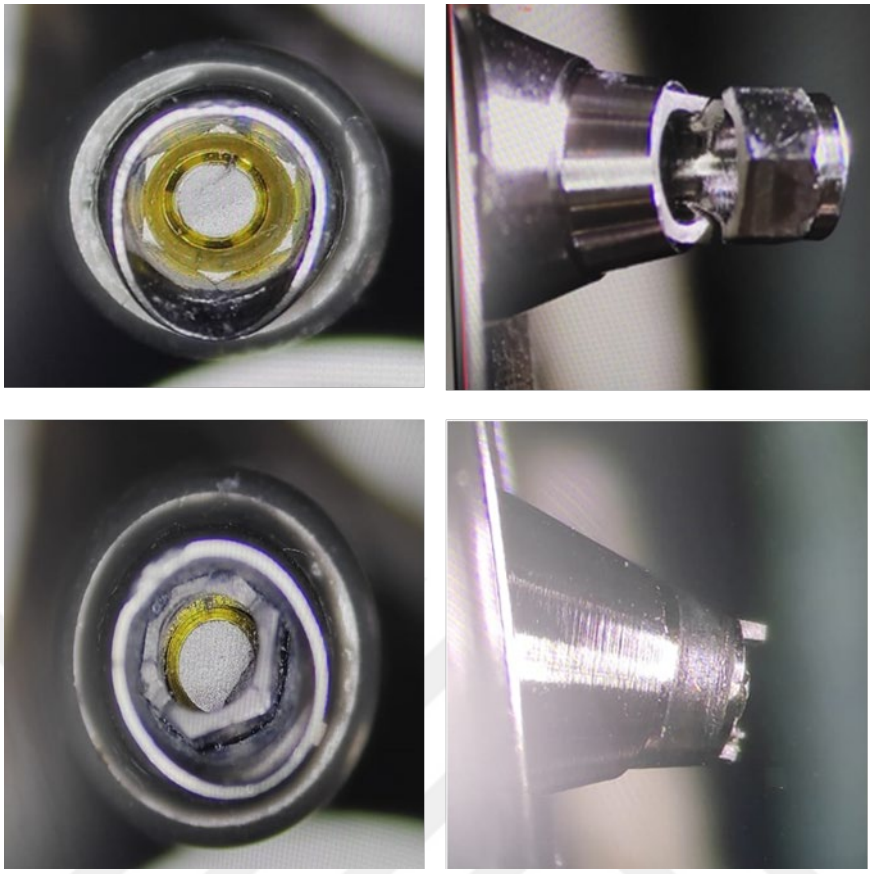
Dolu Yapı	Maksimum Yük [N]	Test Cihazı S/N
1	665	LiTEM Prima Pn 1.5-50 ORM -002
2	695	
3	685	

Tablo 4-17'de dental implant numunelerinin dinamik yorulma testleri sonucunda elde edilen verileri içermektedir. Testler, LiTEM Prima Pn 1.5–50 ORM-002 seri numaralı cihaz ile gerçekleştirilmiştir.

Gerçekleştirilen dinamik yükleme testlerinde her bir implant örneği, 300 N sabit maksimum yük altında 5 milyon çevrimden fazla döngü elde etmiştir ve hiçbir numunede yapısal kırılma veya hasar gözlenmemiştir. Bu sonuç, implantların uzun süreli tekrarlı yükleme koşullarına karşı yüksek yorulma dayanımı sergilediğini göstermektedir. Test edilen örneklerin tamamında aynı dayanım davranışının gözlemlenmesi, üretim sürecinin tutarlılığını ve implant tasarımının mekanik güvenilirliğini desteklemektedir. Literatürde klinik çiğneme kuvvetlerinin genellikle 100–300 N aralığında olduğu dikkate alındığında, bu test sonuçları implantların pratik uygulamalarda uzun vadeli stabilite ve dayanıklılık sağlayabileceğini doğrulamaktadır.

