

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

**DENTAL İMPLANT (Ti6Al4V) VE ABUTMENT MONTAJLARINDA FARKLI
SİSTEM ALTERNATİFİ OLARAK MEKANİK SIKIŞTIRICILARIN
ARAŞTIRILMASI VE SONLU ELEMENLAR ANALİZİ**

DOKTORA TEZİ

Mehmet Onur YAĞIR

İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı

KASIM 2024

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DENTAL İMPLANT (Ti6Al4V) VE ABUTMENT MONTAJLARINDA FARKLI
SİSTEM ALTERNATİFİ OLARAK MEKANİK SIKIŞTIRICILARIN
ARAŞTIRILMASI VE SONLU ELEMENLAR ANALİZİ

DOKTORA TEZİ

Mehmet Onur YAĞIR

İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Şaduman ŞEN

KASIM 2024

Mehmet Onur YAĞIR tarafından hazırlanan “ Dental İmplant (Ti6Al4V) Ve Abutment Montajlarında Farklı Sistem Alternatifi Olarak Mekanik Sıkıştırıcıların Araştırılması Ve Sonlu Elemanlar Analizi ” adlı tez çalışması 08.11.2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Jüri Başkanı :	Prof. Dr. Özkan ÖZDEMİR Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi	
Jüri Üyesi :	Prof. Dr. Şaduman ŞEN (Danışman) Sakarya Üniversitesi	
Jüri Üyesi :	Prof. Dr. Ayşe Şükran DEMİRKIRAN Sakarya Üniversitesi	
Jüri Üyesi :	Doç. Dr. Sedat İRİÇ Sakarya Üniversitesi	
Jüri Üyesi :	Doç. Dr. Emre ESENER Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi	



ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğine ve Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesine uygun olarak hazırlamış olduğum “DENTAL İMPLANT (Ti6Al4V) VE ABUTMENT MONTAJLARINDA FARKLI SİSTEM ALTERNATİFİ OLARAK MEKANİK SIKIŞTIRICILARIN ARAŞTIRILMASI VE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ” başlıklı tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın tüm aşamalarında yukarıda belirtilen yönetmelik ve yönergeye uygun davrandığımı, tezin içerdiği yenilik ve sonuçları başka bir yerden almadığımı, tezde kullandığım eserleri usulüne göre kaynak olarak gösterdiğimi, bu tezi başka bir bilim kuruluna akademik amaç ve unvan almak amacıyla vermediğimi ve 20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince Sakarya Üniversitesi’nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Enstitü tarafından belirlenmiş ölçütlere uygun rapor alındığını, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun ortaya çıkması halinde doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi beyan ederim.

(08/11/2024)

Mehmet Onur YAĞIR





ailem ve merhum babama...



TEŞEKKÜR

Bu çalışmama sabırla destek olan, başarıya ulaşmam için gerekli motivasyonu sağlayan, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak akademik gelişime katkı sağlayan değerli tez danışmanım Prof. Dr. Şaduman ŞEN ve kıymetli Hocam Uğur ŞEN'e en içten teşekkürlerimi sunarım. Tez jürimde bulunan değerli Hocalarım Prof. Dr. Ayşe Şükran DEMİRKİRAN, Doç. Dr. Osman Hamdi METE' ye tezimi değerlendirdikleri ve kıymetli geri bildirimleri ile çalışmamı daha iyi bir seviyeye taşımama yardımcı oldukları için minnettarım.

Çalışmalarımın her aşamasında yanımda olan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen eşime, neşe kaynağım evlatlarıma, dualarını her zaman hissettiğim değerli aileme özellikle teşekkürü bir borç bilirim.

Araştırmalarım süresince benden desteklerini esirgemeyen değerli ADAMYO ailesine, özellikle, laboratuvar çalışmalarım boyunca bana sabır ile destek olan ve tüm samimiyetiyle yanımda olan Fatih PEKŞEN'e, bu çalışmanın her adımında ve özellikle prototip süreçlerinde destek veren Metin GÜNGÖR ağabeyime teşekkürü bir borç bilirim.

Mehmet Onur YAĞIR



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	v
TEŞEKKÜR	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
SİMGELER	xv
TABLO LİSTESİ	xvii
ŞEKİL LİSTESİ	xix
ÖZET	xxiii
SUMMARY	xxvii
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı	8
1.2. Hipotez	8
1.3. Literatür çalışması	8
2. İMPLANT, ABUTMENT MALZEMELERİ VE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ	15
2.1. İmplant Tanımı	15
2.2. İmplant Çeşitleri ve Malzemeleri	17
2.2.1. Endodontik implantlar	17
2.2.2. İntramukozal implantlar	18
2.2.3. Subperiostal (kemik üstü) implantlar	18
2.2.4. Transmandibular implantlar	20
2.2.5. Zigomatik implantlar	20
2.2.6. Endosteal (kemik içi) implantlar	21
2.2.6.1. Blade tipi	25
2.2.6.2. Vida tipi	25
2.2.6.3. Silindir tipi	26
2.3. İmplantın Çene Kemiğine Montaj Aşamaları	27
2.4. İmplant Malzemeleri	28
2.5. Yüzey Modifikasyonlarının İmplant Stabilitesi Üzerindeki Etkisi	31
2.6. İmplant Kuvvet İlişkisi	33
2.6.1. Gerilme	36
2.6.2. Gerinim	38
2.6.3. Elastik modül	38
2.7. İmplantların İmalat Süreçleri	41
2.8. Abutment Tanımı	43
2.8.1. Abutment çeşitleri ve malzemeleri	44
2.8.2. Abutment tasarımları	44
2.8.3. Abutment malzemeleri	47
2.8.4. Yüzey modifikasyonlarının abutment stabilitesi üzerindeki etkisi	48
2.8.5. Farklı implant tasarımlarının ve malzemelerinin klinik çalışmaları	49
2.8.6. Farklı abutment tasarımlarının ve malzemelerinin klinik çalışmaları	49

2.9. Sonlu Elemanlar Analizi ve Optimizasyon	50
2.9.1. Swanson analysis systems (ANSYS) tanımı	50
2.9.2. ANSYS'in kullanım alanları	51
2.9.3. Sonlu elemanlar analizi (FEA)	52
2.9.4. Mühendislik ve tıp alanlarında ANSYS	53
2.9.5. Diş hekimliğinde ANSYS uygulamaları	54
2.9.6. İstatistik analiz	55
2.9.7. Varyans analizi (ANOVA) testi	56
2.9.8. Kruskal wallis testi	57
3. FARKLI MEKANİK SIKIŞTIRICILARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ, DENEYSEL SOFTWARE UYGULAMASI VE DEĞERLENDİRİLMESİ.....	59
3.1. Gömlekli İmplant Tasarımı ve ANSYS Analizi.....	59
3.1.1. Solid Works ile gömlekli implant tasarımı	60
3.1.2. İmplant sistemlerine ait modellerin ANSYS'e aktarılması.....	61
3.1.3. Malzeme ve yük tanımlamaları	62
3.1.4. Sonlu elemanlar analizinin uygulanması ve sonuçlar	62
3.2. Farklı abutment tasarımları ve ANSYS analizi	78
3.3. İmplant Prototiplerinin Hazırlanması	81
3.4. Kemik Numunesinin hazırlanması	82
3.4.1. İmplant numunelerinin kemik kesitine montaj edilmesi	83
3.4.2. Kemik kesitinin çift etkili silindire bağlanması	84
3.5. Pnömatik Sistem Deney Parçaları	84
3.6. Kompresör	85
3.7. Arduino Yazılımı.....	85
3.8. Deneyin Uygulanması	89
3.9. Deney Verileri ve Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi ..	91
4. SONUÇLAR	113
KAYNAKLAR.....	119
ÖZGEÇMİŞ	131

KISALTMALAR

ANSYS	: ANSYS Workbench Analiz Yazılımı
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım
FEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
Mesh	: Ağ, Sonlu elemanlar modeli oluşturmak için kullanılan ağ yapısı
PEEK	: Polyetheretherketone
Missing	: Grupta eksik veri olup olmadığını gösterir.
Median	: Gruplar arasında medyanların karşılaştırılması ile ilgilidir.



SİMGELER

E	: Young Modülü: Elastik Modül (Pa veya GPa)
ν	: Poisson Oranı: Boyutsuz birim
σ	: Gerilim , N/m ² (Pa) yada N/mm ² (MPa)
ϵ	: Birim Deformasyon (boyutsuz)
ρ	: Yoğunluk
MPa	: Megapaskal
F	: Kuvvet (N)
N	: Her grup için örneklem büyüklüğünü (Kruskal-Wallis)
p	: Test sonucunun istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığını gösterir
q'	: Çoklu karşılaştırmalar testlerinde kullanılan bir istatistik
A	: Kuvvetin uygulandığı alan (metrekare, m ²)
ΔL	: Malzemenin uzama veya kılma miktarı (metre, m)
L₀	: Malzemenin başlangıçtaki orijinal uzunluğu (metre, m)
τ	: Kayma gerilmesi, N/m ² (Pa) yada N/mm ² (MPa)



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1.1. Geçmişten günümüze implant teknolojisinin gelişimi.....	5
Tablo 3.1. İmplant montaj sistemlerindeki her bir parçanın 100N, 200N, 300N, 400N da eksenel ve oblik yükte von-Mises değerleri (MPa), (VL: eksenel yük, VO: Oblik yük).	63
Tablo 3.2. İmplant montajı modelleri için Kruskal-Wallis Tek Yönlü Varyans Analizi (A, B, C, D, E)	80
Tablo 3.3. İmplant montajı sonuçlarının bir kısmının gösterilmesi.	92
Tablo 3.4. İmplant montajı yapılmış kemiğin pnömotik deney test düzeneğinde 2954, 3100, 4250 ve 8833 baskılardaki kemik çap değişimi	111



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Bir implantın çene kemiği üzerinde eksik dişin yerinde gösterilmesi.	16
Şekil 2.2. İmplant uygulamasının doğal diş ile bütünleşik olarak gösterilmesi.....	16
Şekil 2.3. Endodontik implant görünümü.	18
Şekil 2.4. İntramukozal implant görünümü.	18
Şekil 2.5. Kemik üstü implantın çene kemiğinde gösterilmesi.....	19
Şekil 2.6. Transmandibular implantın çene kemiğinde gösterilmesi.	20
Şekil 2.7. Zigomatik implantın çene kemiğinde gösterilmesi.....	21
Şekil 2.8. Kemik içi implantın çene kemiğinde gösterilmesi.	22
Şekil 2.9. Günümüz implant tedavisinde kullanılan tek üye endosteal implant	23
Şekil 2.10. Günümüz implant tedavisinde kullanılan çift destekli endosteal implantlar.	24
Şekil 2.11. Günümüz implant tedavisinde kullanılan komple damak destekli endosteal implantlar.	24
Şekil 2.12. İmplant tedavisinde kullanılan sırasıyla tekli ve üçlü olarak bıçak formu diş implantı.....	25
Şekil 2.13. Farklı implant geometrileri.	26
Şekil 2.14. Silindir tipi implant	26
Şekil 2.15. İmplant montajı şematik gösterim.	27
Şekil 2.16. İmplant çene kemiği montaj aşamaları.	27
Şekil 2.17. İmplant montajında kullanılan parça kompleksi ve genel olarak kullanılan malzemelerinin şematik gösterimi.	29
Şekil 2.18. İmplant için kullanılan farklı malzemeler.....	31
Şekil 2.19. Çiğneme kuvvet yön ve dağılımları.....	33
Şekil 2.20. Çiğneme kuvvet dağılımı.....	34
Şekil 2.21. Bir malzemenin elastik bölgesindeki gerilme ve gerinim ilişkisi.....	39
Şekil 2.22. Malzemenin plastik ve elastik bölgelerinde gerilme ve gerinim ilişkisi.	40
Şekil 2.23. İmalattan montaja implant süreci.	42
Şekil 2.24. Standart abutment.	45
Şekil 2.25. Açılı abutment.	45
Şekil 2.26. Kişiye özel abutmentler.	45
Şekil 2.27. Sementle tutunan abutmentler.	46
Şekil 2.28. Vidalı abutment.	46
Şekil 2.29. Bilye abutmentler.....	46
Şekil 2.30. Manyetik abutmentler.....	47
Şekil 2.31. Locator abutmentler.....	47
Şekil 3.1. Sonlu elemanlar analizinde kullanılacak analiz kesitinin gösterilmesi.	60
Şekil 3.2. İmplant modelleri ve kemik kesitinde implant sistemlerinin montajı	61
Şekil 3.3. K, D1 ve D2 implant modelleri için 100N- 400N aralığında eksenel yükte von-Mises değerleri.....	64
Şekil 3.4. K, D1 ve D2 implant modelleri için 100N- 400N aralığında oblik yükte von-Mises değerleri.....	65

Şekil 3.5. K implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki von Mises gerilim dağılımı.	67
Şekil 3.6. D1 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki von Mises gerilim dağılımı.	68
Şekil 3.7. D2 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki von Mises gerilim dağılımı.	69
Şekil 3.8. VL: Eksenel yük, VO: Oblik yük, 100N ve 200N da K, D1, D2 istemlerinin eksenel, oblik yükte maksimum ve minumum genleme değerleri.	71
Şekil 3.9. VL: Eksenel yük, VO: Oblik yük, 100N ve 200N da K, D1, D2 istemlerinin eksenel, oblik yükte maksimum ve minumum genleme değerleri.	72
Şekil 3.10. K implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki deformasyon dağılımı.	73
Şekil 3.11. D1 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki deformasyon dağılımı.	74
Şekil 3.12. D2 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki deformasyon dağılımı.	76
Şekil 3.13. (a) Dental anatomi ve periodonsiyum bölümleri tarafından tasarlanan kemik kesit modeli çene kemiği; (b) “copaSKY implant 4.0 longueur Ø5.2 mm” implantın Solidworks tasarım görüntüsü; (c) Analizde kullanılan üç boyutlu abutment modelleri	79
Şekil 3.14. (a) Abutment vidalı sistem, (b)Kron vidalı sistem, (c) genişletilmiş yüzeyli abutment (d) genişletilmiş yüzeyli setuskur vidalı abutment, (e) elastoplastik abutment	79
Şekil 3.15. Talaşlı imalat ile üretilen gömlekli implant ile günümüz tedavilerinde kullanılan implant şekilleri; İmplant numulerinin, (a) perspektif görüntüleri, (b) önden görünüşleri.	82
Şekil 3.16. Gömlekli implant prototipinin inek kaval kemiğine montajı.	82
Şekil 3.17. İmplant numunelerinin montajında kullanılan kemik numunelerinin farklı yönlerden görünümü.	83
Şekil 3.18. İmplant montajının yapıldığı kemik numunesi.	83
Şekil 3.19. Çift etkili pistonla takılmış kemik modeli.	84
Şekil 3.20. 5/2 elektropnömatik valf.	85
Şekil 3.21. Sabit basınç kontrolü için kullanılan kompresör.	85
Şekil 3.22. Yazılım kontrolü için kullanılan arduino uno.	86
Şekil 3.23. Arduino uno ve board devre bağlantı yapısı.	86
Şekil 3.24. Arduino Uno ile deney yazılımı.	87
Şekil 3.25. Arduino uno bilgisayar arayüzü.	88
Şekil 3.26. Deney setinin görünümünü.	90
Şekil 3.27. Kemik kesitinin çift etkili pistonla geri (a) ve ileri (b) konumunda gösterilmesi.	90
Şekil 3.28. Deney sonu implant numunelerinin durumu (a) gömlekli implant, (b) copy SKY implant.	90
Şekil 3.29. Arduino seriporttan verilerin alınması.	91
Şekil 3.30. K ve D1 sistemlerinin farklı baskılardaki deneysel deformasyon karşılaştırmaları.	94
Şekil 3.31. Gömlekli implant (D1), 2954 çiğneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü.	95
Şekil 3.32. Gömlekli implant (D1), 2954 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü.	97

Şekil 3.33. Gömlekli implant (D1), 4265 çiğneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü.....	99
Şekil 3.34. Gömlekli implant (D1), 4265 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü	101
Şekil 3.35. Gömlekli implant (D1), 8833 çiğneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü.....	102
Şekil 3.36. Gömlekli implant (D1), 8833 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü	104
Şekil 3.37. Mevcut implant (K), 3100 çiğneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü	106
Şekil 3.38. Mevcut implant (K), 3100 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü	108
Şekil 3.39. Mevcut implant (K), 4250 çiğneme sayısı için FEA görüntüsü	109
Şekil 3.40. Mevcut implant (K), 4250 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü	110
Şekil 3.41. 4265 baskı sonrası gömlekli implant montaj edilmiş kemik numunesindeki deformasyonu.....	112
Şekil 3.42. 3100 baskı sonrası mevcut (klasik) implant montaj edilmiş kemik numunesindeki deformasyonu.	112
Şekil 3.43. 3100 ve 4295 baskı sonrası kemik deformasyonun ölçülmesi.	112



DENTAL İMPLANT (Ti6Al4V) VE ABUTMENT MONTAJLARINDA FARKLI SİSTEM ALTERNATİFİ OLARAK MEKANİK SIKIŞTIRICILARIN ARAŞTIRILMASI VE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, diş implant tedavisinde kullanılan implant ve abutment gibi bileşenler için alternatif tasarımlar ve malzemeler geliştirmektir. Diş implantları, eksik dişlerin yerine kullanılan yapay bileşenlerdir. İmplant sistemi, implant, abutment ve kron (protez) olmak üzere üç ana parçadan oluşur. İmplant, çene kemiğine vidalanarak yerleştirilir ve implant sisteminin temelini oluşturan dişin kökü olarak işlev görür. Yüksek biyouyumlulukları ve dayanıklılıkları nedeniyle genellikle titanyum alaşımı veya zirkonyumdan yapılırlar.

Mevcut implant geometrileri üzerindeki yiv(diş) nedeni ile çene kemiğine montajı ve sonrasında, kemik üzerinde çizgisel kesme gerilmesine neden olduğu düşünülmektedir. Bu anlamda implant geometrileri için literatür çalışmalarında v-dişli, kare dişli, dikdörtgen dişli, ters koni dişli, çift dişli ve mikro dişli gibi çeşitli dişli türleri, implantın çene kemiğine tutunmasını iyileştirmek için uygulanmıştır. Ayrıca, literatür incelemeleri, farklı dişli türlerine yönelik geniş kapsamlı çalışmalar göstermiştir.

İmplant üzerindeki yiv(diş) yerine çene kemiği yuvasında çap yönünde genişleyen bir gömleğin esas alındığı bu çalışmada, tasarlanan alternatif implant sistemi gömlekli implant olarak tanımlanmıştır. Tasarımı yapılan gömlekli implant ile mevcut implant geometrilerine ait modeller için eksenel ve açılı kuvvet altında sonlu elemanlar analizi (FEA) uygulanması hedeflenmiştir. Sonlu elemanlar analizi (FEA), mühendislikte bir yapının veya bileşenin davranışını sayısal olarak modellemek ve simüle etmek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu amaçla çene kemiğine Ø5.2 mm x 4 mm ölçülerinde “copaSKY” markalı bir diş implantı yerleştirilmiştir. Ayrıca, Ø5.5 x 4.5 mm ve Ø5.6 x 5 mm ölçülerinde tasarlanan gömlekli implant da çene kemiğine yerleştirilmiştir. Her iki modele de 100N ile 400N arasında değişen eksenel ve eğik kuvvetler uygulanmıştır. Modellerin deformasyon, gerilim gibi analiz değerleri karşılaştırılarak yorumlanmıştır. Sonuç olarak, diş implantlarının dişleri üzerinde gerilme yığılmaları gözlemlenmiştir. Buna karşın, alternatif gömlekli implant modellerinde, dişlilerin olmaması nedeniyle gerilme yığılmalarının kayma yönünde doğrusal yerine eksenel ve homojen olarak dağıldığı anlaşılmıştır.