Tablo 4-17 Dinamik Yükleme Sonuçları

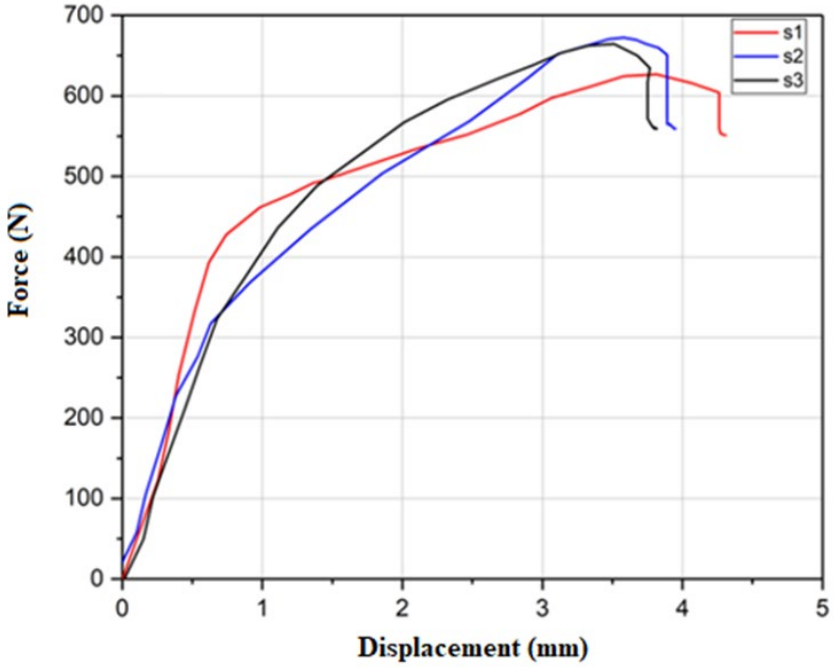
Dolu Yapı	Maksimum Yük [N]	Çevrim Sayısı	Numune Durumu	Test Cihazı S/N
1	300N	5 000 000+	Kırık Oluşmadı	LiTEM Prima Pn 1.5-50 ORM -002
2	300N	5 000 000+	Kırık Oluşmadı	
3	300N	5 000 000+	Kırık Oluşmadı	



Şekil 4.16 Statik Test Sonrası Gerçekleşen Deformasyonlar

4.7.2. Model 5 Yapısı Test Sonuçları

Şekil 4.17'de sunulan yük-deformasyon eğrisi, dolu yapıdaki üç takım aynı implantlara ait mekanik davranışları karşılaştırmalı olarak göstermektedir. Grafikte yatay eksen yer değiştirme (mm), dikey eksen ise uygulanan kuvveti (N) ifade etmektedir. Tüm numuneler benzer bir yükleme eğilimi sergilemiş olup, başlangıçta doğrusal elastik bölge gözlemlenmiş, ardından maksimum kuvvet seviyesine ulaşılmış ve bu noktadan sonra ani bir düşüş ile kırılma veya stabilite kaybı meydana gelmiştir.



Şekil 4.17 Model 5 Yapısı Statik Ölçüm Sonuç Eğrileri

Yapılan test sonuçlarına göre, gözenekli yapıda üretilen implant numuneleri Tablo 4-18'de görüldüğü üzere, ortalama olarak 655 N civarında maksimum yük taşıma kapasitesine sahiptir. En yüksek dayanım, 671 N ile ikinci numunede gözlemlenirken; en düşük maksimum kuvvet değeri 627 N ile birinci numuneye aittir. Üç numune arasında yaklaşık %6,7'lik bir sapma bulunmakta olup, bu farkın üretim sürecindeki mikroyapısal farklılıklar, yüzey homojenliği veya işlenebilirlikten kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Numunelerin kuvvet–yer değiştirme eğrileri incelendiğinde, başlangıçta benzer eğimlerle artan doğrusal elastik bölgelerden sonra plastik deformasyona geçtikleri, ardından maksimum kuvvet değerlerine ulaştıkları görülmektedir. Yer değiştirme açısından değerlendirildiğinde, her üç numune de ortalama olarak 3,8–4,4 mm aralığında maksimum deplasman değerlerine ulaşmıştır. Bu durum, numunelerin belirgin bir sünek davranış sergilediğini ve kırılma öncesi önemli miktarda deformasyon geçirebildiklerini göstermektedir.

Genel olarak değerlendirildiğinde, numunelerin hem taşıma kapasitesi hem de deformasyon davranışları, testlerin güvenilir ve tekrarlanabilir olduğunu ortaya

koymakta; aynı zamanda üretim yöntemi ve malzeme kombinasyonunun yapısal bütünlük açısından uygun olduğunu göstermektedir.