Deneyssel uygulama olarak, gömlekli implantın metal prototipleri ve mevcut implant tedavisinde kullanılan bir implant örneği (copaSKY) cansız bir kemik parçasına yerleştirilmiştir. Daha sonra, kemik üzerindeki implantlara saniyede bir baskı yapacak şekilde 2954-8833 aralığında baskı yapacak pnömatik bir test düzeni oluşturulmuş ve kemik üzerindeki deformasyon miktarı bir yük hücresi ile ölçülmüştür. Ölçüm verileri ANSYS'te kuvvet değeri olarak kullanılmış ve ölçüm verileri sonlu eleman testi sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmanın bir diğer amacı, çiğneme sırasında farklı yönlerden ve kuvvetlerden kaynaklanan kuvvetler için abutment üzerindeki gerilme yığılmalarını azaltmaktır. Klinik açıdan, mevcut implant tedavi uygulamalarında kullanılan abutmentlerin yetersizliği ve sınırlı montaj yüzeyi veya geometrisi, farklı tasarımlar arayışına yol açmıştır. Bu bağlamda, implant-abutment bağlantısının mekanik dayanıklılığını artırmak ve daha homojen bir gerilme dağılımı sağlayarak implant sisteminin uzun vadeli başarısını sağlamak hedeflenmiştir. Bu amaçla beş farklı abutment tasarımı yapılmıştır. Bu tasarımlara ait modellerin deformasyon ve gerilme yükü dağılımını hesaplamak ve karşılaştırmak için simülasyon ortamında eksenel kuvvetler uygulanmıştır. Yöntem olarak, implant tedavilerinde kullanılan parçaların ve implant sistemini oluşturan bileşenlerin üç boyutlu modelleri tasarlanmıştır. Bu modellerle farklı abutment tasarımları oluşturulmuştur. İmplant tedavilerinde kullanılan mevcut malzeme değerleri referans alınarak, her implant sistemi modeline ANSYS yazılımında farklı eksenel yükler uygulanarak sonlu elemanlar analizi (FEA) yapılmıştır. Uygulanan yük sonrası elde edilen gerilme değerleri için karşılaştırmalı analiz grafikleri hazırlanmış ve yorumlanmıştır. Bulgular, abutment tasarımı ve malzeme seçiminin mekanik performansı önemli ölçüde etkilediğini göstermektedir. Mevcut abutment geometrisinin de karşılaştırıldığı beş farklı abutment modeliyle oluşturulan implant sistemleri arasında, özellikle viskoelastik ve yüzey alanı artırılmış abutment tasarımlarının, yükün abutment üzerinde homojen ve eksenel olarak dağıtılmasına katkı sağladığı tespit edilmiştir. Gerilim değerleri ve dağılımları göz önüne alındığında, bu çalışmada mevcut abutment modellerine alternatif olarak değerlendirilen tasarımların, abutment malzemesinin mekanik ömrüne olumlu katkı sağladığı sonucuna varılmıştır. Bu çalışma, mevcut uygulamalara yeni bir bakış açısı sunarak tedavi uygulamalarına bir alternatif sağlamaktadır.

Bu çalışmaların bulguları, modern diş implantları ve abutmentlerde kullanılan tasarım ve malzemelerin geliştirilmesine önemli katkılar sağlamaktadır. Ancak, gelecekteki çalışmalarla bu bulguların daha da geliştirilebileceği mümkündür. Örneğin, biyomalzeme biliminin ilerlemeleri kullanılarak, implant ve abutment sistemlerinde kullanılan farklı malzemelerin biyomekanik özellikleri değerlendirilebilir. Ayrıca, biyouyumlu polimerler gibi alternatif malzemeler, titanyum alaşımı ve zirkonyum gibi geleneksel metallerin yerini alma potansiyeline sahiptir. Özellikle, PEEK gibi polimerler üzerine yapılan araştırmalar, implantların uzun vadeli başarısını artırabilir. Bunun yanı sıra, bu çalışmada laboratuvar koşullarında elde edilen sonuçların gelecekteki klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

Yeni tasarım ve malzemelerin gerçek dünya performansını doğrulamak için gerçek hastalar üzerinde uzun süreli klinik gözlemler hayati öneme sahiptir. Ayrıca, implantların kemikle bütünleşme süreci olan osseointegrasyon daha ayrıntılı olarak incelenebilir ve bu süreci hızlandıran ve başarı oranlarını artıran yeni yüzey kaplamaları ve mikro yapılar geliştirilebilir.

Bu tezin bulgularına dayanarak, gelecekte bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve üretim (CAM) teknolojilerinin daha geniş kullanımı, implant ve abutment tasarımlarının kişiselleştirilmesine olanak tanıyacaktır. Bu kişiselleştirilmiş tasarımlar, her hastanın benzersiz anatomik yapısına göre özelleştirilmiş implantların üretilmesine olanak tanıyarak cerrahi prosedürlerin başarı oranlarını artırabilir ve iyileşme sürelerini kısaltabilir.

Son olarak, yapay zekâ ve makine öğrenimi algoritmaları kullanılarak geliştirilen simülasyon modelleri, implant yerleştirme sürecindeki riskleri minimize edebilir ve

cerrahlar için karar verme süreçlerini destekleyebilir. Özellikle, farklı hasta gruplarına uygulanabilir kişiselleştirilmiş tedavi planları geliştirilebilir. Gelecekteki araştırmalar, bu tür yapay zekâ uygulamalarının klinik ortamlarda geliştirilmesine ve test edilmesine odaklanmalı, diş implantolojisinde önemli yenilikler sunmalıdır.

Bu çalışma, mevcut implant sistemlerine alternatif olarak yeni tasarımlar sunmakla kalmayıp, gelecekteki araştırmalarla daha kapsamlı sonuçlar elde edilebileceğini de öne sürmektedir. Yeni malzemelerin, tasarımların ve teknolojilerin geliştirilmesi, diş implantlarının klinik başarısının artırılmasında kilit adımlar olacaktır.

Malzeme geliştirme bağlamında, gelecekteki çalışmalar hem polimerlerin hem de metallerin özelliklerini birleştiren kompozit malzemelerin optimizasyonuna da odaklanabilir. Bu tür hibrit malzemeler, metallerin gücünü ve dayanıklılığını, polimerlerin esnekliği ve biyouyumluluğu ile birleştirebilir. 3D baskı teknolojisinin kullanılarak bu malzemelerle hasta spesifik implantların üretilmesi, diş tedavilerinde devrim yaratabilir. Hassas özelleştirme ve hızlı prototipleme sağlayarak, 3D baskı, üretim sürelerini ve maliyetleri azaltırken yüksek kaliteli sonuçlar elde edilmesini sağlayabilir.

Ayrıca, implantların osseointegrasyonunu (implantın kemikle bütünleşmesi) ve antibakteriyel özelliklerini iyileştirmek için yüzey işleme teknolojileri araştırılabilir. Hidroksiapatit veya titanyum dioksit gibi kaplamalar, kemiğin doğal yapısını taklit ederek, implantın çevreleyen doku ile bütünleşmesini artırabilir ve iyileşme süresini kısaltabilir. Bu gelişmeler, modern diş implantolojisinde hasta sonuçlarını iyileştirmek için kritik öneme sahiptir.



INVESTIGATION AND FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MECHANICAL COMPRESSORS AS DIFFERENT SYSTEM ALTERNATIVES IN DENTAL IMPLANT (Ti6Al4V) AND ABUTMENT INSTALLATIONS

SUMMARY

This study aims to develop alternative designs and materials for components such as implants and abutments used in dental implant treatment. Dental implants are artificial components used to replace missing teeth. The implant system consists of three main parts: implant, abutment, and crown (prosthesis). The implant is screwed into the jawbone and acts as the root of the tooth that forms the basis of the implant system. They are usually made of titanium alloy or zirconium due to their high biocompatibility and durability.

The groove (tooth) on the existing implant geometries is thought to cause linear shear stress on the bone during and after its installation in the jawbone. In this sense, in the literature studies for implant geometries, various gear types such as v-gear, square gear, rectangular gear, inverted cone gear, double gear, and micro gear have been applied to improve the attachment of the implant to the jawbone. In addition, literature reviews have shown extensive studies on different gear types.

In this study, the designed alternative implant system is defined as a liner implant based on a liner that expands in the jawbone socket in the diameter direction instead of the groove (tooth) on the implant. Finite element analysis (FEA) under axial and angular forces was aimed to be applied to the models of the designed lined implant and existing implant geometries. Finite element analysis (FEA) is a widely used method in engineering to numerically model and simulate the behavior of a structure or component. For this purpose, a 'copaSKY' branded dental implant measuring Ø5.2 mm x 4 mm was placed in the jawbone. In addition, Ø5.5 x 4.5 mm and Ø5.6 x 5 mm shelled implants were also placed in the jawbone. Axial and oblique forces ranging from 100N to 400N were applied to both models. Analysis values of the models, such as deformation and stress, were compared and interpreted. As a result, stress concentrations were observed in the gears of dental implants. On the other hand, in implant models with alternative liners, it was understood that stress concentrations were distributed axially and homogeneously in the shear direction instead of linearly due to the absence of gears.

As an experimental application, metal prototypes of the lined implant and a sample of an implant used in current implant therapy (copaSKY) were placed on an inanimate bone fragment. Then, a pneumatic test setup was set up to compress the implants on the bone at a rate of one compression per second in the range of 2954-8833, and the amount of deformation on the bone was measured with a load cell. The measurement data were used as force values in ANSYS, and the measurement data were compared with the finite element test results.

Another aim of this study was to reduce stress concentrations on the abutment for forces originating from different directions and forces during mastication. From a clinical point of view, the inadequacy and limited mounting surface or geometry of

abutments used in current implant treatment applications have led to the search for different designs. In this context, the aim was to increase the mechanical strength of the implant-abutment connection and to ensure the long-term success of the implant system by providing a more homogeneous stress distribution. For this purpose, five different abutment designs were made. Axial forces were applied in the simulation environment to calculate and compare the deformation and stress load distribution of the models of these designs. As a method, three-dimensional models of the parts used in implant treatments and the components of the implant system were designed. Different abutment designs were created with these models. Finite element analysis (FEA) was performed by applying different axial loads to each implant system model in ANSYS software concerning the current material values used in implant treatments. Comparative analysis graphs were prepared and interpreted for the stress values obtained after the applied load. The findings show that abutment design and material selection significantly affect mechanical performance. Among the implant systems created with five different abutment models, in which the existing abutment geometry was also compared, it was found that especially viscoelastic and abutment designs with increased surface area contributed to the homogeneous and axial distribution of the load on the abutment. Considering the stress values and distributions, it was concluded that the designs evaluated in this study as an alternative to the existing abutment models contribute positively to the mechanical life of the abutment material. This study provides an alternative to treatment applications by offering a new perspective on existing applications.

The findings of these studies provide significant contributions to the development of designs and materials used in modern dental implants and abutments. However, it is possible that these findings can be further improved with future studies. For example, the biomechanical properties of different materials used in implant and abutment systems can be evaluated by utilizing advances in biomaterials science. Furthermore, alternative materials such as biocompatible polymers have the potential to replace traditional metals such as titanium alloy and zirconium. In particular, research on polymers such as PEEK may improve the long-term success of implants. In addition, future clinical studies need to support the results obtained in laboratory conditions in this study.

Long-term clinical observations on actual patients are vital to validate the real-world performance of new designs and materials. In addition, osseointegration, the process by which implants integrate with bone, can be studied in more detail. New surface coatings and microstructures can be developed to accelerate this process and increase success rates.

Based on this thesis's findings, the broader use of computer-aided design (CAD) and manufacturing (CAM) technologies in the future will allow for the personalization of implant and abutment designs. These personalized designs may increase the success rates of surgical procedures and shorten recovery times by enabling the production of implants customized to each patient's unique anatomical structure.

Finally, simulation models developed using artificial intelligence and machine learning algorithms can minimize risks in implant placement and support surgeons' decision-making processes. In particular, personalized treatment plans applicable to different patient groups can be developed. Future research should focus on developing and testing such artificial intelligence applications in clinical settings, offering significant innovations in dental implantology.

This study not only presents new designs as alternatives to existing implant systems but also suggests that future research can obtain more comprehensive results. The development of new materials, designs, and technologies will be key to improving the clinical success of dental implants.

In the context of materials development, future work could also focus on optimizing composite materials that combine the properties of polymers and metals. Such hybrid materials can combine the strength and durability of metals with the flexibility and biocompatibility of polymers. The production of patient-specific implants with these materials using 3D printing technology could revolutionize dental treatments. By enabling precise customization and rapid prototyping, 3D printing can ensure high-quality results while reducing production times and costs.

Furthermore, surface treatment technologies can be investigated to improve implants' osseointegration (integration of the implant into the bone) and antibacterial properties. Coatings such as hydroxyapatite or titanium dioxide can mimic the natural structure of bone, increasing the implant's integration with the surrounding tissue and shortening healing time. These developments are critical to improving patient outcomes in modern dental implantology.



1. GİRİŞ

İmplantlar, vücut içine yerleştirilen ve doğal yapıların yerini almak veya desteklemek amacıyla kullanılan yapay nesnelerdir. Bu parçalar, genellikle titanyum veya biyouyumlu diğer malzemelerden yapılır ve vücut dokularıyla uyumlu, sağlam ve dayanıklı yapılar olarak tasarlanırlar [1][2]. İmplantlar, diş tedavisinden ortopedik cerrahiye, kardiyovasküler uygulamalardan işitme kaybının giderilmesine kadar geniş bir yelpazede kullanılmaktadır. Her bir implant türü, belirli bir tıbbi ihtiyaç için tasarlanmış ve geliştirilmiştir.

Ortopedik implantlar, kırık kemiklerin sabitlenmesi, eklem protezleri ve omurga sabitleyicileri gibi uygulamalarda kullanılır [3]. Dejeneratif(dokuların ya da organların normal işlevlerini zamanla kaybetmesi) eklem hastalıkları yaşayan bireylerde ağrıyı hafifletmek ve hareket yeteneğini geliştirmek amacıyla uygulanmaktadır [4]. Bu protezler, genellikle metal ve plastik bileşenlerden yapılır ve yüksek mukavemet gerektiren ortamlarda uzun süreli dayanıklılık sağlar [5]. Bu malzemeler, implantın vücut içinde uzun süre dayanabilmesini ve biyolojik olarak uyumlu olmasını sağlar. Ortopedik implantlar, diz, kalça, omuz gibi büyük eklemler için uygulanan protez cihazlarını içerir ve platin, vidalar, çiviler, plakalar gibi kırık tedavisi için kullanılan cihazlar olarak çeşitlilik gösterir. Kalça ve diz protezleri, eklem kireçlenmesi (osteoartrit) gibi dejeneratif hastalıkların tedavisinde yaygın olarak kullanılır ve bu protezler hastanın hareket kabiliyetini geri kazandırır. Omurga implantları, omurgayı stabilize etmek veya omurga eğriliklerini düzeltmek amacıyla kullanılmakta olup, özellikle skolyoz gibi rahatsızlıkların tedavisinde önemli bir yer tutmaktadır. Teknolojideki gelişmelerle, günümüzde kişiye özel ortopedik implantlar 3D baskı teknolojisiyle üretilmekte, bu sayede hastanın anatomisine en uygun implant tasarlanabilmektedir. Ayrıca, biyomalzeme araştırmaları, kemikle daha iyi bütünleşen implantların geliştirilmesini sağlamaktadır. Gelecekte akıllı implantlar, sensörlerle donatılarak hastanın iyileşme sürecini izleyebilir ve gerektiğinde doktorlara bilgi verebilir hale gelecektir. Ortopedik implantlar, özellikle yaşlanan nüfusun artışıyla birlikte kemik ve eklem sağlığını desteklemede kritik bir rol oynamakta ve bireylerin yaşam kalitesini önemli ölçüde artırmaktadır.

Kardiyovasküler implantlar, kalp ve damar sistemi hastalıklarının tedavisinde kullanılır [6],[7]. Kalp pilleri (pacemaker), aritmi gibi kalp ritmi bozukluklarının tedavisinde kalp atışlarını düzenlemek için deri altına yerleştirilen elektronik cihazlardır [8]. Kardiyovasküler hastalıklar, dünya çapında başlıca ölüm ve sakatlık sebeplerinden biri olduğundan, bu tür implantların önemi oldukça fazladır. Kardiyovasküler implantların çeşitleri arasında stentler, kalp kapakçıkları, pacemaker'lar (kalp pilleri), defibrilatörler (elektrik şoku uygulayan cihaz) ve yapay kalpler gibi cihazlar bulunur. Kardiyovasküler implantlar, kalp ve damar sistemindeki sorunları iyileştirmek amacıyla kullanılan tıbbi cihazlardır ve bu alanda önemli ilerlemeler kaydetmişlerdir. İlk olarak 20. yüzyılın başlarında kalp cerrahisinin gelişmesiyle ortaya çıkmışlardır. Özellikle stentler, pacemaker'lar (kalp pilleri), defibrilatörler ve yapay kalpler, bu teknolojinin başlıca bileşenleri olmuştur. 1950'lerde kalp-akciğer makinesinin geliştirilmesi ile açık kalp ameliyatları mümkün hale gelmiş, bu da kalp kapakçıkları ve damarların cerrahi onarımı için yeni fırsatlar doğurmuştur. Stentler, ilk olarak 1980'lerde kullanılmaya başlanmış ve zamanla metalik, polimer bazlı ve ilaç kaplı olmak üzere çeşitli tiplerde geliştirilmiştir. Pacemaker'lar, kalp ritim bozukluklarını tedavi etmek amacıyla 1958'de ilk kez İsveçli cerrah Åke Senning tarafından yerleştirilmiştir. Bu cihazlar, kalbin elektriksel aktivitesini düzenleyerek aritmi gibi ciddi durumları kontrol altına alır. İmplant edilebilir kardiyoverter defibrilatörler (ICD'ler) ise tehlikeli aritmileri tespit eder ve gerektiğinde kalbe şok vererek ritmi düzeltir. Ayrıca yapay kalpler, kalp yetmezliği gibi durumlarda geçici veya kalıcı çözümler sunan önemli bir teknolojidir. Kalp kapakçıkları ise mekanik ve biyolojik olarak iki temel gruba ayrılmaktadır. Mekanik kapakçıklar dayanıklı malzemelerden yapılırken, biyolojik kapakçıklar hayvan dokularından üretilir ve daha doğal bir kan akışı sağlamaktadır. Günümüzde minimal invaziv(küçük kesiler yoluyla gerçekleştirilen ameliyat) cerrahi, 3D baskı teknolojileri ve yapay zeka destekli tedavi yöntemleri bu cihazları daha da gelişmiş hale getirmiştir. Gelecekte biyomalzeme araştırmaları ve hücre mühendisliği sayesinde daha biyolojik olarak uyumlu ve yenilenebilir implantlar geliştirilmeye çalışılmaktadır. Kardiyovasküler implantlar, kalp sağlığını korumada kritik bir öneme sahip olup, bu alandaki teknolojik ilerlemeler sayesinde daha güvenli, etkili ve uzun ömürlü hale gelmektedir.

Koklear implantlar, işitme kaybı olan bireylerde işitme yetisini geri kazandırmak için iç kulağa yerleştirilen elektronik cihazlardır [9][10]. Bu cihazlar, ses sinyallerini elektriksel sinyallere dönüştürerek işitme sinirine iletir ve böylece işitme yetisi sağlar [10] [11]. Geleneksel işitme cihazlarından farklı olarak, koklear implantlar sesi sadece yükseltmek yerine, doğrudan işitme sinirine elektriksel uyarılar gönderir. Bu implantlar, özellikle şiddetli veya derin işitme kaybı yaşayan bireylerde etkili olur. Koklear implant iki ana bileşenden oluşur: dışarıda yer alan bir ses işlemcisi ve cerrahi olarak kulağa yerleştirilen bir iç alıcı-elektrot sistemi. Ses işlemcisi, çevredeki sesleri toplar, bu sesleri dijital sinyallere dönüştürür ve bu sinyalleri baş derisi altına yerleştirilen alıcıya iletir. Alıcı ise bu sinyalleri elektrot aracılığıyla doğrudan iç kulaktaki (koklea) işitme sinirine gönderir, bu da beynin bu sinyalleri işitme olarak algılamasını sağlar. Koklear implantlar, özellikle çocuklarda erken yaşta yerleştirildiğinde dil gelişimi ve konuşma becerileri üzerinde büyük bir olumlu etkiye sahiptir. Yetişkinlerde ise, işitme kaybının ilerlediği durumlarda iletişim yeteneğini yeniden kazandırarak yaşam kalitesini önemli ölçüde artırır. Gelişen teknolojiyle birlikte, koklear implantlar daha kompakt, suya dayanıklı ve gelişmiş ses işleme yeteneklerine sahip hale gelmiştir. Gelecekte, sinirsel bağlantıları optimize eden ve işitme deneyimini daha doğal hale getiren yeni nesil implantlar üzerinde çalışmalar devam etmektedir. Koklear implantlar, işitme engeli olan bireylere yeniden sesleri duyabilme ve sosyal hayata aktif katılım sağlama imkanı sunarak, bu alandaki en önemli tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir.