Tablo 4-18 Model 5 Yapısı Statik Test Sonuçları

Model 5	**Maksimum Yük [N]**	**Test Cihazı S/N**
1	627	LiTEM Prima Pn 1.5-50 ORM -002
2	671	
3	667	

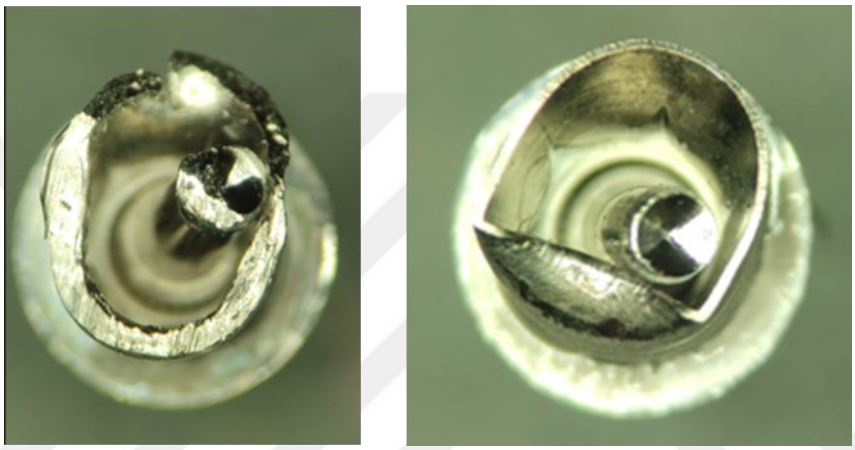
Tablo 4-19'da dental implant numunelerinin dinamik yorulma testleri sonucunda elde edilen verileri içermektedir. Testler, LiTEM Prima Pn 1.5–50 ORM-002 seri numaralı cihaz ile gerçekleştirilmiştir.

Her üç numuneye de sabit olarak 300 N maksimum yük uygulanmış ve numuneler 5.000.000 çevrim boyunca teste tabi tutulmuştur. Testler sonucunda dikkat çekici bir şekilde, tüm numunelerde herhangi bir kırılma, çatlak ya da görünür deformasyon gözlemlenmemiştir. Bu bulgu, Model 5 tasarımının yüksek döngü yorgunluk koşulları altında uzun süreli yapısal bütünlüğünü koruyabildiğini ve yorgunluk ömrünün oldukça yüksek olduğunu ortaya koymaktadır. Numunelerin tamamının test süresi boyunca benzer davranış göstermesi, üretim sürecinin tekrarlanabilirliğini ve malzeme-mekanik davranış tutarlılığını desteklemektedir. Ayrıca numunelerin aynı yük altında ve aynı çevrim sayısında benzer dayanım göstermesi hem geometri tasarımının hem de yüzey/malzeme kalitesinin yeterli düzeyde olduğunu kanıtlamaktadır.

Bu sonuçlar, Model 5 tasarımının biyomekanik uygulamalar veya tekrarlı yüklemeye maruz kalan yapısal bileşenler açısından güvenilir bir aday olduğunu göstermektedir.

Tablo 4-19 Dinamik Yükleme Sonuçları

Model 5	Maksimum Yük [N]	Çevrim Sayısı	Numune Durumu	Test Cihazı S/N
1	300N	5 000 000+	Kırık Oluşmadı	LiTEM Prima Pn 1.5-50 ORM -002
2	300N	5 000 000+	Kırık Oluşmadı	
3	300N	5 000 000+	Kırık Oluşmadı	



Şekil 4.18 Statik Test Sonrası Gerçekleşen Deformasyonlar

Şekil 4.15 ve Şekil 4.17'de bulunan statik ölçüm sonucu eğrileri dolu yapı ile Model 5'in maksimum yük altında deformasyon davranışlarını göstermektedir. Üçer numune üzerinden elde edilen veriler, her iki yapının da elastik bölgede benzer eğimlerle başladığını ortaya koymaktadır. Plastik deformasyon bölgesine geçildiğinde, dolu yapılar daha yüksek maksimum yük değerlerine (ortalama ~681 N) ulaşmasına rağmen, bu seviyeye daha kısa yer değiştirme aralığında ulaşarak aniden kopma eğilimi göstermiştir. Diğer yandan Model 5 yapısı daha düşük maksimum yük değerleri (ortalama ~655 N) elde etmesine rağmen, deformasyon kabiliyeti yüksek olup yaklaşık 4 mm'ye kadar yapısal bütünlüğünü koruyarak ilerlemiştir. Bu özellik, enerjiyi absorbe etme kapasitesi açısından değerlendirildiğinde Model 5'in, dolu yapıya kıyasla daha avantajlı olabileceğini göstermektedir. Sonuç olarak, her ne kadar dolu yapılar daha yüksek taşıma kapasitesine sahip olsa da, Model 5'in deformasyon altında sağladığı devamlılık, onun darbe ve yorulma gibi uzun süreli yükleme senaryolarında tercih edilebilirliğini artırmaktadır.