Göz implantları, görme yetisini kaybetmiş bireylerde görme yetisini geri kazandırmak için kullanılır [12]. Yapay retina implantları, retinadaki hasarlı fotoreseptör hücrelerin yerini alarak görme sinyallerini beyne iletir [13][14]. Bu implantlar, retinanın veya görme sinirlerinin işlevini yerine getirerek görme sürecine destek olurlar. Göz implantlarının en sık kullanılan türü, retina hastalıkları nedeniyle oluşan görme kaybını tedavi etmek amacıyla kullanılan retinal implantlardır, bunlar arasında retinitis pigmentosa ve yaşa bağlı makula dejenerasyonu gibi durumlar da bulunmaktadır. Retinal implantlar, gözün arkasındaki retinaya yerleştirilen mikroelettrotlardan oluşur. Bu elettrotlar, görme sinirlerini doğrudan uyararak beynin görsel bilgiyi işlemesine yardımcı olur. Çoğunlukla bir kamera ve video işlemci ile entegre edilen bu implantlar, dışarıdan gelen görüntüleri yakalar ve dijital sinyallere dönüştürerek bu sinyalleri retinaya iletir. Göz implantları arasında diğer bir önemli kategori de biyonik

gözlerdir. Biyonik gözler, ileri düzey teknolojilerle donatılmış sistemlerdir ve genellikle retinal implantlara benzer bir prensipte çalışırlar, ancak görme sinirleri veya beyin korteksi gibi farklı bölgeleri hedefleyebilirler. Ayrıca, kornea nakli gibi geleneksel tedavi yöntemlerine alternatif olarak yapay kornea implantları da mevcuttur. Bu implantlar, göz yüzeyinde hasar görmüş kornea dokusunu yapay bir malzeme ile değiştirerek görme yetisini geri kazandırmayı amaçlar. Göz implantları alanında yapılan son araştırmalar, bu teknolojilerin daha hassas ve doğal bir görme deneyimi sunmasını sağlamaya yönelik ilerlemelerle doludur. Özellikle yapay zeka ve ileri görüntü işleme teknolojileri, implantların daha karmaşık görsel bilgileri işleyebilmesini ve hastaların daha net bir görüş elde edebilmesini mümkün kılmaktadır. Gelecekte, optogenetik ve gen tedavisi gibi yenilikçi alanlarda yapılan çalışmalar sayesinde göz implantlarının daha geniş bir hasta grubuna hitap etmesi ve daha etkili sonuçlar vermesi beklenmektedir. Göz implantları, görme kaybı çeken kişiler için umut vadeden bir çözüm sunarak, bu alanda büyük bir tıbbi ve teknolojik ilerlemeyi temsil etmektedir.

Diş implantları diş eksikliğinde kullanılır. Bu implantlar, çene kemiğine entegre edilen yapay diş kökleri olarak işlev görür. Bu vidalar üzerine protez dişler monte edilir ve bu sayede hastaların doğal diş fonksiyonları ve estetik görünüşleri geri kazanılır [15]. Diş implantlarının geçmişi, insanlık tarihinin en eski dönemlerine kadar dayanmaktadır. Ve diş kayıplarını tedavi etme çabalarının bir parçası olarak başlar. Tablo 1.1'e göre antik çağlardan itibaren, diş eksikliklerini giderme girişimleri çeşitli şekillerde kendini göstermiştir. Eski Mısırlılar ve Mayalar, kaybedilen dişlerin yerine deniz kabukları, hayvan kemikleri veya fildişi gibi malzemeleri ile bu boşlukları doldurmaya çalışmışlardır. Bu erken girişimler, temel olarak estetik amaçlar güdülse de, bazılarının kemik dokusu ile kaynaşarak bir tür biyolojik entegrasyon sağladığına dair bulgular vardır [16].

Diş implantlarının modern şekliyle ortaya çıkışı, 20. yüzyılda İsveçli ortopedist Dr. Per-Ingvar Brånemark'ın 1952 yılında yaptığı bir keşifle başlar. Brånemark, titanyumun kemik dokusu ile biyolojik olarak uyum sağlayarak kaynaştığını (osseointegrasyon) fark etti. Bu buluş, diş hekimliğinde devrim niteliğinde bir adım oldu. İlk başarılı titanyum implant ise 1965 yılında çene kemiğine yerleştirildi ve diş implantolojisinin temeli atılmış oldu.

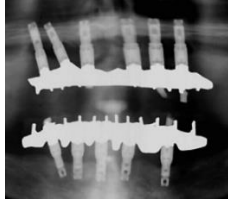
1980-1990 larda implant teknolojisi önemli gelişmeler göstermiştir. Osseointegrasyon kavramı geniş bir kabul görmüş ve titanyum, diş implantları için temel malzeme haline gelmiştir. Ayrıca bu dönemde implantların başarısının artırılması amacıyla yüzey kaplamaları, implant tasarımları ve cerrahi teknikler geliştirilmiştir. Bununla birlikte implant tedavileri uluslararası alanda yaygınlık kazandı ve klinik başarı oranları önemli ölçüde artmıştır. 2000'li yıllara gelindiğinde, diş implantları daha da gelişti. Yeni yüzey kaplama teknolojileri, implantın kemik dokusu ile daha hızlı entegrasyonunu sağladı. Bilgisayar destekli cerrahi ve 3D baskı teknolojileri, implant tedavisinde kişiye özel çözümler sunmaya başladı. Ayrıca, kemik rejenerasyonu ve implantların biyomekanik performansını artırmaya yönelik yeni malzemeler ve yöntemler geliştirildi. Günümüzde diş implantları, eksik diş tedavisinde diş hekimliğinin en çok tercih edilen ve etkili çözümlerinden biri olarak kabul edilmektedir. İmplantların şekli, boyutu ve yüzeyi hastanın ihtiyaçlarına göre özelleştirilebilmektedir. Ayrıca, implantolojide yapay zeka ve dijital planlama teknikleri de kullanılmaya başlanmış, tedavi süreçlerinin hızlanması ve hasta memnuniyetinin artmasına katkı sağlamıştır.

Bu süreç, modern diş implantolojisinin, bilimsel gelişmelerin ve klinik deneyimlerin sürekli ilerlemesiyle şekillenen bir tarihçe olarak karşımıza çıkmaktadır.

Tablo 1.1. Geçmişten günümüze implant teknolojisinin gelişimi [16].

Dönem	Gelişme	Uygulama	Açıklama
M.Ö. 2500	İlk implant denemeleri		Mısırlıların altın tel ligatürler kullanılarak diş stabilizasyonu uygulaması.
M.Ö. 500	İlk implant denemeleri		Etrüsklerin öküz kemiğinden yaptığı diş protezi.
M.Ö. 500	İlk implant denemeleri		Fenikelilerin periodontal olarak riskli dişlerin splintlenmesi için altın telleri denemesi.
M.S. 600	İlk implant denemeleri		Mayalar ve Mısırlılar, kabuk, taş ve metal gibi malzemelerle diş yerine geçen yapılar kullanmıştır.

Tablo 1.1. (Devamı) Geçmişten günümüze implant teknolojisinin gelişimi.

Dönem	Gelişme	Uygulama	Açıklama
18. yy.	Modern implantların başlangıcı		18. yüzyılda, altın ve diğer metallerle diş implantları yapılmaya başlandı. Ancak bu implantlar genellikle başarısız oldu.
1930'lar	Vitallium implantlar		Bu dönemde, kemikle uyumlu ve dayanıklı bir alaşım olan vitallium kullanıldı. Ancak uzun vadeli başarı oranı düşük kaldı. Vitallium, %65 kobalt, %30 krom, %5 molibden ve diğer maddelerden oluşan bir alaşımdır. Alaşım, korozyona karşı direnci nedeniyle diş hekimliğinde ve yapay eklemlerde kullanılır.
1930-1940	Silindirik implant		P.B.Adams, silindirik bir endosseöz implant için patent aldı.
1940-1950			G. Dahl tarafından İsveç'te geliştirilen subperiosteal implant.
1952	Brånemark ve osseointegrasyon		İsveçli ortopedist Per-Ingvar Brånemark, titanyumun kemikle kaynaşma yeteneğini keşfetti ve modern dental implantolojinin temelini attı.

Tablo 1.1. (Devamı) Geçmişten günümüze implant teknolojisinin gelişimi.

Dönem	Gelişme	Uygulama	Açıklama
1960			R. Chierchive tarafından yapılmış, Co-Cr'dan yapılmış çift sarmallı spiral implant.
1965	İlk başarılı insan implantı		Brånemark, ilk başarılı titanyum dental implantı bir insana yerleştirdi. Bu olay, implantoloji tarihi için milattır.
1960-1980			L. Linkow, kısmi yada toplu dişsizlik tedavisi için blade implant geliştirilmesi.
1980'ler	Ticari implantlar		Ticari olarak üretilen titanyum dental implantlar yaygınlaşmaya başladı. Farklı implant tasarımları ve yüzey işleme teknikleri geliştirildi.
2000'ler	Dijital implantoloji		Bilgisayar destekli cerrahi ve dijital görüntüleme teknolojileri, implant yerleştirme sürecini daha hassas ve öngörülebilir hale getirdi.
2010'lar	Biyomimetik implantlar		Doğal diş dokusunu taklit eden biyomimetik malzemeler ve tasarımlar üzerinde çalışmalar yoğunlaştı.
Günümüz	İleri malzemeler ve teknolojiler		Zirkonya gibi ileri malzemeler kullanımı yaygınlaşırken, nanoteknoloji ve 3D baskı teknikleri implant tasarımı ve üretiminde kullanılmaktadır.

1.1. Tezin Amacı

Bu tezin amacı, farklı implant ve abutment tasarımlarıyla diş implantları sisteminde kullanılan parçalara alternatif sunmaktır. Aynı zamanda yeni kullanılması hedeflenen parçaların mekanik performansını araştırmak ve doğrulamaktır. Mekanik performansın iyileştirilmesi implant ve abutmentlerin yük taşıma kapasitelerinin artırılması, kırılma veya deformasyon risklerinin azaltılmasına hizmet edecektir. Geleneksel tasarımlara kıyasla daha etkin yük dağılımı ve stabilite sağlayan yenilikçi tasarım yaklaşımlarının geliştirilmesi ve optimize edilmesi, tezin bilimsel katkısını artıracak bir diğer unsurdur. Ayrıca, alternatif malzemelerin ve tasarımların maliyet etkinliği ve üretim süreçlerinin kolaylaştırılmasında irdelenecek bir diğer hususdur. Son olarak, alternatif implant ve abutment tasarımları, klinik uygulamalardaki başarı oranlarının artırılması, komplikasyon risklerinin azaltılması, parça bulunabilirliğinin artırılmasını hedeflemektedir.

Bu tezin ikinci amacı, yeni tasarım ve kullanılan malzemeler ile biyouyumluluğunun artırılmasıdır. İmplant ve abutmentlerin uzun vadeli dayanıklılığını artırmak ve aşınma direncini iyileştirmek amacıyla alternatif biyomalzemelerin araştırılması önemlidir.

1.2. Hipotez

Bu çalışma için hipotez şu şekilde öne sürülmektedir;

Çalışmada sunulan alternatif implant ve abutment tasarımı ile geleneksel implant sistemlerinde kullanılan parçalara nazaran, diş implantlarının mekanik performansını önemli ölçüde artıracığı varsayılmaktadır. Bu hipotez, çalışmanın olası etkilerini hem simülatif hem de somut yöntemlerle test etmeye odaklanmıştır. Hipotezin doğrulanması halinde, diş implantları alanında uygulanan bu yenilikçi yöntemin bilimsel bir temele dayandırılacağı öngörülmektedir.

1.3. Literatür çalışması

Diş implantları, modern diş hekimliğinde doğal diş kaybını gidermek ve çene kemiği sağlığını korumak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada, diş implantlarının kemiğe olan stres etkileri ve bu etkileri minimize etmek için literatürde ele alınan farklı implant tasarımları incelenmiştir.

Aqsa Shaukat, Nida Zehra, Muhammad Kaleem ve Muhammad Amber Fareed tarafından kaleme alınan "Implant biomechanics relating to the dental implant and prosthesis design: In-vitro genleme gauge analysis and finite element analysis" başlıklı makale, dental implant ve protez tasarımında implant biyomekaniğine odaklanmakta ve farklı implant vida dişi tasarımları ile protez tutma yöntemlerinin peri-implant bölgedeki gerilme dağılımını in-vitro gerilme ölçüm analizleri ve sonlu elemanlar analizleri ile incelemektedir.

Çalışmanın amacı, implant ve protez tasarımına bağlı olarak biyomekanik yüklerin peri-implant kemik üzerindeki etkilerini analiz etmektir; bu amaçla Bio Horizon (BT) ve Grande Morse (TT) diş implantları farklı vida dişi ve tutma şekilleri ile karşılaştırılmıştır. Dört farklı modelde hem vida hem de yapıştırıcı destekli protez tutma yöntemleri kullanılmıştır. Gerilme ölçüm değerleri kaydedilerek SolidWorks ve Ansys yazılımları ile simülasyon yapılmış ve sonuçlarda farklı implant ve tutma şekillerinin peri-implant kemik gerilme dağılımında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu belirtilmiştir ($p < 0.05$). TT-C modelinde maksimum 1812 $\mu\epsilon$ gerilme değeri ölçülmüş ve trapezoid vida dişi tasarımının yüksek, destek vida dişi tasarımının ise düşük gerilme profili sergilediği gözlenmiştir. TT-C implantlar yüksek gerilme profili sergilerken BT-C'ler düşük gerilme profili göstermiştir. Bu bulgular, biyomekanik faktörlerin implant tasarımının uzun vadeli başarısı için önemini vurgulamaktadır. Makale, AIP Advances dergisinde yayımlanmış olup, DOI numarası 10.1063/5.0199243 olarak belirtilmiştir.

Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi ve ekibi tarafından hazırlanan "Stress Evaluation of Implant-Abutment Connections Under Different Loading Conditions: A 3D Finite Element Study" başlıklı makale, dental implantlar ve farklı bağlantı sistemlerinin okluzal yükleme altındaki gerilme dağılımını incelemektedir. Araştırma, farklı bağlantı türlerine (dış altıgen, iç altıgen ve Morse taper) sahip implant destekli protezlerin aksiyel ve eğik yükleme koşulları altındaki davranışını analiz etmektedir. Sonlu elemanlar metodu kullanılarak yapılan analizler, iç bağlantı sistemlerinin dış bağlantı sistemlerine kıyasla daha düşük gerilme değerleri sunduğunu göstermiştir. Eğik yüklemenin kemik yapılar ve protez bileşenlerinde daha yüksek gerilmeler oluşturduğu, bunun da biyomekanik dengenin korunması için önemli olduğu sonucuna varılmıştır. Çalışma, Journal of Oral Implantology dergisinde

yayımlanmış olup, DOI numarası 10.1563/AAID-JOI-D-11-00205 olarak belirtilmiştir.

Kasthuri Chidambaravalli ve Vinod Krishnan tarafından yazılan "Three-Dimensional Finite Element Analysis of Osseointegrated Implants Placed in Bone of Different Densities With Cemented Fixed Prosthetic Restoration" başlıklı makale, farklı yoğunluktaki kemiklere yerleştirilen osseointegrasyonlu implantların üzerlerine simante(yapıştırılmış) edilmiş sabit protezlerin gerilme ve deformasyon analizini yapmaktadır. Bu çalışma, maksiller segmentlerin farklı kemik yoğunluklarında (D2 ve D4) yükleme durumunda implant-basit-bileşenler üzerindeki gerilme ve deformasyon etkilerini incelemek için 3 boyutlu sonlu elemanlar analizini kullanmıştır. Bulgular, statik ve dinamik yükleme sırasında D4 kemiğinde abutment-protez bağlantısının daha fazla deformasyon gösterdiğini ve genel olarak, yoğun kemik bölgelerdeki stres değerlerinin daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Çalışma, implantların başarılı konumlandırılması ve protez tasarımında kemik yoğunluğunun önemini vurgulamaktadır. İlgili makale Journal of Oral Implantology dergisinde yayımlanmış olup, doi numarası 10.1563/aad-joi-d-19-00144 olarak belirtilmiştir.

Sushant Mahajan ve Prof. Raosaheb Patil tarafından yazılan "Application of Finite Element Analysis to Optimizing Dental Implant" başlıklı makale, dental implantların optimizasyonu için sonlu elemanlar analizinin uygulanmasını incelemektedir. Çalışma, farklı vida tasarımlarının kemik içindeki gerilme dağılımını nasıl etkilediğini analiz etmek amacıyla yürütülmüştür. Araştırmada, iki farklı konik silindirik implant tasarımı incelenmiş ve ANSYS kullanılarak statik yapısal analiz gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak, B İmplantının daha etkili olduğu, özellikle gerilmenin azaldığı ve vida açılarıyla tasarımın optimizasyonunun önem taşıdığı bulunmuştur. Bu bulgular, dental implant tasarımında biyomekanik faktörlerin önemini ve yük dağılımının optimizasyonunun implant başarısına etkisini vurgulamaktadır. Makale, International Research Journal of Engineering and Technology'de yayımlanmıştır.

Luigi Paracchini ve ekibi tarafından hazırlanan "Finite Element Analysis of a New Dental Implant Design Optimized for the Desirable Stress Distribution in the Surrounding Bone Region" başlıklı makale, dental implant tasarımında istenilen gerilme dağılımını optimize etmek üzere yapılan sonlu elemanlar analizini ele almaktadır. Çalışmada, farklı implant ve boyun tasarımlarına sahip iki modelin çevreleyen kemik üzerindeki gerilme dağılımı incelenmiştir. A Modeli, silindirik

boyuna ve V-şekilli vida tasarımına sahip standart bir implant olarak tanımlanırken, B Modeli, konik boynu ve "yuva şekli" vida tasarımı ile çevreleyen kemik bölgesi için optimize edilmiştir. Bulgular, B Modelinin, daha düşük gerilme değerleri gösterdiğini, özellikle kortikal kemikte gerilme transferini minimize ettiğini ve bu sayede peri-implant kortikal kemiğe gerilme transferini azalttığını göstermiştir. Çalışma, yeni implant tasarımının kemik çevresinde daha iyi gerilme dağılımına ve implantın uzun vadeli başarısına katkıda bulunabileceğini vurgulamaktadır. Makale, Prosthesis dergisinde yayımlanmış olup, DOI numarası 10.3390/prosthesis2030019 olarak belirtilmiştir.