KAYNAKÇA

[1] Weller, C., Kleer, R., Piller, F.T. (2015). Economic implications of 3d printing: market structure models in light of additive manufacturing revisited. International Journal of Production Economics, 164, 43-56.

[2] Sürmen H.K. (2019). Eklemeli imalat (3b baskı): Teknolojiler ve uygulamalar. Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi, 24, 2.

[3] Yuan, L., Ding, S., Wen, C. (2019). Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review. Bioactive Materials, 4, 56-70.

[4] Staedt, H., Heimes, D., Lehmann, K.M., Ottl, P., Bjelopavlovic, M., Wagner, W., Al-Nawas, B., Kämmerer, P.W. (2021). Does the modification of the apical geometry of a dental implant affect its primary stability? A comparative ex vivo study. Materials, 14,1728.

[5] Teixeira, A.B.V., Beja, G.B.S.P., Shimano, A.C., Macedo, A.P., Oliscovicz, N.F., dos Reis, A.C. (2013). Influence of the ultimate torsion on the geometry of dental implants. Brazilian Dental Journal, 24(3), 213–221.

[6] Reddy, R.R., Prakash, K.J., Koteswari, S., Ud, A., Prasad, B.S., Narayan, Y.S. (2021). Additive manufacturing of a human mandible and finite element analysis of dental implant for prosthodontic applications. Materials Today: Proceedings, 45, 3028-3035.

[7] Gupta, Y., Iyer, R., Dommeti, V.K., Nutu, E., Rana, M., Merdji, A., Biswas, J.K., Roy, S. (2020). Design of dental implant using design of experiment and topology optimization: A finite element analysis study. Journal of Engineering in Medicine, 1-10.

[8] Carnicero, A., Peláez, A., Restoy Lozano, A., Jacquott, I., Perera, R. (2021). Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization. Scientific Reports, 11:15390.

[9] Xiong, Y., Tang, Y., Zhou, Q., Ma, Y., Rosen, D.W. (2022). Intelligent additive manufacturing and design: State of the art and future perspectives. Additive Manufacturing, 59, 103139.

[10] Vittal, L.V.M., Rookes, J., Boyd, B., Cahill, D. (2023). Analysis of plant cuticles and their interactions with agrochemical surfactants using a 3D printed diffusion chamber. Plant Methods, 19(1), 37.

[11] Wong, K.V., Hernandez, A. (2012). A review of additive manufacturing. ISRN Mechanical Engineering, 208760, 10 pages.

[12] Duman, B., Kayacan, M.C. (2016). Seçmeli lazer sinterleme tezgâhı için imalat yazılımı geliştirilmesi. SDU International Journal of Technologies Science, 8:3, 27–45.

[13] Blakey-Milner, B., Grandl, P., Snedden, G., Brooks, M., Pitot, J., Lopez, E., Leary, M., Berto, F., Plessis, A. (2021). Metal additive manufacturing in aerospace: A review. Materials & Design, 209, 110008.

[14] Dedeakayoğulları, H., Kaçal, A. (2020). Eklemeli imalat teknolojileri ve kullanılan talaşlı imalat yöntemleri üzerine yapılan çalışmaların değerlendirilmesi. İmalat Teknolojileri ve Uygulamaları, 1:1, 1-12.

[15] Navrotsky, V., Graichen, A., Brodin, H. (2015). Industrialisation of 3D printing (Additive Manufacturing) for gas turbine components repair and manufacturing. VGB PowerTech Autorenexemplar, 12, 48–52.

[16] Jamshidinia, M., Wang, L., Tong, W., Ajlouni, R., Kovacevic, R. (2015). Fatigue properties of a dental implant produced by electron beam melting. Journal of Materials Processing Technology, 226, 255–263.

[17] Wally, Z.J., Haque, A.M., Feteira, A., Claeyssens, F., Goodall, R., Reilly, G.C. (2019). Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities for dental applications. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 90, 20-29.