Yuahan Chang ve ekibi tarafından hazırlanan "Finite Element Analysis of Dental Implants with Validation: to What Extent Can We Expect the Model to Predict Biological Phenomena?" başlıklı makale, dental implantların biyolojik fenomenleri (dental implantların vücutla etkileşimi sırasında ortaya çıkan biyolojik süreçleri ve tepkileri) tahmin etme kapasitesini değerlendirmek için sonlu elemanlar analizinin (FEA) nasıl kullanıldığını incelemektedir. Literatür taraması yapılarak, FEA çalışmalarının doğrulama yöntemleri ve biyolojik koşullara benzerlikleri açısından değerlendirilmiştir. Bulgular, yüksek seviyede doğrulamanın, özellikle canlı deneylerle yapılanların, FEA çalışmalarında önemli olduğuna işaret etmiştir. Çalışma, doğrulama sürecinin FEA'nın klinik kullanımındaki önemine atıfta bulunarak gelecekteki FEA çalışmalarına rehberlik edecek bir doğrulama sınıflandırma önerisi sunmaktadır. Makale, International Journal of Implant Dentistry dergisinde yayımlanmıştır ve doi numarası 10.1186/s40729-018-0119-5 olarak belirtilmiştir.

Van V. Dam ve ekibi tarafından hazırlanan "Applications of Finite Element in Implant Dentistry and Oral Rehabilitation" başlıklı makale, dental implantolojide ve oral rehabilitasyonda sonlu elemanlar analizinin (FEA) uygulamalarını incelemektedir. Çalışma, implantlar ve kemikle ilişkili gerilme dağılımını, implant ile kemik arayüzünü ve implantların yorulma davranışlarını değerlendirmektedir. Bulgular, geniş çaplı ve uzun implantların daha uygun gerilme dağılımı sağladığını ve titanyum implantların dinamik yükleme altında bile güvenli tasarım gösterdiğini ortaya koymuştur. Araştırma, gelecekteki uygulamalar için mikro hareketlerin analizini ve yükleme sırasında gerçek klinik durumu simüle etmenin önemini vurgulamaktadır.

Bu makale, The Open Dentistry Journal'da yayımlanmış ve DOI numarası 10.2174/1874210602115010392 olarak belirtilmiştir.

Literatürdeki çeşitli çalışmalar, implant yerleştirme ve tasarımının kemiğe uygulanan biyomekanik yükler üzerindeki rolünü vurgulamaktadır.

Sonuç olarak;

1. Dış İmplantlarının Kemiğe gerilme Etkisi:

- Farklı implant tasarımları, kemiğe uygulanan gerilmenin dağılımını önemli ölçüde etkileyebilir.
- Geniş çaplı ve uzun implantlar genellikle daha eşit bir gerilme dağılımı sağlayarak kemik sağlığını destekler.
- İmplantın kemiğe olan açısı ve derinliği, gerilme seviyelerini etkileyebilir.

2. İmplant Tasarımı ve Biyomekanik:

- Tapered (konik) implant tasarımları, kemikteki tepe gerilme seviyelerini azaltabilir.
- Farklı vida dişi tasarımları, kemiğe uygulanan yüklerin iletiminde farklılıklar oluşturabilir.

3. Yükleme Koşulları:

- Eğik (oblik) yükleme, özellikle kortikal kemik üzerindeki gerilme seviyelerini artırabilir ve uygun implant tasarımları gerektirir.
- Eksenel yükleme, daha düşük gerilme profilleri ile sonuçlanabilir.

4. Yorulma (fatigue) Davranışları:

- Titanyum implantlar, dinamik yükleme altında dahi güvenli gerilme seviyeleri göstermekte ve yorulma dayanıklılığı sunmaktadır.

5. Kemik Kırılması ve Rezorpsiyon:

- Yüksek gerilme bölgeleri, kemik rezorpsiyonu ve sonunda kemik kaybı riskini artırabilir.
- Yeterli osseointegrasyon sağlandığında, implant etrafındaki kemik kırığı riski azalır.

6. İmplant-Kemik Etkileşimi:

- Yüklenen mekanik özelliklerin optimizasyonu için sonlu elemanlar analizi (FEA) kullanımı, implant tasarımı için kritik öneme sahiptir.

7. Geliştirme ve İnovasyon:

- Gelecekteki alışmalar, gerçek klinik durumu daha iyi simüle etmek adına yükleme sırasında mikro hareketlerin daha derinlemesine analiz edilmesine odaklanmalıdır.

Bu sonuçlar, diş implantlarının tasarımı ve yerleştirilmesinde dikkate alınması gereken önemli biyomekanik faktörleri vurgulamaktadır.





2. İMPLANT, ABUTMENT MALZEMELERİ VE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

İmplant ve abutment malzemeleri, dental implantolojide başarıyı doğrudan etkileyen kritik bileşenlerdir. İmplant malzemeleri, kemik dokusu ile entegrasyon sağlamak için biyouyumlu olmalı, aynı zamanda ağız içindeki mekanik kuvvetlere karşı dayanıklılık göstermelidir. Bu nedenle, titanyum, titanyum alaşımları ve zirkonya gibi malzemeler, mükemmel biyouyumludurlar. Korozyona karşı dayanıklılıkları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Abutment malzemeleri ise implant ile protez arasında bağlantıyı sağlar ve implantın üzerine yerleştirilen protezin sağlamlığını ve estetiğini doğrudan etkiler. Titanyum abutmentler, sağlamlık açısından avantaj sağlarken, zirkonya abutmentler daha doğal bir estetik sunar.

Sonlu Elemanlar Analizi (FEA), implant ve abutment malzemelerinin performansını incelemek için kullanılan ileri bir simülasyon tekniğidir. Bu analiz yöntemi, malzemelerin gerilme, gerilim ve deformasyon davranışlarını simüle ederek, ağız içindeki çiğneme kuvvetlerinin implant sistemine nasıl dağıldığını gösterir. FEA, özellikle implant-abutment bağlantılarında meydana gelebilecek potansiyel kırılma noktalarını ve gerilme yoğunluklarını önceden tahmin ederek, tasarım optimizasyonuna olanak tanır. Aynı zamanda farklı malzeme kombinasyonlarının biyomekanik etkilerini karşılaştırma imkanı sunarak, klinik uygulamalarda en uygun malzeme seçimlerinin yapılmasına katkı sağlar. Bu bağlamda, implant ve abutment malzemelerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi, daha güvenilir ve dayanıklı dental implant tasarımlarının geliştirilmesine olanak tanır.

2.1. İmplant Tanımı

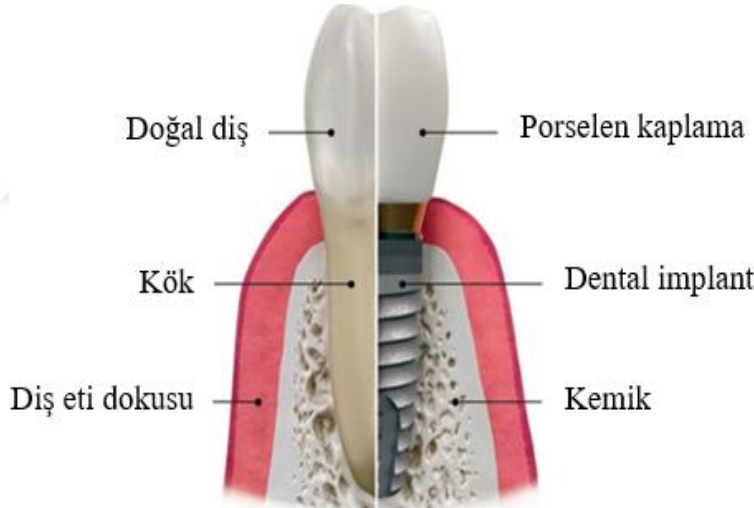
Diş implantları, diş eksikliğinde kullanılan yapay köklerdir. Bu implantlar çene kemiğinde açılan yuvalara vidalanırlar. Genellikle titanyumdan üretilen bu implantlar, çene kemiği ile biyouyumluluk göstererek doğal diş kökü gibi işlev görür. Şekil 2.1'de eksik bir dişin yerine yerleştirilen örnek bir implant sisteminin görseli yer almaktadır. Şekil 2.2'de ise doğal diş ile implant sistemi kısmi kesit olarak görülmektedir [17].



Şekil 2.1. Bir implantın çene kemiği üzerinde eksik dişin yerinde gösterilmesi [17].

Diş implantları, geleneksel protez ve köprü tedavilerine alternatif olarak kabul edilmekte ve çeşitli avantajlar sunmaktadır [18].

Güncel çalışmalar, diş implantlarının uzun vadeli başarısını etkileyen unsurlara odaklanmaktadır. Bu faktörler arasında implant malzemesi, yüzey özellikleri ve cerrahi teknikler yer almaktadır [19].



Şekil 2.2. İmplant uygulamasının doğal diş ile bütünleşik olarak gösterilmesi [17].

Diş implantlarının başarısı, implantın biyomekanik stabilitesi ile yakından ilişkilidir. Başlangıçta primer stabilite, implantın yerleştirildiği kemiğin miktarı ve kalitesi, uygulanan cerrahi teknik, implantın boy, çapı, şekli ve çene kemiği ile implant arasındaki mekanik bağlantıya dayanırken, zamanla osseointegrasyon adı verilen biyolojik süreç sayesinde bu bağlantı daha da güçlenir [20]. İmplant yüzey özelliklerinin, kemik hücrelerinin implant yüzeyine yapışmasını ve büyümesini teşvik ederek osseointegrasyonu artırdığı kanıtlanmıştır [21].

Diş implantlarında kullanılan malzemelerin biyomekanik ve biyouyumluluk özellikleri, tedavinin başarısını doğrudan etkiler. Titanyum ve titanyum alaşımları, yüksek biyouyumluluk ve mekanik dayanıklılıkları nedeniyle en yaygın kullanılan implant malzemeleridir [22]. Bununla birlikte, zirkonya gibi alternatif seramik malzemeler, estetik avantajları nedeniyle giderek daha popüler hale gelmektedir [23]. Son yıllarda, dijital teknolojilerin diş implantolojisinde kullanımı önemli ölçüde artmıştır. Bilgisayar tabanlı tasarım (CAD) ve bilgisayar tabanlı üretim (CAM) teknolojileri, implant yerleşiminin planlanmasında ve implant üstü protezlerin üretiminde büyük kolaylık sağlamaktadır [24]. Ayrıca, üç boyutlu yazıcı teknolojisi ile kişiye özel implant ve protezlerin üretimi mümkün hale gelmiştir [25].

2.2. İmplant Çeşitleri ve Malzemeleri

Her bir malzeme türü, hastanın klinik durumu, estetik beklentileri ve biyolojik gereksinimleri doğrultusunda farklı avantajlar sunar. Dental implantların başarısı, doğru yerleştirme tekniği ve yönlendirme ile doğrudan ilişkilidir. Farklı klinik durumlar ve anatomik yapılar, implantların yerleştirilme yönlerine göre sınıflandırılmasını gerektirebilir. Bu sınıflandırmalar, implantın kemiğe tutunma açısı, yerleştirildiği anatomik bölge ve hastanın çene yapısına bağlı olarak yapılır. İmplantlar genellikle dikey, açılı veya horizontal yerleştirme yöntemleriyle uygulanabilir ve her bir yöntem, belirli klinik gereksinimlere yönelik optimize edilmiştir. İmplantlar çene kemiğinde yerleştirildikleri yere göre beş gruba ayrılır;

2.2.1. Endodontik implantlar

Trans dental implantlar olarak da adlandırılırlar. Dişin kök kanalı içinde ilerleyerek, apeks bölgesinde periapikal kemiğe yerleştirilen implant pinleri olarak uygulanmaktadır (Şekil 2.3). Mobilitesi olan (yani hareketli) dişlerin stabilizasyonu, gevşemiş veya hareket eden dişlerin ağız içinde daha sağlam ve sabit hale getirilmesi anlamına gelir. Diş mobilitesi, genellikle diş çevresindeki kemik desteğinin azalması, periodontal hastalıklar, travma veya dişeti problemleri gibi nedenlerle ortaya çıkar. Stabilizasyon işlemi, bu hareketliliği azaltmayı ve dişin doğal işlevini yerine getirmesini sağlamayı hedefler [26].



Şekil 2.3. Endodontik implant görünümü [26].

2.2.2. İntramukozal implantlar

Mukoza içerisine yerleştirilen tam yada bölümlenmiş hareketli protezlerde kullanılır. Bu implantlar, protezlerin retansiyonunu arttırmak için uygulanan buton şeklindedir (Şekil 2.4). Protezlerin retansiyonu, protezlerin ağız içindeki yerinde sabit kalma yeteneğini ifade eder. Retansiyon, protezin konuşma, çiğneme veya diğer ağız hareketleri sırasında yerinden çıkmaması veya oynamaması anlamına gelir. Bu, özellikle tam veya kısmi hareketli protezler için önemli bir konudur[27].



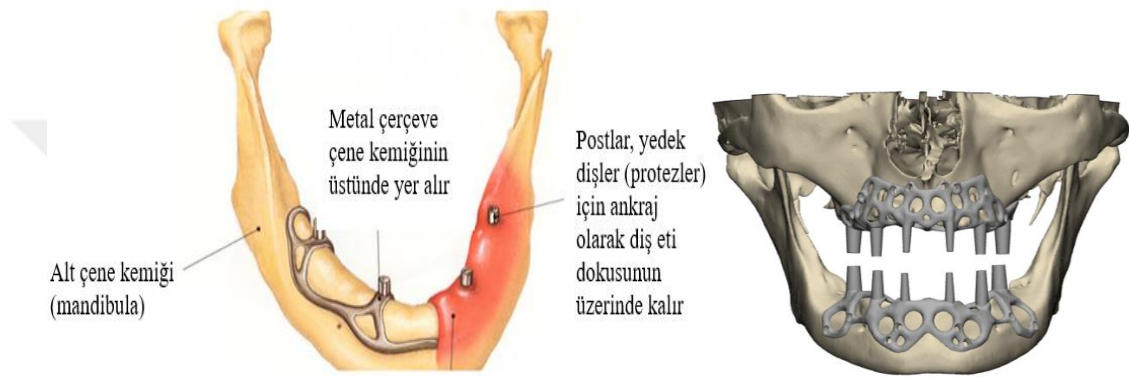
Şekil 2.4. İntramukozal implant görünümü [27].

2.2.3. Subperiostal (kemik üstü) implantlar

Subperiosteal implantlar, çene kemiği yoğunluğu ve hacmi yeterli olamayan hastalara bir alternatif bir çözüm sunar [28]. Alveoler kemik üstüne, periost altına

yerleştirilen eyer şeklindeki kişiye özel hazırlanan alveol kemiğine uyum sağlayacak ve hareketli proteze destek olacak şekilde planlanmış implantlardır.

Anatomik olarak burun boşlukları, mandibular kanal ve maksillar sinüsün kemik içi implant uygulamalarına izin vermediği vakalarda, aşırı kemik rezorpsiyonu olup kemikiçi implant yerleştirilmesinin zor olduğu vakalar da kullanılabilir. Bu implantlar Şekil 2.5’deki gibi genellikle metal bir çerçeveden oluşur ve dişeti altına yerleştirilerek kemik üzerine oturur [29]. Bu tür implantlar, cerrahi işlem sırasında kemiğe vida ile sabitlenmez, bu nedenle kemik grefti gerektirmezler [22].



Şekil 2.5. Kemik üstü implantın çene kemiğinde gösterilmesi [22].

Subperiosteal implantlar, 1940'larda geliştirilmiş ve zamanla popülerlik kazanmıştır. Ancak, osseointegrasyonun önemi anlaşıldıkça endosteal implantlar daha yaygın hale gelmiştir [30]. Subperiosteal implantların başarısı, implantın bireysel hastanın anatomik özelliklerine uygun olarak tasarlanmasına bağlıdır. İmplantın kemik ve periost arasına yerleştirilmesi, kemiğe doğrudan temas etmeyerek biyomekanik stabilite sağlar [31].

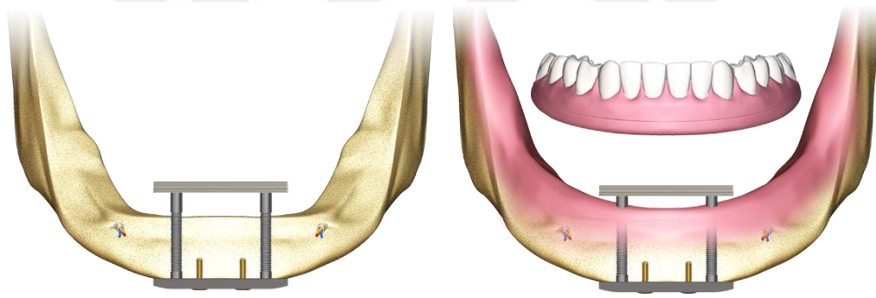
Günümüzde, subperiosteal implantların kullanımı sınırlıdır ve genellikle kemik yoğunluğu yetersiz olan ve kemik grefti yapılamayan hastalar için tercih edilir [32]. Modern dijital görüntüleme teknikleri ve CAD/CAM teknolojileri, subperiosteal implantların hassas bir şekilde tasarlanmasına ve yerleştirilmesine olanak tanır [33]. Bu teknolojiler sayesinde, implantın hasta anatomisine birebir uyum sağlaması ve cerrahi işlemlerin daha az invaziv yani büyük kesiler yerine küçük kesilerle gerçekleştirilebilir olması mümkün hale gelmiştir [34].

Subperiosteal implantların günümüzdeki araştırmaları, bu implantların biyomekanik özelliklerini ve uzun dönem başarı oranlarını incelemeye odaklanmaktadır. Ayrıca,

yeni malzemelerin ve yüzey modifikasyonlarının implant başarısını nasıl etkilediği üzerine çalışmalar yapılmaktadır [35].

2.2.4. Transmandibular implantlar

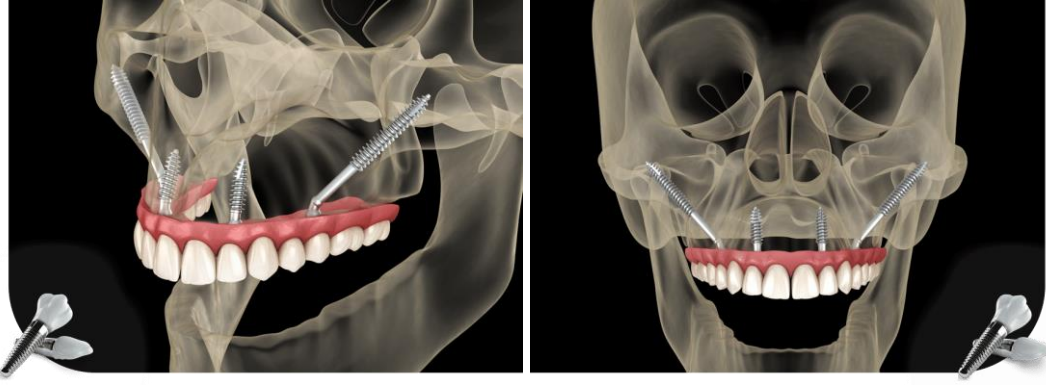
Cerrahi müdahale veya çene kırıkları ile alt çenenin madde kaybına uğradığı durumlarda mandibulada submental bölgeye yerleştirilir. Bu implantlar, "bicortical" yada "transkortikal" implantlar olarak bilinir. Bu tür implantlar, hem üst hem de alt kortikal kemikleri dikey ekseninde geçerek yerleştirilir (Şekil 2.6). Transosseöz dental implant, dört standart kök formu implant gibi davranan çok stabil bir implanttır. Çenenin altından yerleştirilir ve üst kısımdan dışarı çıkar. Orada bir bar sabitlenebilir ve yapı tarafından desteklenen bir protez yapılabilir. Bu implantlar, zorlu bir prosedür gerektirdiğinden ve genellikle hastane koşullarında uygulandığından, birçok diş hekimi tarafından tercih edilmemektedir. Alt çenenin çok atrofik (küçülmüş) olduğu ve çenenin çok ince olduğu durumlarda iyi bir alternatiftir [36].



Şekil 2.6. Transmandibular implantın çene kemiğinde gösterilmesi [36].

2.2.5. Zigomatik implantlar

Zigomatik implantlar, üst çenede (maksilla) ileri düzeyde kemik kaybı yaşayan hastalar için geliştirilen özel bir implant türüdür. Bu implantlar Şekil 2.7'deki gibi, geleneksel dental implantların yerleştirilemeyeceği durumlarda, zigomatik kemiklere (elmacık kemikleri) sabitlenir [37]. Zigomatik implantlar, çene kemiğinde yeterli miktarda kemik bulunmayan hastalarda sabit protezler için destek sağlar [38].



Şekil 2.7. Zigomatik implantın çene kemiğinde gösterilmesi [38].

Zigomatik implantların en önemli avantajlarından biri, ciddi kemik kaybı olan hastalarda bile sabit protezlerin yerleştirilebilmesine olanak tanımasıdır. Bu implantlar, geleneksel kemik grefti işlemlerini gereksiz kılarak tedavi süresini kısaltır ve hastalara daha hızlı çözüm sunar [39]. Zigomatik implantlar genellikle 30 ila 55 mm uzunluğunda olup, zigomatik kemiğe yerleştirilir ve buradan ağız içine uzanır[40].

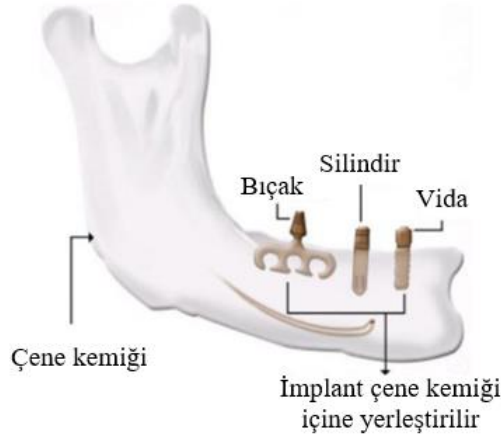
Zigomatik implantların başarı oranları oldukça yüksektir. Çeşitli klinik çalışmalar, bu implantların uzun vadede %90'ı aşan bir başarıya sahip olduğunu göstermektedir [41]. Ancak, zigomatik implantların yerleştirilmesi teknik olarak zordur ve deneyimli cerrahlar tarafından yapılmalıdır [42]. İmplantların yerleştirilmesi sırasında dikkatli bir planlama ve hassas cerrahi teknikler gereklidir [43].

Modern görüntüleme teknolojileri, zigomatik implantların yerleştirilmesinde önemli bir rol oynar. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve dijital planlama yazılımları, cerrahların implantların en iyi şekilde yerleştirilmesini planlamalarına yardımcı olur [44]. Ayrıca, CAD/CAM teknolojileri, hasta spesifik implant tasarımlarının ve cerrahi rehberlerin oluşturulmasına olanak tanır [45].

2.2.6. Endosteal (kemik içi) implantlar

Çekim soketine veya dişsiz boşluk bulunan bölgede; alveol kemiğini kaplayan mukozayı aşarak üst ya da alt çene kemiğinde frezlerle açılan yuvalara yerleştirilen ve yapay diş kökü işlevi gören implant tipidir. Genellikle vida, silindir veya bıçak şeklinde (Şekil 2.8) olabilirler ve titanyum veya seramik gibi biyouyumlu malzemelerden yapılırlar [46]. Bu implantlar, diş kaybı durumunda protezlerin stabilizasyonunu sağlamak ve kemik kaybını önlemek amacıyla kullanılmaktadır [19]. İmplantlar, kemik içinde kalan ve osteointegrasyonu sağlayan ana bileşenden oluşur. İkinci parça ise, ağız dışında yer alan ve abutment olarak adlandırılan tutucu yapıdır.

Tek diş kayıplarında, geniş boşluklu dişsiz alanlarda ve tam dişsizlik durumlarında kullanılmaktadır [47].



Şekil 2.8. Kemik içi implantın çene kemiğinde gösterilmesi [47].

Endosteal implantların başarılı olması, çene kemiğiyle güçlü bir bağlantı kurmalarına bağlıdır. İmplantların uzun vadeli stabilitesi, bu biyomekanik uyumun sağlanmasına dayanır. Başlangıçta mekanik stabilite sağlanırken, uzun vadede osseointegrasyon adı verilen biyolojik süreç sayesinde kemikle bütünleşme sağlanır [20]. Osseointegrasyon, implant yüzeyinin biyoyumluluğunu artırarak kemik hücrelerinin implant yüzeyine tutunmasını ve büyümesini teşvik eder [48].

Osteointegrasyonun başarısı, Albrektsson ve Sennerby [49] tarafından belirlenen 6 değişkenin uygun olmasına bağlıdır:

1. İmplantla ilgili özellikler
 - a. Biyoyumluluk
 - b. Yüzey dokusu
 - c. Yüzey kaplamaları ve biyomimetik teknikler
2. İmplantın formu ve dizaynı
3. İmplantın fiziksel özellikleri
4. Hastaya bağlı faktörler
 - a. Kemiğin yapısı ve türü
 - b. İmplantın uygulandığı alanın damar yapısı ve hücresel özellikleri
5. Uygulanan cerrahi yöntem

6. İmplant üzerine etki eden kuvvetler

Titanyum, endosteal implantlar için en yaygın kullanılan malzemedir. Titanyum, yüksek biyouyumluluk özellikleri ile öne çıkan bir malzemedir. Mekanik dayanıklılığı sayesinde kemik dokusu ile sağlam bir bağ kurar [15]. Zirkonya gibi seramik malzemeler de estetik ve biyouyumluluk avantajları nedeniyle giderek daha fazla tercih edilmektedir [24]. Ayrıca CAD/CAM teknolojileri, implantların doğru pozisyonda yerleştirilmesine ve kişiye özel protezlerin üretilmesine olanak tanır [26]. Bununla birlikte, üç boyutlu yazıcı teknolojisi, daha hızlı ve hassas implant üretimini mümkün kılarak tedavi süreçlerini iyileştirmektedir [27].



Şekil 2.9. Günümüz implant tedavisinde kullanılan tek üye endosteal implant [50].

Şekil 2.9’da görülen tek üye endosteal implant, çene kemiğine yerleştirilen tek bir vida şeklindeki yapıyı ifade eder ve üzerine tek bir diş protezi takılarak eksik dişin işlev ve görünümünü geri kazandırır [50]. Tek üye endosteal implantlar, diş kökünün yerine geçer ve doğal diş gibi sabit bir dayanak noktası sağlar. Bu sayede, komşu dişlerin kesilmesine gerek kalmadan eksik diş boşluğu doldurulabilir. İmplantın kemikle kaynaşması süreci olan osseointegrasyon tamamlandıktan sonra, üzerine kalıcı bir krun yerleştirilir. Bu tür implantlar, estetik ve fonksiyonel açıdan doğal dişe en yakın sonuçları sunar ve diş kaybının yol açabileceği kemik erimesini de önler.

Dijital teknolojilerin diş implantolojisinde kullanımı, endosteal implantların yerleşim planlamasında ve protez tasarımında önemli kolaylıklar sağlamaktadır. Şekil 2. 10’da gösterilen implantlar, çene kemiğine iki farklı destek noktasına sahip bir yapıyı içerir. Genellikle, iki adet paralel vida veya benzeri yapı, çene kemiğine yerleştirilir ve bu vidalar arasında bir köprü ya da protez bağlanır. Çift destekli sistemler, özellikle arka bölgelerde birden fazla dişin eksik olduğu durumlarda tercih edilir. Bu yöntem, geniş bir destek yüzeyi sunarak daha fazla stabilite sağlar.



Şekil 2.10. Günümüz implant tedavisinde kullanılan çift destekli endosteal implantlar [50].

Bu tür sistemler, estetik ve fonksiyon açısından doğal dişlerin yerini alırken, aynı zamanda çene kemiğinde kemik kaybını önler ve çiğneme fonksiyonunu geri kazandırır. Çift destekli endosteal implantlar, ayrıca diş kaybı yaşayan hastalar için daha güvenilir bir çözüm sunarak, protezlerin hareket etme riskini azaltır ve uzun ömürlü bir diş restorasyonu sağlar.



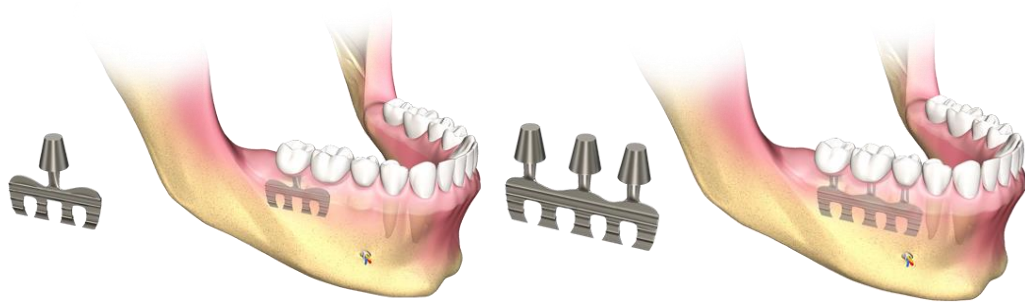
Şekil 2.11. Günümüz implant tedavisinde kullanılan komple damak destekli endosteal implantlar [50].

Şekil 2.11’de gösterilen komple damak destekli endosteal implantlar, tam diş kaybı yaşayan hastalar için kullanılan bir dental implant çözümüdür [50]. Bu tür bir sistem, çene kemiğine yerleştirilen birkaç implantın üzerine sabitlenen tam bir üst veya alt çene protezini içerir. Komple damak destekli implantlar, eksik dişlerin tamamını karşılamak amacıyla tasarlanmış olup, genellikle üst çenenin veya alt çenenin tamamını kapsayan büyük bir protez sunar. Bu sistemde, çene kemiğine bir dizi endosteal implant yerleştirilir. Bu implantlar genellikle titanyumdan yapılır ve kemikle mükemmel bir bütünleşme sağlayarak sağlam bir temel oluşturur. İmplantlar

yerleştirildikten sonra, iyileşme ve osseointegrasyon süreci başlar. Bu süreç, implantların çene kemiğiyle kaynaşmasını ve güçlü bir destek noktası oluşturmasını sağlar. İyileşme tamamlandığında, implantlar üzerine tam bir damak protezi yerleştirilir. Bu protez, çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını geri kazandırırken, doğal dişlere benzer bir görünüm sunar. Komple damak destekli endosteal implantlar, tam diş kaybı yaşayan hastalar için estetik ve fonksiyonel avantajlar sağlar. Ayrıca, protezlerin sabit kalmasını ve kaymasını engelleyerek kullanıcıya daha konforlu bir kullanım sağlar. Çene kemiğinde kemik kaybını da engelleyerek, uzun vadeli sağlık ve konfor sağlar. Bu sistem, özellikle klasik tam protezlerin rahatlığını ve sağlamlığını iyileştirmek isteyen hastalar için ideal bir çözüm sağlar. Şekillerine göre implantlar Blade tipi, vida tipi ve silindir tipi şeklinde üç gruba ayrılırlar;

2.2.6.1. Blade tipi

1940'ların sonlarında Lincow tarafından tanıtılmıştır. Yaygın olarak, 30 yıl kadar kullanılmıştır. Asıl endikasyonu dişsiz arkların (ağızda tüm dişlerin eksik olduğu bir durum) tedavisidir. Uzun vadeli başarı oranlarının düşük olması sebebiyle, bu yöntemlerin günümüzdeki yaygın kullanımı azalmıştır. Ayrıca, kemikte atrofiye yol açabilmeleri de kullanımını sınırlayan bir diğer nedendir. Bu genellikle doku kaybı veya bozulması sonucu ortaya çıkar ve kemik dokusunda, kemik yoğunluğunun ve kalitesinin azalması olarak kendini gösterir. Şekil 2.12'de tek ve üçlü blade tipi implant görülmektedir [36].



Şekil 2.12. İmplant tedavisinde kullanılan sırasıyla tekli ve üçlü olarak bıçak formulu diş implantı [36].

2.2.6.2. Vida tipi

Vida tipi implantlar, alveol kemiği içindeki sıkışma kuvvetlerine karşı iyi performans gösterirken, çekme kuvvetlerine karşı daha az dayanıklıdır. Bu implantlar, primer stabiliteyi artırmak, kemik ve implant arasındaki temas yüzeyini

genişletmek ve gelen kuvvetlerin dağılımını optimize etmek amacıyla farklı aılar ve şekillerde yiv tasarımlarına sahip olacak şekilde üretilmiştir. Yivlerin eğimli yüzeyleri sayesinde, çiğneme kuvvetleri implantlar tarafından çene kemiğine daha eşit ve az gerilmeli bir şekilde iletilir. Araştırmalar, bu tasarımın gerilme dağılımını iyileştirdiğini göstermektedir. Vida tipi implantlar, protezle bağlantı kurmak için bir vida aracılığıyla desteklenen bir dayanak kullanır. Cerrahi ve protetik işlemlerdeki kolaylıkları, yüksek başarı oranları ve azalmış komplikasyon riski nedeniyle, günümüzde en çok tercih edilen implant türüdür. şekil 2.13’de günümüz implant tedavisinde kullanılan endosteal implantların genel geometrileri gösterilmektedir [51].



şekil 2.13. Farklı implant geometrileri [51].

2.2.6.3. Silindir tipi

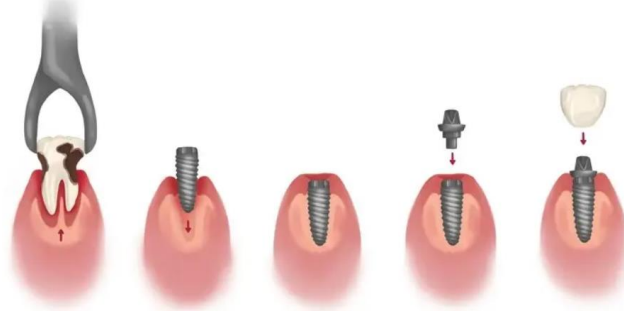
Kemikle bağlantı, yüzeydeki przlendirmeler ile sağlanmaktadır. Yüzey pürüzlendirilmesi, vida tipi implanttaki yivler gibi bir kilitlenme sağlar. Bu pürüzlendirme ile sayesinde kemik ve implant arasında apozisyon sağlanmaktadır. Kemik ve implant arasında apozisyon, dental implantoloji ve ortopedide, implantın yerleştirildiği kemiğin implant yüzeyine doğru yeni kemik dokusu oluşturarak büyümesi anlamına gelir. Bu süreç, implantın stabilitesini ve osseointegrasyonunu sağlamada kritik bir rol oynar. şekil 2.14’de silindir tipi implantlara örnek verilmiştir.



şekil 2.14. Silindir tipi implant [51].

2.3. İmplantın Çene Kemine Montaj Aşamaları

Şekil 2.15 de implant montajı şematik olarak gösterilmiştir. Bu şematiğe göre, diş çekimi yapıldıktan sonra implant diş boşluğuna yerleştirilir [52]. İmplant parçası üzerine ise abutment montaj edilir ve son olarak protez yapıştırılır.



Şekil 2.15. İmplant montajı şematik gösterim [52].



Şekil 2.16. İmplant çene kemiği montaj aşamaları.

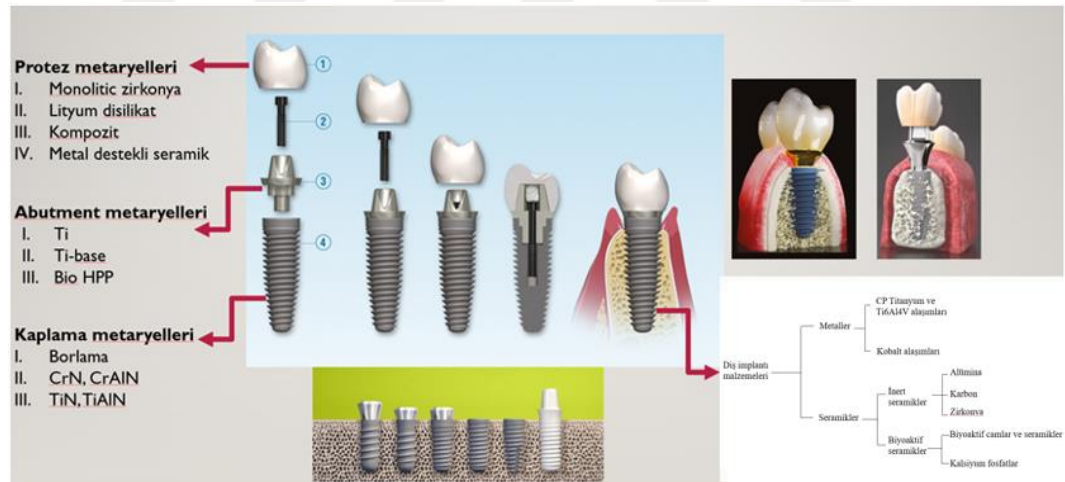
Şekil 2.16’da ise implant montajı detaylı olarak ele alınmıştır. Şekil 2. 16’ya göre tomografi çekimi ile birlikte frez ve implant seçimi yapılır. Diş hekimi implantı çene kemiğine yerleştirmek için diş etini keser. Drill ile aşama aşama çap büyütülerek implant montaj yuvası kemik üzerine açılır. Daha sonra implant oluşturulan bölgeye yerleştirilir ve dikişlerle kapatılır. İmplantın çene kemiğine tam uyum sağlaması için ortalama 3-4 ay beklenir. Dental implant cerrahisinin ikinci aşaması, implanta montaj edilen abutmentin yerleştirilmesidir. Diş etleri yeniden açılır, alıştırma vidası takılır ve ortalama bir ay beklenir. Bunun amacı abutmenti saracak damak yapısının oluşturulmasıdır. Damak yapısı oluştuktan sonra abutment ve protez malzemeleri takılır.

2.4. İmplant Malzemeleri

Diş implantlarının başarısı büyük ölçüde kullanılan malzemelerin özelliklerine bağlıdır. En yaygın kullanılan implant malzemeleri arasında titanyum, zirkonya ve polietilen eter keton (PEEK) bulunmaktadır. Bu malzemeler, biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık ve osseointegrasyon yetenekleri nedeniyle tercih edilmektedir. Günümüzde dental implantlar, kullanılan malzemeye göre farklı ana gruba ayrılmaktadır. Kullanılan malzemeye göre implantlar üç ana gruba ayrılır;

1. Metal ve Alaşımlar
 - a. Titanyum ve Ti6Al4V alaşımları
 - b. Kobalt-Krom-Molibden alaşımları
 - c. Demir-Krom-Nikel alaşımları
 - d. Diğer metal ve alaşımlar (altın, platin, palladyum)
2. Seramik ve Karbonlar
 - a. Alüminyum-Titanyum-Zirkonyum oksit bileşenleri
 - b. Kalsiyum fosfat bazlı malzemeler
 - c. Hidroksiapatit
 - d. Karbon ve Silisyum karbür bileşenleri
3. Polimer ve Kompozitler
 - a. Politetrafloretlen (PTFE)
 - b. Polimetilmetakrilat (PMMA)
 - c. Ultramoleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE)
 - d. Polipropilen ve polisülfat

Şekil 2.17’de implant montajında kullanılan protez, abutment ve implant malzemeleri görülmektedir. Dental implantlar, protez, abutment ve kaplama olmak üzere farklı bileşenlerden oluşur ve her bir bileşenin yapımında kullanılan malzemeler, implantın işlevselliği ve başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Protez malzemeleri, implantın üzerine yerleştirilen ve dişin estetik ve fonksiyonel görevini üstlenen yapılardır. Monolitik zirkonya, lityum disilikat, kompozit ve metal destekli seramik gibi farklı protez malzemeleri, dayanıklılık ve estetik açısından çeşitli avantajlar sunar. Abutment malzemeleri, implant ile protez arasında köprü görevi görür ve implantın üzerine oturarak protezin sabitlenmesini sağlar. Bu bağlamda titanyum, Ti esaslı alaşımlar ve BioHPP gibi malzemeler, biyouyumluluk, dayanıklılık ve esneklik özellikleriyle öne çıkar. Kaplama malzemeleri ise implantın dış yüzeyine uygulanan ve yüzey sertliğini artırarak biyomekanik özelliklerini geliştiren kaplamalardır. Borlana, CrN, CrAlN, TiN ve TiAlN gibi kaplama malzemeleri, implantın kemiğe daha iyi tutunmasını sağlarken, aşınma ve korozyona karşı da koruma sağlar. Bu malzemelerin doğru seçimi, dental implantların uzun ömürlü ve başarılı olmasına önemli katkılar sunar.