[18] Tunchel, S., Blay, A., Kolerman, R., Mijiritsky, E., Shibli, J.A. (2016). 3D printing/additive manufacturing single titanium dental implants: A prospective multicenter study with 3 years of follow-up. International Journal of Dentistry, 8590971, 9.

[19] Silva, M., Felismina, R., Mateus, A., Parreira, P., Malça, C. (2017). Application of a hybrid additive manufacturing methodology to produce a metal/polymer customized dental implant. Procedia Manufacturing, 12, 150–155.

[20] Matsko, A., França, R. (2022). Design, manufacturing and clinical outcomes for additively manufactured titanium dental implants: A systematic review. Dentistry Review, 2, 100041.

[21] Mareishi, S. (2018). Design optimization of dental implants using additively manufactured lattice materials. Carleton University. https://doi.org/10.22215/etd/2018-13373

[22] Li, L., Lee, J., Ben Amara, H., Lee, J.-B., Lee, K.-S., Shin, S.-W., Lee, Y., Kim, B., Kim, P., Koo, K.-T. (2020). Comparison of 3D-printed dental implants with threaded implants for osseointegration: An experimental pilot study. Materials, 13, 4815.

[23] Lin, W.S., Starr, T.L., Harris, B.T., Zandinejad, A., Morton, D. (2013). Additive manufacturing technology (direct metal laser sintering) as a novel approach to fabricate functionally graded titanium implants: Preliminary investigation of fabrication parameters. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 28:6, 1490-1495.

[24] Chen, J., Zhang, Z., Chen, X., Zhang, C., Zhang, G., Xu, Z. (2014). Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. The Journal of Prosthetic Dentistry, 112:5, 1088-1095.

[25] Chan, K.S., Koike, M., Mason, R.L., Okabe, T. (2012). Fatigue life of titanium alloys fabricated by additive layer manufacturing techniques for dental implants. The Minerals, Metals & Materials Society and ASM International, DOI: 10.1007/s11661-012-1470-4.

[26] Dos Santos, L.C.P., Malheiros, F.C., Guarato, A.Z. (2020). Surface parameters of as-built additive manufactured metal for intraosseous dental implants. The Journal of Prosthetic Dentistry, 124, 217–222.

[27] Chahine, G., Smith, P., Kovacevic, R. (2010). Application of topology optimization in modern additive manufacturing. Solid Freeform Fabrication Symposium, 606–618.

[28] Shibli, J.A., Mangano, C., Mangano, F., Brasil, O., Lins, B., Cozzolino, F., Tunchel, S., Blay, A., Iezzi, G., Piattelli, A., (2013). Histomorphometric evaluation of Direct Laser Metal Forming (DLMF) implant surface in the type IV bone: A controlled study in human jaw. Poseido Journal, 1:3, 149-156

[29] Sing, S.L., Yeong, W.Y. (2020). Laser powder bed fusion for metal additive manufacturing: Perspectives on recent developments. Virtual and Physical Prototyping, 15, 359–370.

[30] Riva, L., Ginestra, P.S., Ceretti, E. (2021). Mechanical characterization and properties of laser-based powder bed–fused lattice structures: A review. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 113, 649–671.

[31] Zhang, M., Yang, Y., Qin, W., Wu, S., Chen, J., Song, C. (2020). Optimizing the pinch-off problem for gradient triply periodic minimal surface cellular structures manufactured by selective laser melting. Rapid Prototyping Journal, 26, 1771–1781.

[32] Tan, N., van Arkel, R. (2021). Topology optimisation for compliant hip implant design and reduced strain shielding. Materials, 14, 7184.

[33] Gibson, L.J., Ashby, M.F. (1997). Cellular Solids: Structure and Properties. Cambridge University Press.

[34] Ashby, M. (2005). The properties of foams and lattices. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Philosophical Transactions of The Royal Scoiety A, 364, 15–30.

[35] Deshpande, V.S., Fleck, N.A., Ashby, M.F. (2001). Effective properties of the octet-truss lattice material. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, 49, 1747–1769.

[36] Al-Saedi, D.S., Masood, S.H., Faizan-Ur-Rab, M., Alomarah, A., Ponnusamy, P. (2018). Mechanical properties and energy absorption capability of functionally graded F2BCC lattice fabricated by SLM. Materials and Design, 144, 32–44.