Şekil 2.17. İmplant montajında kullanılan parça kompleksi ve genel olarak kullanılan malzemelerinin şematik gösterimi.

Şekil 2.18 e göre diş implantı malzemeleri iki ana kategoride sınıflandırılmış: metaller ve seramikler. Metaller, CP (kalsiyum fosfat), titanyum ve Ti6Al4V alaşımları ile kobalt alaşımlarından oluşur. CP titanyum ve Ti6Al4V alaşımları, mükemmel biyouyumluluk ve dayanıklılık özellikleri nedeniyle diş implantlarında yaygın olarak kullanılır. Titanyum, diş implantlarında en yaygın kullanılan malzemedir. Yüksek biyouyumluluğu, korozyon direnci ve mükemmel mekanik özellikleri, titanyumu ideal

bir implant malzemesi yapmaktadır [55]. Titanyum, vücut tarafından kabul edilen bir metaldir ve kemikle doğrudan birleşerek osseointegrasyonu destekler. Bu, implantın kemiğe sıkı bir şekilde bağlanmasını sağlar ve uzun vadeli stabilite sunar [56]. Titanyum implantların yüzey modifikasyonları, hücre proliferasyonu ve farklılaşmasını teşvik ederek implant başarısını artırır [57].

Titanyumun yüzey özellikleri, implantın başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Pürüzlü yüzeyler, kemik hücrelerinin implant yüzeyine daha iyi tutunmasını sağlar ve böylece osseointegrasyonu artırır [58]. Ayrıca, titanyum implantlar, farklı kaplama teknikleriyle (örneğin, hidroksiapatit kaplama) modifiye edilerek biyouyumluluğu ve osseointegrasyonu daha da artırılabilir [59]. Titanyumun hafifliği ve yüksek çekme mukavemeti, onu hem tek diş hem de tam dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için uygun kılar.

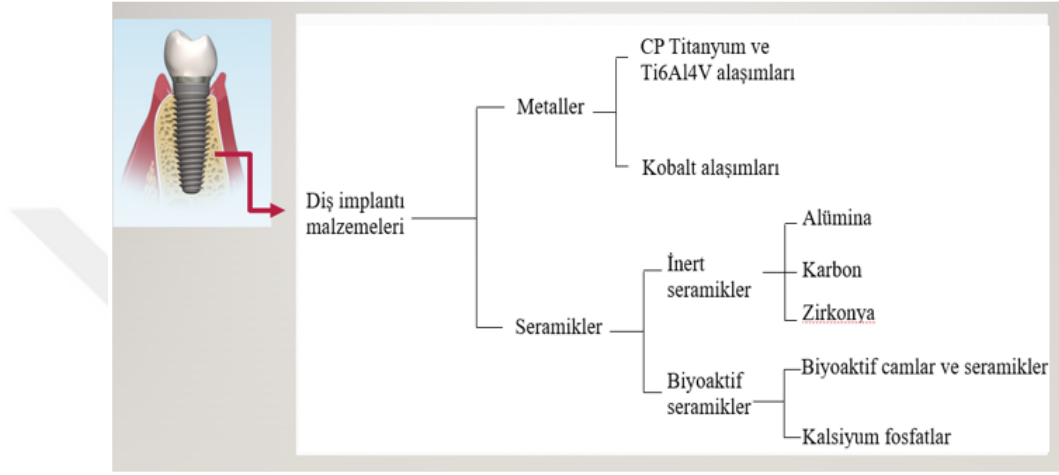
Zirkonya, estetik avantajları ve biyouyumluluğu nedeniyle son yıllarda popülerlik kazanmıştır. Zirkonya implantlar, metalik olmayan yapıları sayesinde doğal diş görünümüne yakın bir estetik sağlar. Beyaz renkleri, dişeti çekilmesi durumunda bile doğal bir görünüm sunar, bu da özellikle ön diş bölgesinde estetik kaygıları olan hastalar için önemlidir. Ayrıca, zirkonya implantlar, düşük plaka tutunumu ve yüksek korozyon direnci ile öne çıkar [60].

Zirkonya implantlar, biyomekanik özellikler açısından da avantaj sağlar. Yüksek bükülme mukavemeti ve kırılma tokluğu, zirkonya implantları dayanıklı kılar [61]. Ancak, zirkonya implantların kırılma riski titanyum implantlara göre daha yüksek olabilir ve bu nedenle dikkatli bir şekilde yerleştirilmelidir [62]. Zirkonyanın kimyasal stabilitesi, implantın ağız ortamında uzun süre dayanmasını sağlar ve biyolojik yanıtı olumlu yönde etkiler.

Kobalt alaşımları ise yüksek mukavemet ve korozyon direnci sağlayarak diş implantları için ideal bir seçenek sunar.

Seramikler ise iki alt kategoriye ayrılır: inert seramikler ve biyoaktif seramikler. İnert seramikler, kimyasal olarak kararlı malzemelerdir ve alümina, karbon ve zirkonyadan oluşur. Alümina, biyouyumluluğu ve yüksek mukavemeti sayesinde diş implantlarında sıkça tercih edilirken, karbon seramikler biyouyumluluk ve mukavemet açısından avantaj sağlar. Zirkonya, dayanıklılığı ve estetik özellikleri nedeniyle diş implantlarında sıkça tercih edilir. Biyoaktif seramikler, çevre dokularla

etkileşime girerek biyolojik bir tepki oluşturur ve biyoaktif camlar ile seramiklerde kalsiyum fosfat bileşenlerini içerir. Biyoaktif camlar ve seramikler, kemik dokusuyla kimyasal bağlanma kabiliyetine sahip olup kemik rejenerasyonunu teşvik ederken, kalsiyum fosfatlar kemik dokusunun ana bileşenlerinden biri olarak yüksek biyouyumluluk ve entegrasyon sunar. Bu sınıflandırma, diş implantı malzemelerinin kimyasal yapılarından biyouyumluluk, mukavemet ve estetik gibi özelliklerine kadar kapsamlı bir değerlendirme sunar.



Şekil 2.18. İmplant için kullanılan farklı malzemeler.

PEEK, son yıllarda diş implantlarında kullanılmaya başlanan bir polimer malzemedir. PEEK implantlar, metal alerjisi olan hastalar için alternatif bir çözüm sunar ve biyouyumluluğu yüksektir [53]. PEEK'in düşük elastik modülü, kemik dokusu ile benzerlik gösterir ve bu da gerilme dağılımını optimize eder [54]. PEEK implantlar, hafiflikleri ve esneklikleri ile bilinir, bu da onları özellikle belirli klinik durumlar için uygun kılar. PEEK'in osseointegrasyon potansiyeli, titanyum ve zirkonya implantlara göre daha düşük performans gösterebilir ve bu nedenle yüzey modifikasyonları gerektirebilir. PEEK implantların yüzeyinin suya duyarlı hale getirilmesi ve biyoaktif kaplamalar ile modifiye edilmesi, osseointegrasyonu artırabilir [23] [54]. Ayrıca, PEEK'in radyolüsent (radyografide görünmez) özellikleri, implantın radyografik incelemelerde görünmemesini sağlar, bu da özellikle belirli dental uygulamalarda avantajlı olabilir.

2.5. Yüzey Modifikasyonlarının İmplant Stabilitesi Üzerindeki Etkisi

Diş implantlarının yüzey modifikasyonları, implant stabilitesi ve osseointegrasyon başarısı üzerinde kritik bir rol oynar. İmplant yüzeyinin kimyasal ve fiziksel

özelliklerinin değiştirilmesi, kemik hücrelerinin implant yüzeyine daha iyi tutunmasını ve büyümesini teşvik eder, bu da uzun vadeli stabiliteyi artırır [55]. Yüzey modifikasyon teknikleri arasında pürüzlendirme, kimyasal kaplama, plazma püskürtme ve anodizasyon gibi yöntemler bulunmaktadır.

Pürüzlendirme, implant yüzeyinin mekanik olarak işlenmesiyle oluşturulan mikro ve makro yapılar sayesinde kemik hücrelerinin yüzeye tutunmasını artırır. Pürüzlü yüzeyler, hücre proliferasyonunu (çoğalma) ve diferansiyasyonunu (hücrelerin özel bir görev üstlenmesi) teşvik ederek osseointegrasyonu hızlandırır [56]. Titanyum implantlarda sıkça kullanılan pürüzlendirme teknikleri arasında kumlama ve asitleme bulunmaktadır. Bu teknikler, yüzeyin hidrofilik özelliklerini artırarak kemik-implant ara yüzeyinde daha iyi bir bağlanma sağlar [56].

Kimyasal kaplama yöntemleri, implant yüzeyine biyolojik olarak aktif maddelerin eklenmesini sağlar. Özellikle hidroksiapatit kaplamalar, kemik hücrelerinin implant yüzeyine daha hızlı tutunmasını teşvik eder [57]. Hidroksiapatit, doğal kemik mineraline benzer bir yapıya sahip olduğu için biyouyumluluğu yüksektir ve kemik iyileşme sürecini hızlandırır. Ayrıca, biyomimetik kaplama yöntemleri de son yıllarda ilgi görmektedir. Bu yöntemler, implant yüzeyine proteinler ve peptitler gibi biyomoleküllerin eklenmesini içerir ve bu da hücrelerin yüzeye daha iyi tutunmasını sağlar [58] [59].

Plazma püskürtme, yüksek sıcaklıklarda eriyik haldeki kaplama malzemesinin implant yüzeyine püskürtülmesi ile gerçekleştirilir. Bu yöntem, yüzeyin mekanik özelliklerini ve kimyasal stabilitesini artırır. Plazma püskürtme ile uygulanan titanyum ve hidroksiapatit kaplamalar, implantın kemikle daha iyi bütünleşmesini sağlar. Plazma püskürtme kaplamaların avantajları arasında yüksek kaplama kalınlığı ve yüzey pürüzlülüğü yer alır, bu da kemik hücrelerinin yüzeye tutunmasını artırır [60].

Anodizasyon, implant yüzeyinin oksit tabakası ile kaplanmasını sağlayan elektro-kimyasal bir işlemdir. Bu yöntem, titanyum implantların yüzeyinde nanoporlu yapılar oluşturarak hücrelerin tutunmasını ve farklılaşmasını teşvik eder [61]. Anodizasyon ile elde edilen yüzeyler, kemik iyileşme sürecini hızlandırarak implant stabilitesini artırır. Ayrıca, anodize yüzeyler, antibakteriyel özellikler kazandırılarak enfeksiyon riskini azaltır [62] [63].

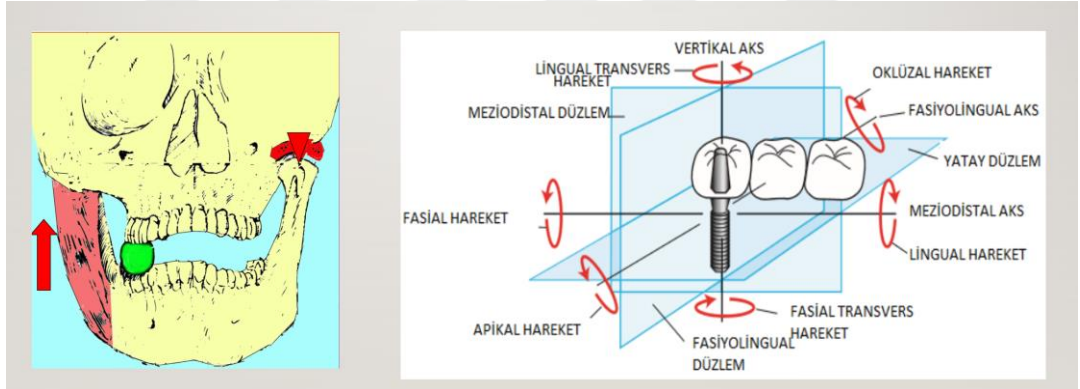
2.6. İmplant Kuvvet İlişkisi

Kuvvet, büyüklük, süre, yön, tür ve büyütme faktörleri gibi çeşitli özelliklerle tanımlanabilir. Bu kuvvetler, implantlara vektörel olarak uygulanır. Erişkinlerde maksimum ısırma kuvveti, yaş, cinsiyet, diş kaybı derecesi ve parafonksiyonel aktiviteler tarafından etkilenir. İmplantlara uygulanan kuvvetler genellikle tek bir eksene bağlı kalmaz, bunun yerine mesiodistal, fasiolingual ve oklüzopikal olmak üzere üç temel klinik eksen boyunca dağılır. Örneğin, lateral yüklenme durumunda, kuvvetlerin büyük bir kısmı oklüzal düzleme iletilir ve bu da implantlarda yorgunluk kırığı riskini artırır [64].

Kuvvetler üç boyutludur (Şekil 2.19). Komponentler ile bir veya daha fazla klinik koordinat eksenine iletilirler. Bu kuvvetler;

- Mesiodistal,
- Fasiyolingual
- Okluzopikal (vertikal)

olarak bilinir.



Şekil 2.19. Çiğneme kuvvet yön ve dağılımları [64].

Şekil 2.19’da sol tarafta bir çene kemiği ve sağ tarafta dental implantın 3D hareket yönlerini gösteren bir şema bulunmaktadır. Bu şema, implantın farklı yönlerdeki hareketlerini ve kuvvetleri gösterir. Örneğin:

1. Vertikal aks hareketi: Yukarı ve aşağı doğru olan hareketleri ifade eder.
2. Lingual transvers hareketi: Dile doğru veya dilden uzağa doğru olan yatay hareketi gösterir.
3. Fasiyolingual aks hareketi: Ön (fasiyal) ve arka (lingual) yöndeki hareketleri ifade eder.

4. Meziodistal aks hareketi: Dişlerin arasındaki mesafeyi daraltan veya genişleten, yani öne veya arkaya olan hareketleri gösterir.

Şekil 2.20’de ise kuvvet dağılımı çene kemiği üzerindeki bölgesel kısımları detaylı olarak gösterilmiştir. Görüntüde, çiğneme kuvvetlerinin dağılımını gösteren bir diyagram yer almaktadır. Diyagram, fizyolojik ve patolojik şartlarda çiğneme kuvvetlerinin nasıl dağıldığını ve bu kuvvetlerin anterior (ön), posterior (arka) ve genel olarak nasıl etkilendiğini göstermektedir [64].

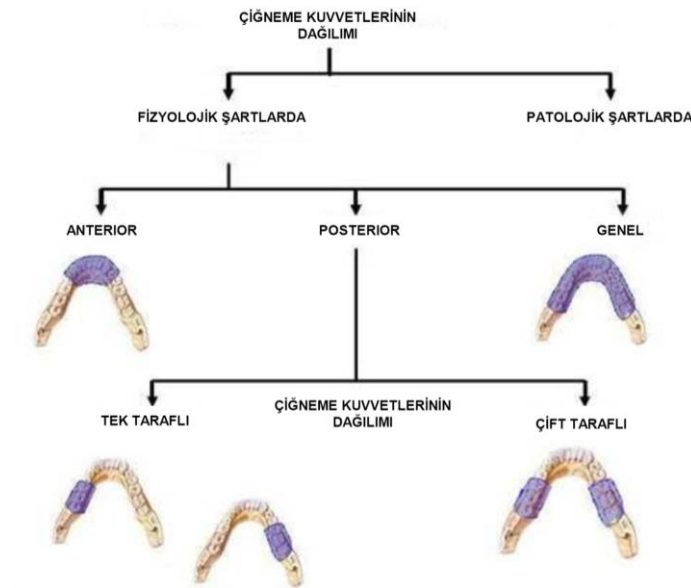
Ayrıca, tek taraflı ve çift taraflı çiğneme durumlarına göre de kuvvet dağılımı gösterilmektedir:

1. Fizyolojik şartlarda:

- Anterior: Çiğneme kuvvetleri, ön dişlere odaklanmıştır.
- Posterior: Çiğneme kuvvetleri, arka dişlere yoğunlaşmıştır.
- Tek Taraflı: Çiğneme kuvvetleri, tek bir tarafta toplanmıştır.
- Çift Taraflı: Çiğneme kuvvetleri, her iki tarafta dengeli bir şekilde dağılmıştır.

2. Patolojik şartlarda:

- Genel: Çiğneme kuvvetleri, tüm ağız boyunca yayılmıştır ve bu durum dişler ve çene eklemleri üzerinde olumsuz etkiler oluşturabilir.



Şekil 2.20. Çiğneme kuvvet dağılımı [64].

Kuvvetler, baskı, çekme ve kesme olarak sınıflandırılabilir. Baskı kuvvetleri, malzemenin parçacıklarını sıkıştırırken, çekme kuvvetleri objeleri birbirinden ayırır ve makaslama kuvvetleri, bir yüzeydeki iki noktayı birbirine göre kaydırarak kayma hareketine neden olur. Kemik-implant arayüzünün sürekliliğini korumak için baskı kuvvetleri tercih edilirken, çekme ve makaslama kuvvetleri bu yapının bozulmasına yol açabilir. Kortikal kemik, baskı kuvvetlerine karşı dirençli olmasına rağmen, makaslama kuvvetlerine karşı zayıf kalır. Bu nedenle, implant destekli protezler, baskı kuvvetlerinin etkili olacağı, makaslama kuvvetlerinin ise azaltılacağı şekilde tasarlanmalıdır [64].

Kuvvetlerin oluşturduğu momentler, implant-kemik arayüzünde tahribat yapıcı etkilere yol açarak kemik kaybına ve protez kırılmasına neden olabilir. Özellikle protezlerin oklüzal yüksekliği, bukkolingual (dişin yanak yüzeyinden dil yüzeyine olan en geniş mesafesi) ve mesiodistal (dişin ön yüzeyinden arka yüzeyine kadar olan en geniş mesafesi) doğrultularda moment kolu oluşturarak, implant sistemine zarar verebilir. Lingual kuvvetler ise implantın boyun kısmında transvers (yatay bir düzlemde etki eden kuvvet veya yüklerin neden olduğu dönme momenti) bir moment oluşturur.

Kemiğe uygulanan düşük seviyeli yüklerin atrofiye, yüksek seviyeli yüklerin ise rezorpsiyona neden olabilmektedir. Bu durum mekanostatik teorisi olarak bilinir. Normal diş çevresindeki alveolar kemiğe kıyasla, peri-implant kemik çok daha yüksek düzeyde remodelling (yeniden yapılanma) yaşar; bu nedenle implantların tasarımında, yüklerin kemiğe homojen bir şekilde iletilmesini sağlayacak bir yapı tercih edilmelidir. Julius Wolf'un ortaya koyduğu ve birçok araştırmacı tarafından doğrulanan bir teoriye göre, kemik dokusu, belirli sınırlar dahilinde mekanik kuvvetlere uyum sağlar; ancak bu sınırların dışına çıkıldığında patolojik dekalsifikasyon ve rezorpsiyon süreçleri başlar [64].

Peri-implant kemiğine uygulanan aşırı kuvvetler, implant-kemik arayüzünde yorgunluk hasarına neden olabilir. Roberts'a göre, implant çevresindeki kemiğin yeniden şekillenme oranı, normal trabeküler kemiğin yeniden şekillenme oranından çok daha yüksektir. Bu döngünün etkisini azaltmak ve kemik kaybını önlemek için, yüklerin kemiğe homojen bir şekilde aktarılmasını sağlayacak implant tasarımları tercih edilmelidir.

Protez tipi ile kemik rezorpsiyonu arasındaki ilişkiye bakıldığında, geleneksel tam protez kullanıcılarında kemik rezorpsiyonunun daha yaygın olduğu, implant destekli sabit protezlerin ise bu riski en aza indirdiği gözlemlenmiştir. İmplantın oklüzyonunda baskı kuvvetleri genellikle baskın olmalıdır. Özellikle distal kantileverli restorasyonlarda, protez ve implant-kemik arayüzünde oldukça karmaşık yük profilleri oluşur. Bu durum, dental implant tasarımının yük dağılımını en iyi şekilde optimize edecek şekilde yapılması gerektiğini ortaya koyar. İmplant sisteminde ve çevresindeki biyolojik dokularda ortaya çıkan içsel gerilmeler, implantın uzun ömürlü olmasında önemli bir rol oynar. Tedavi planlamasında temel amaç, implant sistemindeki ve çevresindeki kemikteki mekanik gerilmeleri dengelemek ve azaltmaktır. Gerilmenin büyüklüğü, kuvvetin şiddeti ve bu kuvvetin yayıldığı yüzey alanı ile belirlenir. Kuvvetlerin şiddetini azaltmak amacıyla, destek parçası uzunluğu, telafi edici yükler ve kron yüksekliği gibi kuvvet artırıcı faktörlerin en aza indirilmesi gerekmektedir. İmplant sayısının artırılması ve dikkatlice tasarlanmış bir geometri, mekanik gerilmenin büyüklüğünü azaltmaya yardımcı olacaktır.

Ortalama bir insanın günde 1.000 ila 2.000 kez çiğneme hareketi yaptığı tahmin edilmektedir. Bu sayı, kişinin kaç öğün yediğine, yemeklerin türüne (örneğin, sert yiyecekler daha fazla çiğneme gerektirir), yeme alışkanlıklarına ve yemek süresine bağlı olarak değişir. Çiğneme sırasında, oklüzal kuvvetlerin etkisiyle oluşan maksimum çiğneme basıncı insanda 20 ile 60 kilogram arasında değişebilir. Çiğneme kuvvetlerinin 20-60 kg arasında değişebildiği göz önüne alındığında, bu kuvvetler uygulama sırasında zaman içinde farklılık gösterebilir. Literatürde genellikle maksimum 400 N kadar bir basınç uygulanmasının nedeni, bu basıncın çoğu diş ve implant tasarımı için gerçekçi ve güvenli bir test sınırı oluşturmasıdır. 400 N, bu geniş aralığı kapsayan ve genellikle laboratuvar koşullarında diş ve implant sistemlerinin dayanıklılığını değerlendirmek için yeterli bir güvenlik aralığı sağlar.

2.6.1. Gerilme

Gerilme, bir cisme uygulanan kuvvetin, cismin birim alanı üzerinde oluşturduğu iç kuvvettir. Gerilme, genellikle bir malzeme üzerinde oluşan iç kuvvetin dağılımını ifade eder ve birimi Pascal (Pa) veya Newton/metrekare (N/m^2) olarak ifade edilir. Temelde gerilmeler iki farklı tiptedir. Bunlar “Normal Gerilme” ve “Kayma

Gerilmesi” dir. Malzeme içindeki moleküllerin hareketleri ve zorlanma şekillerine göre bu şekilde ayrılmıştır [65].

Normal Gerilme (σ): Parça çekme, basma, eğilme gibi yüklenme durumlarına maruz kaldığında ortaya çıkar. Parça üzerindeki kesit düzlemleri birbirinden uzaklaşmaya yada yaklaşmaya çalışır. Gerilme σ sembolü ile gösterilir ve aşağıdaki formülle hesaplanır (2.1):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

Burada:

σ : Gerilme , N/m² (Pa) yada N/mm² (MPa)

F : Uygulanan kuvvet (Newton, N)

A : Kuvvetin uygulandığı alan (metrekare, m²)

Kayma Gerilmesi (τ): Kayma gerilmesi, bir yüzey boyunca kayma (paralel) kuvvetlerin etkisiyle oluşur. Bu gerilme, yüzeye dik değil, yüzeye paralel olarak etki eder ve malzemenin katmanlarının birbirine göre yer değiştirmesine neden olur. Kayma gerilmesi τ sembolü ile gösterilir ve aşağıdaki formülle hesaplanır (2.2):

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (2.2)$$

Burada:

τ :Kayma gerilmesini (shear stress),

F: F uygulanan kuvvetin büyüklüğünü,

A :A kuvvetin uygulandığı alanı temsil eder.

Normal ve kayma gerilmesi parametrelerine bağlı olarak, implantın uzun ekseni boyunca uygulanan kuvvetler, gerilmenin daha dengeli bir şekilde dağılmasına olanak tanır. Ancak, uzun eksene eğik gelen kuvvetler, kemik-implant arayüzünün belirli bölgelerinde gerilmenin artmasına yol açabilir ve bu durum implantta bükülmelere neden olabilir. Bu sorunu önlemek için dişsiz bölgeye yeterli sayıda implant en uygun pozisyonlarda yerleştirilmelidir. Diş kaybindan sonra kalan alveoler yapının şekli bu noktada büyük önem taşır. Rezorbe olmuş alveol kretlerinde, kısa implantlar ve

yüksekliği fazla kuronlar aşırı yüklenmelere sebep olur. Bu aşırı yüklenmeleri önlemek adına, mandibulada bikortikal fiksasyon yapılır yani implant ya da vida, kemiğin hem dış (kortikal) hem de iç (kortikal) tabakalarından geçerek sağlam bir şekilde sabitlenir. Maksillada ise kemik transplantasyonu (kemik nakli) gibi işlemler yapılmalıdır [66].

2.6.2. Gerinim

Gerinim (genleme), bir malzeme üzerindeki deformasyonun bir ölçüsüdür ve boyutların ne kadar değiştiğini ifade eder. Gerinim, malzemenin orijinal boyutlarına kıyasla meydana gelen şekil veya boyut değişikliği oranıdır. Genellikle epsilon (ϵ) sembolü ile gösterilir ve birimsizdir. [67] [68].

Normal Gerilme (ϵ): Bir malzemenin boyundaki uzama ya da kısalmanın orijinal boyuna oranıdır (2.3).

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2.3)$$

Burada:

ϵ : Normal gerilme (birimsiz)

ΔL : Malzemenin uzama veya kısalma miktarı (metre, m)

L_0 : Malzemenin başlangıçtaki orijinal uzunluğu (metre, m)

İmplant sistemi için malzeme deformasyonu dikkate alındığında, eksen dışı kuvvetler, farklı düzlemler ve eksenler üzerinde sistemi olumsuz etkileyebilecek moment kuvvetlerinin ortaya çıkmasına yol açar. Oysa eksen boyunca gelen kuvvetler, implant ve destekleyici kemik tarafından daha dengeli bir şekilde dağıtılabilir. Eksen dışı yüklemelerle meydana gelen moment kuvvetleri, büyüklüğü ve yönüne bağlı olarak implant-protez parçaları ya da destekleyici dokular tarafından tolere edilemeyebilir. Bu sebeple, protez üstyapısının tasarımı özenle planlanmalıdır [64].

2.6.3. Elastik modül

Elastik Modül (Young Modülü), bir malzemenin elastik deformasyon sırasında gerilme ve gerinim arasındaki ilişkiyi tanımlayan bir malzeme özelliğidir. Elastik modülü, malzemenin sertliği veya rijitliği hakkında bilgi verir. Yüksek Elastik

modülüne sahip malzemeler, uygulanan kuvvetler altında daha az esnerken, düşük Elastik modülüne sahip malzemeler daha fazla esneme eğilimindedir [69].

Elastik modülü genellikle E harfi ile gösterilir ve birimi Pascal (Pa) veya Newton/metrekare (N/m²) cinsindendir. Elastik modülü, Hooke Yasası'na dayalı olarak hesaplanır. Hooke Yasası'na göre, elastik bölgede gerilme (σ) ile gerinim (ϵ) arasında doğrusal bir ilişki vardır (2.4):

$$\sigma = E \cdot \epsilon \quad (2.4)$$

Burada:

σ : Gerilme (Pa)

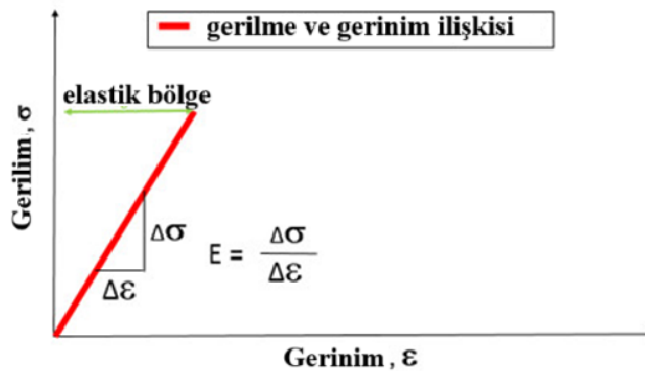
E : Elastik modülü (Pa)

ϵ : Gerinim (birimsiz)

Bu denklem, elastik deformasyon sürecinde malzemenin nasıl davrandığını ifade eder. Eğer malzeme elastik sınırlar içinde yüklenirse, yük kalktıktan sonra malzeme orijinal boyutlarına geri döner.

Şekil 2.21'deki grafik, malzemenin elastik bölgesindeki gerilme (σ) ve şekil değiştirme (ϵ) arasındaki ilişkiyi göstermektedir. Grafik, Young modülü (E) olarak bilinen malzemenin esneklik katsayısını tanımlamak için kullanılır.

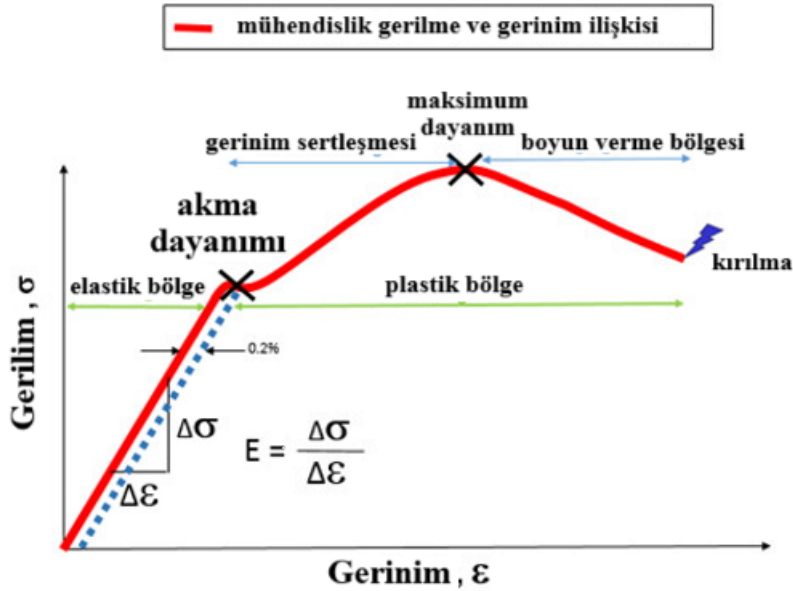
Young modülü, gerilme (σ) ile birim şekil değiştirme (ϵ) arasındaki orana eşittir. Grafik, elastik bölgedeki bu ilişkinin doğrusal olduğunu ve eğimin Young modülüne eşit olduğunu gösterir.



Şekil 2.21. Bir malzemenin elastik bölgesindeki gerilme ve gerinim ilişkisi.

Özetle, bu grafik, bir malzemeye uygulanan gerilmenin malzemenin esneme miktarıyla nasıl ilişkili olduğunu ve bu ilişkinin elastik bölgede sabit bir orana sahip

olduğunu anlatmaktadır. Şekil 2.22'deki grafik, mühendislik gerilmesi (σ) ve şekil değiştirme (ϵ) arasındaki ilişkiyi ortaya koyarak, malzemelerin gerilme altındaki davranışlarını açıklamaktadır. İlk olarak, grafik elastik bölgeyi gösterir; bu bölgede gerilme ve şekil değiştirme doğrusal bir ilişki içindedir.



Şekil 2.22. Malzemenin plastik ve elastik bölgelerinde gerilme ve gerinim ilişkisi.

Malzeme, bu bölgede gerilim kaldırıldığında eski haline dönebilir. Bu davranış, Young modülü (E) ile ifade edilir ve eğimin bir ölçüsüdür. Elastik bölgenin ardından malzemenin akma noktası gelir. Akma noktası, malzemenin elastik sınırını aştığı ve kalıcı, yani plastik şekil değiştirme göstermeye başladığı kritik bir noktadır. Bu aşamadan sonra malzemede kalıcı deformasyonlar meydana gelir. Plastik bölgeye geçişle birlikte malzemenin elastik olmayan deformasyon gösterdiği gözlemlenir. Bu süreçte, malzemede deformasyon sertleşmesi olarak bilinen dayanım artışı yaşanır. Malzeme, nihai dayanımına ulaştığında en yüksek gerilme seviyesine ulaşmıştır. Ancak bu noktadan sonra malzemenin boyutları küçülmeye başlar ve "necking" olarak adlandırılan boyun verme bölgesi oluşur. Boyun verme, malzemenin incelerek kırılmaya yakın olduğunu işaret eder. Son aşamada ise malzeme daha fazla dayanamayıp kırılır. Bu grafik, malzemelerin elastik deformasyondan plastik deformasyona ve nihayetinde kırılmaya kadar olan tüm yük altındaki davranış süreçlerini sistematik bir şekilde göstermektedir.

İmplantın Elastik modülü, malzemenin ne kadar sert olduğunu ve ne kadar az deformasyona uğrayacağını belirler. Örneğin, titanyum gibi yüksek Elastik modülüne

sahip metal implantlar, uygulanan yükler altında daha az deformasyon gösterir ve daha stabil olurlar. Bununla birlikte, daha düşük Elastik modülüne sahip polimer implantlar, doğal kemik dokusuna daha uyumlu bir yük paylaşımı sağlayabilir. Bu nedenle, implant malzemesi seçimi, kemiğe aktarılan gerilimlerin optimize edilmesi açısından kritik bir rol oynar.

2.7. İmplantların İmalat Süreçleri

İmplantların imalat süreçleri, biyomedikal mühendislik ve malzeme bilimlerinin önemli bir bileşenidir. Bu süreçler, biyoyumlu malzemelerin seçimi, tasarım, üretim ve yüzey modifikasyonlarını içerir. İmalat süreçlerinin her aşaması, implantların uzun ömürlü ve başarılı bir şekilde işlev görmesi için kritik öneme sahiptir.

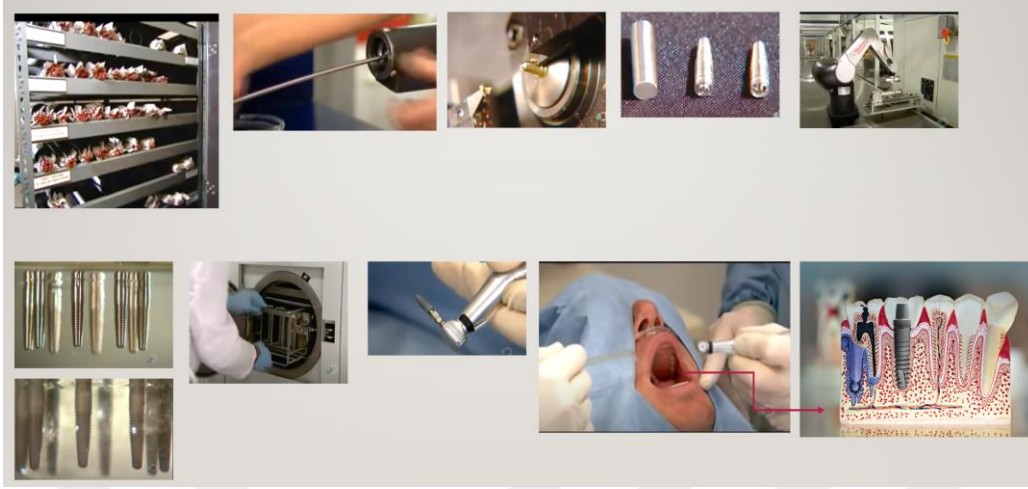
İmplantların üretiminde kullanılan malzemelerin biyoyumluluğu, mekanik dayanıklılığı ve korozyon direnci gibi özellikler dikkate alınarak seçilir. Titanyum ve alaşımları, zirkonya ve polietilen eter keton (PEEK) gibi malzemeler yaygın olarak kullanılır. Titanyum, yüksek biyoyumluluğu ve osseointegrasyon yeteneği ile öne çıkar [15]. Zirkonya ise estetik avantajları ve yüksek mekanik dayanıklılığı nedeniyle tercih edilir [23]. PEEK, metal alerjisi olan hastalar için alternatif bir malzeme olarak kullanılabilir [54].

İmplantların tasarımı, biyomekanik ve biyolojik gereksinimlere uygun olmalıdır. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımları, implantların karmaşık geometrilerinin oluşturulmasında kullanılır. CAD yazılımları, implantın yerleştirileceği bölgenin anatomik yapısına uygun olarak özelleştirilmiş tasarımlar oluşturulmasına olanak tanır [24].

İmplantların üretiminde çeşitli imalat teknikleri kullanılır. Geleneksel yöntemler arasında döküm, talaşlı imalat ve dövme bulunur. Daha modern yaklaşımlar arasında ise lazerle sinterleme ve 3D baskı gibi katmanlı imalat teknolojileri yer alır. Titanyum implantlar genellikle CNC makinelerinde işlenir ve hassas toleranslarla üretilir [70]. 3D baskı teknolojileri, karmaşık yapılar ve kişiye özel implantlar üretmek için kullanılır [71].

Diş implantı üretimi ve son kullanıcıya kadar olan süreç Şekil 2.22’de özetlenmiştir. Görüldüğü gibi çubuk formda olan Ti6Al4V ham malzemesi nümerik kontrollü CNC

tezgahlarında talaşlı imalata tabi tutulur. Yağ alma, kaplama, anodizasyon gibi prosesler uygulanır.



Şekil 2.23. İmalattan montaja implant süreci.

İmplantların yüzey özellikleri, anodizasyon gibi proseslerle osseointegrasyonu ve biyouyumluluğu artırmak için modifiye edilir. Pürüzlendirme, kimyasal kaplama, plazma püskürtme ve anodizasyon gibi yöntemler, implant yüzeylerinin biyolojik yanıtını iyileştirir. Pürüzlendirilmiş yüzeyler, kemik hücrelerinin tutunmasını ve proliferasyonunu teşvik eder [72]. Kimyasal kaplamalar, biyolojik olarak aktif maddelerin yüzeye eklenmesiyle osseointegrasyonu hızlandırır [73]. İmplantların üretim sürecinin sonunda, yüzeyde kalan kirleticilerin ve üretim kalıntılarının temizlenmesi gerekir. Ultrasonik temizleme, kimyasal temizleme ve plazma temizleme gibi yöntemler kullanılarak implantlar steril hale getirilir [74]. Sterilizasyon işlemleri, implantların mikrobiyal kontaminasyondan arındırılmasını sağlar ve enfeksiyon riskini minimize eder [75].

İmalat sürecinin her aşamasında kalite kontrol testleri uygulanır. Mekanik testler, implantların dayanıklılığını ve performansını değerlendirmek için kullanılır. Çekme, bükme ve yorulma testleri, implantların klinik kullanım koşullarına dayanıp dayanamayacağını belirler [76]. Ayrıca, biyouyumluluk testleri, implantların canlı dokularla uyumluluğunu değerlendirmek için yapılır [77].

Sonuç olarak, hastanın kemik yapısı, diş besleyen kan damarları, implant montajı yapılacak dişin her iki yanındaki diş yapısı gibi biyolojik faktörlerine bağlı olarak implant çapı ve boyu seçilerek implant montajı yapılır.

2.8. Abutment Tanımı

Abutment, diş implantları sisteminin önemli bir bileşeni olup, implant gövdesi ile protez restorasyonu arasında bir bağlantı elemanı olarak işlev görür. Abutmentlar, implantın ağız içindeki fonksiyonel ve estetik gereksinimlerini karşılamak için çeşitli malzemelerden ve tasarımlardan üretilir.

Abutmentlar, diş implantları ile üst yapılar arasında bir köprü görevi görerek, implantın yerleştirildiği kemik dokusuna protezin oluşturduğu yüklerin düzgün bir şekilde aktarılmasını sağlar. Bu yapılar, implantların stabilitesini artırmak ve protez restorasyonlarının uzun ömürlü olmasını sağlamak amacıyla tasarlanır [78]. Ayrıca, abutmentlar, protezin estetik ve fonksiyonel açıdan doğal dişlere benzer şekilde çalışmasını mümkün kılar [79].