[37] Syam, W.P., Wang, J., Zhao, B., Maskery, I., Elmadih, W., Leach, R.K. (2018). Design and analysis of strut-based lattice structures for vibration isolation. Precision Engineering, 52, 494–506.

[38] CSIRO. (2015, September 11). Cancer patient receives 3D printed ribs in world-first surgery. https://www.csiro.au/en/research/health-medical/biomedical/sternum-and-ribs

[39] Pan, C., Han, Y., Lu, J. (2020). Design and optimization of lattice structures: A review. Applied Sciences, 10, 6374

[40] Wang, G., Shen, L., Zhao, J., Liang, H., Xie, D., Tian, Z., Wang, C. (2018). Design and compressive behavior of controllable irregular porous scaffolds: Based on Veronoi-tessellation and for additive manufacturing. ACS Biomaterials Science & Engineering.

[41] Bai, L., Gong, C., Chen, X., Sun, Y., Zhang, J., Cai, L., Zhu, S., Xie, S.Q. (2019). Additive manufacturing of customized metallic orthopedic implants: Materials, structures, and surface modifications. Metals, 9, 1004.

[42] Cosma, S.C., Balc, N., Matei, S., Leordean, D. (2014). Dental implants with lattice structure fabricated by selective laser melting. Research Conference in Technical Disciplines, 17–21.

[43] Obaton, A.-F., Fain, J., Djemaï, M., Meinel, D., Léonard, F., Mahé, E., Lécuelle, B., Fouchet, J.-J., Bruno, G. (2017). In vivo XCT bone characterization of lattice structured implants fabricated by additive manufacturing. Heliyon, 00374.

[44] Oladapo, B.I., Kayode, J.F., Karagiannidis, P., Naveed, N., Mehrabi, H., Ogundipe, K.O. (2022). Polymeric composites of cubic-octahedron and gyroid lattice for biomimetic dental implants. Materials Chemistry and Physics, 289, 126454.

[45] Jamshidinia, M., Kong, F., Kovacevic, R. (2013). The numerical modeling of fatigue properties of a bio-compatible dental implant produced by electron beam melting. Research Center for Advanced Manufacturing (RCAM), 791–804.

[46] Chakraborty, A., Datta, P., Majumder, S., Mondal, S.C., Roychowdhury, A. (2020). Finite element and experimental analysis to select patient's bone condition-specific porous dental implant, fabricated using additive manufacturing. Computers in Biology and Medicine, 124, 103839.

[47] Hou, C., Liu, Y., Xu, W., Lu, X., Guo, L., Liu, Y., Tian, S., Liu, B., Zhang, J., Wen, C. (2022). Additive manufacturing of functionally graded porous titanium scaffolds for dental applications. Biomaterials Advances, 139, 213018.

[48] Khanna, P., Sood, S., Mishra, P., Bharadwaj, V., Aggarwal, A., Singh, S.J. (2024). Analysis of compression and energy absorption behaviour of SLM printed AlSi10Mg triply periodic minimal surface lattice structures. Structures, 64, 106580.

[49] Panesar, A., Abdi, M., Hickman, D., Aschcroft, I. (2018). Strategies for functionally graded lattice structures derived using topology optimisation for additive manufacturing. Additive Manufacturing, 19, 81-94.

[50] Aremu, A., Maskery, I., Tuck, C., Ashcroft, I., Wildman, R., Hague, R. (2014). A comparative finite element study of cubic unit cells for selective laser melting. Solid Freeform Fabrication Symposium, 1238-1249.

[51] Maskery, I., Aboulkhair, N. T., Aremu, A.O., Tuck, C. J., Ashcroft, I.A., (2017). Compressive failure modes and energy absorption in additively manufactured double gyroid lattices. Additive Manufacturing, 16, 24–29.

[52] Maskery, I., Sturm, L., Aremu, A., Panesar, A., Williams, C., Tuck, C., Wildman, R.D., Ashcroft, I.A., Hague, R. J. M., (2018). Insights into the mechanical properties of several triply periodic minimal surface lattice structures made by polymer additive manufacturing. Polymer, 152, 62–71.

[53] Al-Ketan, O., Abu Al-Rub, R.K. (2019). Multifunctional mechanical metamaterials based on triply periodic minimal surface lattices. Advanced Engineering Materials, 21, 1900524.

[54] Xiao, G., Junhao, D., Xinwei, L., Shuo, Q., Xu, S., Jerry, Y., Wenfeng, L., Wei, Z. (2022). Enhancement in the mechanical behaviour of a Schwarz Primitive periodic minimal surface lattice structure design. International Journal of Mechanical Sciences, 216, 106977.

[55] Weyhaupt, A.G. (2008). Deformations of the Gyroid and Lidinoid minimal surfaces. Pacific Journal of Mathematics, 235:1, 137-171.

[56] Chouhan, G., Gunji, B. (2023). Additive manufacturing TPMS lattice structures: Experimental study on airflow resistivity. Results in Materials, 20, 100478.

[57] Ali, S., Abdul Rani, A.M., Baig, Z., Ahmed, S.W., Hussain, G., Subramaniam, K., Hastuty, S., Rao, T.V.V.L.N. (2020). Biocompatibility and corrosion resistance of metallic biomaterials. Corrosion Reviews, 38:5, 381–402.

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

[59] Li, X., Wang, C., Zhang, W., Li, Y. (2010). Fabrication and compressive properties of Ti6Al4V implant with honeycomb-like structure for biomedical applications. Rapid Prototyping Journal, 16:1, 44–49.

[60] Li, Y., Yang, C., Zhao, H., Qu, S., Li, X., Li, Y. (2014). New developments of Ti-based alloys for biomedical applications. Materials, 7:3, 1709–1800.

[61] Long, H., Lin, H.-F., Li, S.-G., Bai, Y., Qin, L., Xiao, T., Qin, A.-L. (2022). Nanomechanical properties of CH4-containing coal during CO2 storage under different injection pressures based on molecule dynamics. Applied Surface Science, 590, 153126.

[62] Sidambe, A.T., Choong, W.L., Hamilton, H.G.C., Todd, I. (2013). Correlation of metal injection moulded Ti6Al4V yield strength with resonance frequency (PCRT) measurements. Materials Science & Engineering A, 568, 220–227.

[63] Küçükkurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 29:4, 701–710.

[64] Scheuerlein, C., Lackner, F., Savary, F., Rehmer, B., Finn, M., Meyer, C. (2017). Thermomechanical behavior of the HL-LHC 11 Tesla Nb3Sn magnet coil constituents during reaction heat treatment. IEEE Transactions on Applied Superconductivity.

[65] Kızılcık, H.Ş., Damlı, V. (2019). Fizik eğitiminde "öz kütle", "yoğunluk" ve "bağıl yoğunluk" terimleri üzerine bir değerlendirme. Avrasya Terim Dergisi, 7:2, 14–20.

[66] Callister, W.D., Rethwisch, D.G. (2018). Materials Science and Engineering: An Introduction (10th Australia and New Zealand ed.). Wiley. 10.

[67] Yalçıner, M., Sürat. Spor, Bilim ve Araştırma.

[68] Sakaguchi, R. L., Powers, J., (2011). Craig's Restorative Dental Materials, Elsevier Mosby, 14, 29–31.

[69] Duymuş, Z.Y., Özdoğan, A. (2018). Dental seramiklerin dayanıklılıklarının değerlendirilmesinde kullanılan bükülme dayanımı testleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 28:4, 625–628.

[70] Mittal, M. (2015). Application of Taguchi method for optimization of process parameters in improving the productivity of corrugation operation. International Journal of Research (IJR), 2:10, 537-545.

[71] Karna, S.K., Sahai, R. (2012). An overview on Taguchi method. International Journal of Engineering and Mathematical Sciences, 1, 11–18.

[72] Wankhede, V., Jagetiya, D., Joshi, A., Chaudhari, R. (2020). Experimental investigation of FDM process parameters using Taguchi analysis. Materials Today: Proceedings, 27:3, 2117–2120.

[73] Hatch, J.P., Shinkai, R.S.A., Sakai, S., Rugh, J.D., & Paunovich, E.D. (2001). Determinants of masticatory performance in dentate adults. Archives of Oral Biology, 46:7, 641–648.

[74] Koc, D., Dogan, A., Bek, B. (2010). Bite force and influential factors on bite force measurements: A literature review. European Journal of Dentistry, 4, 223–232.

[75] Van Eijden, T.M.G.J. (1991). Jaw muscle activity in human mastication. Critical Reviews in Oral Biology and Medicine, 2:4, 235–253.

[76] Mericske-Stern, R., Zarb, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clinical Oral Implants Research, 4, 64–68.