Abutmentların üretiminde çeşitli malzemeler kullanılır. En yaygın olarak kullanılan malzemeler arasında titanyum, zirkonya ve altın alaşımları bulunur. Titanyum abutmentlar, yüksek biyouyumlulukları ve mekanik dayanıklılıkları nedeniyle tercih edilir [80]. Zirkonya abutmentlar ise, estetik avantajları ve biyouyumlulukları nedeniyle ön bölge implantlarında yaygın olarak kullanılır [54]. Altın alaşımları ise, yüksek dayanıklılık ve işlenebilirlik özellikleri ile bilinir ve genellikle özel durumlarda tercih edilir [70].

Abutmentlar, tasarımlarına ve işlevlerine göre farklı türlere ayrılır. Standart abutmentlar, genellikle seri üretimle elde edilir ve belirli standart ölçülerde üretilir [81]. Kişiyeye özel abutmentlar ise, her hastanın ağız yapısına uygun olarak özel olarak tasarlanır ve üretilir. Bu tür abutmentlar, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak tasarlanır ve üretilir [82].

Abutment ile implant arasındaki bağlantı, implant sisteminin stabilitesini ve başarısını doğrudan etkiler. İmplant-abutment bağlantısı, genellikle iç konik, dış konik veya düz bağlantı tiplerinde olabilir [83]. İç konik bağlantılar, yüksek stabilite ve daha az mikrosızıntı sağlar, bu da peri-implantitis yani dental implantları çevreleyen yumuşak ve sert dokuları etkileyen yıkıcı alveolar kemik kaybı riskini azaltır [84][85].

Abutmentların klinik uygulamaları, her hastanın bireysel gereksinimlerine göre özelleştirilebilir. Son yıllarda, dijital teknoloji ve 3D baskı yöntemleri, kişiyeye özel abutment tasarım ve üretim süreçlerini daha erişilebilir ve verimli hale getirmiştir [24].

Ayrıca, biyouyumlu ve estetik malzemelerin kullanımı, abutmentlerin hem fonksiyonel hem de estetik açıdan üstün performans göstermesini sağlamaktadır [39].

2.8.1. Abutment çeşitleri ve malzemeleri

Dental implant tedavisinde kullanılan abutmentler, implant ile protez diş arasında yer alan ve protezin doğru bir şekilde yerleştirilmesini sağlayan ara parçalardır. Abutmentler, malzeme, tasarım ve kullanım amacına göre çeşitli türlerde olabilir. Abutment seçimi, implant tedavisinin başarısını doğrudan etkileyen kritik bir unsurdur ve her hasta için en uygun seçenek dikkatle değerlendirilmelidir. Abutmentlar, dental implant sistemlerinin önemli bir parçası olup, implant ile protez restorasyonu arasında bir bağlantı görevi görürler. Farklı klinik gereksinimlere ve hasta özelliklerine göre çeşitli abutment türleri ve malzemeleri kullanılır.

2.8.2. Abutment tasarımları

Abutment tasarımları, diş implantları sisteminde implantın üzerine yerleştirilen protez restorasyonlarının desteklenmesi ve stabilize edilmesi için önemli bir rol oynar. Abutmentlar, fonksiyonel ve estetik gereksinimleri karşılamak üzere çeşitli tasarımlar ve malzemelerde üretilir. Abutmentin mikro ve makro geometrisi, implant-abutment bağlantısının stabilitesi ve mikrosızıntıların önlenmesi açısından kritik öneme sahiptir. Mikrogeometri, abutment yüzeyinin pürüzlülüğü ve yapılandırmasını içerirken, makrogeometri, abutmentin genel şekli ve boyutları ile ilgilidir [86]. Doğru tasarım, implant çevresindeki yumuşak ve sert dokuların sağlığını korur.

Açılandırılmış abutmentlar, implantın yerleştirildiği açığa uyum sağlamak amacıyla belirli bir açıda tasarlanır. Bu tasarım, özellikle kemik yapısının sınırlamaları nedeniyle implantın ideal açıda yerleştirilemediği durumlarda kullanılır.

Modüler tasarımlar, protez restorasyonlarının uzun vadeli bakım ve değişimlerini kolaylaştırır [87].

Abutment tasarımlarındaki yenilikler, dijital teknolojilerin ve ileri üretim yöntemlerinin kullanılmasıyla hız kazanmıştır. Özellikle 3D baskı teknolojisi, kişiye özel abutmentlerin hızlı ve hassas bir şekilde üretilmesini mümkün kılmaktadır. Gelecekte, biyomimetik malzemeler ve akıllı tasarımlar, abutmentlerin hem estetik hem de fonksiyonel performansını daha da artıracaktır [88] [89].

Standart abutment genellikle düz bir yapıya sahip olup, implantın üzerine doğrudan yerleştirilir ve protez dişin bağlantısını sağlar (Şekil 2.24) [90]. Standart abutmentler, seri üretimle elde edilen ve belirli ölçülerde üretilen abutmentlerdir. Bu abutmentler, genellikle belirli bir implant sistemine uyumlu olacak şekilde tasarlanır ve farklı boyutlarda bulunabilir [87]. Standart abutmentler, genellikle daha uygun maliyetlidir ve basit vakalarda kullanılır.



Şekil 2.24. Standart abutment) [90].

Eğer implant açısal bir uyum gerektiriyorsa, açılı abutmentler tercih edilir (Şekil 2.25) [91]. Açılardırılmış abutmentler, implantın yerleştirildiği açığa uyum sağlamak için belirli bir açıyla üretilir. Bu abutmentler, özellikle implantın kemik yapısına optimal yerleştirilemediği durumlarda kullanılır.



Şekil 2.25. Açılı abutment [91].

Bu abutmentler, farklı açılarda gelir ve protezin doğru açıda yerleştirilmesine yardımcı olur. Hastanın ağız yapısına özel olarak tasarlanan özel abutmentler, estetik ve fonksiyonel gereksinimlerin en üst düzeyde karşılanmasını sağlar ve genellikle CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilir (Şekil 2.26) [92].



Şekil 2.26. Kişiyeye özel abutmentler) [92].

Protez dişin abutment üzerine kalıcı olarak yerleştirildiği durumlarda sementle tutunan abutmentler kullanılır (şekil 2.27)[93]. Bu abutmentler, vidaların görünmesini engelleyerek daha estetik bir sonuç sağlar, ancak protezin çıkarılması gerektiğinde bu işlem zor olabilir.



şekil 2.27. Sementle tutunan abutmentler [93].

Vidalı abutmentler ise protezin vida aracılığıyla abutment üzerine tutturulmasını sağlar ve gerektiğinde protezin kolayca çıkarılmasına olanak tanır, bu da bakım ve temizlik açısından avantaj sağlar (şekil 2.28) [94].



şekil 2.28. Vidalı abutment [94].

Bilye abutmentler, özellikle çıkarılabilir protezler için yaygın olarak kullanılır ve protezin abutment üzerine oturmasını sağlar (şekil 2.29). Bilye abutmentler, overdenture protezlerin stabilitesini artırmak için kullanılır. Bu abutmentler, protezlerin implantlara tutunmasını sağlayan top şeklinde bir başlığa sahiptir . Bilye abutmentler, hareketli protez kullanıcıları için yaygın olarak tercih edilir [99, 100].



şekil 2.29. Bilye abutmentler [99].

Manyetik abutmentler, protezin manyetik kuvvetler kullanılarak sabitlenmesine olanak tanır ve bu tür abutmentler genellikle yaşlı hastalar veya sınırlı el becerisine sahip hastalar için uygundur (Şekil 2.30) [95].



Şekil 2.30. Manyetik abutmentler [95].

Locator abutmentler ise çıkarılabilir overdenture uygulamalarında tercih edilir ve protezin daha iyi sabitlenmesini sağlayan elastomerik iç bileşenlere sahiptir (Şekil 2.31).



Şekil 2.31. Locator abutmentler [100].

2.8.3. Abutment malzemeleri

Titanyum abutmentler, yüksek biyoyumluluk ve mekanik dayanıklılık özellikleri ile yaygın olarak kullanılır. Titanyumun düşük yoğunluğu ve yüksek mukavemeti, abutmentlerin uzun ömürlü ve güvenilir olmasını sağlar [96].

Zirkonya abutmentler, estetik avantajları nedeniyle ön bölge implantlarında sıkça tercih edilir. Zirkonya, doğal diş rengine benzeyen beyaz rengi ve biyoyumluluğu ile bilinir [80]

PEEK, biyomedikal uygulamalarda kullanılan hafif ve dayanıklı bir polimerdir. PEEK abutmentler, metal alerjisi olan hastalar için uygun bir alternatiftir ve biyoyumluluğu yüksektir [97]

Altın alaşımları, yüksek dayanıklılık ve işlenebilirlik özellikleri nedeniyle bazı özel durumlarda kullanılır. Altın abutmentler, biyouyumluluğu yüksek olan ve metal alerjisi riski düşük olan bir seçenektir [98]

2.8.4. Yüzey modifikasyonlarının abutment stabilitesi üzerindeki etkisi

Abutment stabilitesi, implant başarısında kritik bir rol oynar ve yüzey modifikasyonları bu stabiliteyi önemli ölçüde etkileyebilir. Abutment yüzey modifikasyonları, biyouyumluluğu artırarak implant-abutment bağlantısının mekanik performansını ve uzun ömürlülüğünü iyileştirir.

Yüzey pürüzlülüğü, abutment yüzeyinde mikro düzeyde girintiler ve çıkıntılar oluşturarak biyomekanik uyumu artırır. Pürüzlü yüzeyler, hücresel adezyonu teşvik eder ve osseointegrasyonu hızlandırır [80]. Bu, abutmentin kemiğe daha iyi tutunmasını sağlar ve stabiliteyi artırır.

Yüzey kaplamaları, abutment yüzeyine uygulanan biyouyumlu malzemelerden oluşur. Örneğin, titanyum nitrür (TiN) kaplamalar, abutmentin aşınma direncini artırarak uzun ömürlülüğünü sağlar ve biyouyumluluğu artırır [99]. Ayrıca, hidroksiapatit (HA, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) kaplamalar, kemiğe entegrasyonu teşvik ederek stabiliteyi artırır [57].

Yüzey kimyasının modifikasyonu, abutment yüzeyinin kimyasal bileşimini değiştirerek biyouyumluluğu artırır. Plazma oksidasyonu gibi yöntemler, abutment yüzeyine hidrofilik özellikler kazandırarak protein adsorpsiyonunu ve hücresel adezyonu teşvik eder [100]. Bu, implant çevresindeki yumuşak dokuların iyileşmesini ve stabilitesini artırır.

Lazerle yüzey işleme, abutment yüzeyine mikro ve nano yapılar ekleyerek hücresel aktiviteleri artırır. Lazerle işlenmiş yüzeyler, hücre proliferasyonunu ve diferansiyasyonunu teşvik eder, bu da implant stabilitesini artırır [101]. Bu yöntem, ayrıca abutmentin mekanik performansını ve aşınma direncini artırır.

Plazma sprey kaplamalar, abutment yüzeyine biyouyumlu malzemelerin yüksek sıcaklıkta püskürtülmesiyle oluşturulur. Bu kaplamalar, yüzeyin pürüzlülüğünü ve kimyasını modifiye ederek osseointegrasyonu teşvik eder [102]. Özellikle hidroksiapatit kaplamalar, kemiğe entegrasyonu hızlandırır ve stabiliteyi artırır.

2.8.5. Farklı implant tasarımlarının ve malzemelerinin klinik çalışmaları

Klinik tedavilerde kullanılan implant şekilleri, dental implantolojideki başarının anahtar bileşenlerinden biridir. İlk dönemlerde kullanılan silindirik implantlar, kemik-implant entegrasyonunu sağlamak için yeterli olmasına rağmen, primer stabilite konusunda bazı zorluklar yaşamıştır. Bunun üzerine geliştirilen konik implantlar, diş kökü şeklinde tasarlandıkları için kemik içine daha iyi uyum sağlamakta ve özellikle dar kemik yapılarında primer stabiliteyi artırmaktadır. Vidalı implantlar ise kemik içinde daha yüksek stabilite sunarak, kemik-implant temasını maksimize eden bir tasarım olarak öne çıkmıştır. Bu implantlar, vidalı yapıları sayesinde implantın kemikle daha sıkı bir şekilde kaynaşmasını sağlamakta, böylece iyileşme sürecini hızlandırmaktadır.

Tarihsel olarak, blade implantlar ve disk implantlar da klinik tedavilerde denenen şekiller arasında yer almıştır. Blade implantlar, özellikle dar alveolar kretlere sahip hastalarda kullanılırken, disk implantlar, kemik genişliğinin yetersiz olduğu durumlarda tercih edilmiştir. Ancak, bu şekillerin bazı dezavantajları nedeniyle modern klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmamaktadır. Günümüzde, vidalı ve konik implantlar, sağladıkları yüksek stabilite ve kemik uyumu nedeniyle klinik tedavilerde en çok tercih edilen implant şekilleri olarak karşımıza çıkmaktadır.

2.8.6. Farklı abutment tasarımlarının ve malzemelerinin klinik çalışmaları

Klinik tedavilerde kullanılan abutment şekilleri, dental implantolojinin başarısında kritik bir rol oynar. Abutment, implant ile protez arasında bir bağlantı elemanı olarak işlev görür ve hem estetik hem de fonksiyonel açıdan önemlidir. İlk dönemlerde kullanılan düz ve silindirik abutmentler, implant-protez uyumunu sağlamak amacıyla tasarlanmış olup, basit yapıları sayesinde yaygın olarak tercih edilmiştir. Ancak, estetik taleplerin artması ve hasta ihtiyaçlarının çeşitlenmesiyle birlikte, daha sofistike abutment şekilleri geliştirilmiştir.

Konik abutmentler, implant-protez bağlantısında daha sıkı bir uyum sağlamak amacıyla tasarlanmıştır ve özellikle posterior bölgelerde yüksek gerilme altında daha iyi performans gösterirler. Bunun yanında, açılı abutmentler, implantın kemik içinde yerleştirilme açısına göre protezlerin ideal bir konumda olmasına olanak tanır. Bu, özellikle estetik bölgelerde, protezin diş eti hizasında doğru pozisyonda yer almasını sağlar.

Zirkonya gibi estetik abutmentler, biyouyumlulukları ve doğal diş rengini taklit edebilmeleri nedeniyle ön bölgelerde tercih edilmektedir. Estetik avantajlarının yanı sıra, metalik abutmentlere kıyasla biyolojik uyumları da daha yüksektir. Modern klinik uygulamalarda, hastanın spesifik ihtiyaçlarına göre kişiye özel CAD/CAM teknolojisiyle üretilen abutmentler, hem fonksiyonel hem de estetik açıdan en yüksek başarıyı sağlamaktadır. Bu gelişmeler, abutmentlerin klinik tedavilerdeki rolünü daha da önemli hale getirmiştir.

2.9. Sonlu Elemanlar Analizi ve Optimizasyon

2.9.1. Swanson analysis systems (ANSYS) tanımı

Swanson Analysis Systems (ANSYS), mühendislik simülasyonları ve analizi için kullanılan güçlü bir yazılım platformudur. Gelişmiş mühendislik hesaplamaları, tasarım optimizasyonları ve performans analizleri yapmak için kullanılır [103].

ANSYS, yapısal, termal, akışkan dinamiği ve elektromanyetik simülasyonları içeren çok disiplinli analizler sunar. Bu yetenekler, mühendislerin karmaşık sistemlerin ve bileşenlerin performansını analiz etmelerine olanak tanır. Yazılım, bu simülasyonları yaparken detaylı modelleme ve sonuç analizleri sunar [104].

ANSYS, sonlu elemanlar analizi (FEA) için geniş bir araç seti sunar. Bu yöntem, yapıların ve malzemelerin fiziksel davranışlarını simüle eder ve mühendislik tasarımlarının güvenliğini ve performansını değerlendirmeye yardımcı olur [105]. FEA, ANSYS'in en güçlü yönlerinden biridir ve tasarım doğrulama süreçlerinde kritik rol oynar.

ANSYS, akışkan dinamiği simülasyonları için geniş bir fonksiyon yelpazesi sunar. Bu simülasyonlar, sıvıların ve gazların hareketlerini analiz ederek akışkan davranışlarını ve etkileşimlerini detaylı olarak incelemeye olanak tanır [106]. CFD modülü, aerodinamik tasarım ve ısı transferi gibi uygulamalarda geniş bir kullanım alanına sahiptir.

ANSYS, tasarım optimizasyonu için çeşitli araçlar sunar. Bu araçlar, mühendislerin tasarım parametrelerini ve koşullarını optimize ederek performans, maliyet ve güvenlik hedeflerini karşılamalarına yardımcı olur. Optimizasyon modülü, özellikle mühendislik tasarım süreçlerini iyileştirmek ve verimliliği artırmak için kullanılır.

2.9.2. ANSYS'in kullanım alanları

ANSYS, çeşitli endüstrilerde kullanılan güçlü bir simülasyon yazılımıdır. Otomotiv endüstrisinde, araç tasarımlarının güvenliğini ve performansını analiz etmek için yaygın olarak kullanılır. Bu yazılım, araç gövdesi, süspansiyon sistemleri ve motor bileşenleri gibi yapıların yapısal analizini yaparak, çarpışma testleri ve dayanıklılık testlerini simüle eder. ANSYS, aynı zamanda aerodinamik tasarımı optimize etmek ve yakıt verimliliğini artırmak için de kullanılır [107].

Havacılık ve uzay endüstrisinde, ANSYS, uçak ve roket tasarımlarının performansını değerlendirirken kritik bir rol oynar. Yazılım, aerodinamik performansı simüle etmek, yapısal bütünlüğü değerlendirmek ve ısı yönetimi problemlerini çözmek için kullanılır. ANSYS'in akışkan dinamiği ve termal analiz modülleri, havacılık tasarımlarında yüksek doğruluk sağlar ve güvenilirlik testi için önemli veriler sunar [108].

Enerji sektöründe, ANSYS, enerji üretim sistemlerinin ve ekipmanlarının performansını optimize etmek için kullanılır. Özellikle, rüzgar türbinleri, gaz türbinleri ve enerji iletim sistemleri üzerinde yapılan analizler, sistemlerin verimliliğini ve güvenilirliğini artırmak için önemlidir. Yazılım, termal ve akışkan dinamiği analizleri ile enerji sistemlerinin performansını değerlendirmede büyük avantajlar sağlar [109].

İnşaat ve altyapı mühendisliğinde, ANSYS, yapıların ve altyapı projelerinin tasarımını ve güvenliğini değerlendirmek için kullanılır. Bu yazılım, köprüler, binalar ve diğer altyapı bileşenlerinin yapısal analizini yaparak, mühendislerin tasarımlarını optimize etmelerine yardımcı olur. ANSYS'in yapısal analiz yetenekleri, inşaat projelerinin güvenliğini sağlamak ve malzeme kullanımını optimize etmek için kritik rol oynar [110].

Elektronik ve yarıiletken endüstrisinde, ANSYS, entegre devrelerin (IC) ve diğer elektronik bileşenlerin performansını değerlendirmek için kullanılır. Yazılım, termal yönetim, elektromanyetik uyumluluk ve mekanik gerilme analizleri yaparak, elektronik cihazların güvenilirliğini ve performansını artırır. ANSYS, bu analizlerle elektronik ürünlerin tasarım süreçlerinde önemli bir rol oynar [111].

2.9.3. Sonlu elemanlar analizi (FEA)

Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) ve optimizasyon, mühendislik ve bilimsel araştırmalarda karmaşık yapısal, termal ve akış problemlerini çözmek için yaygın olarak kullanılan tekniklerdir. Bu yöntemler, tasarım süreçlerini geliştirmek, performansı artırmak ve maliyetleri azaltmak amacıyla kullanılır.

Sonlu Elemanlar Analizi, bir yapının veya sistemin karmaşıklığını çözümlemek için kullanılan bir sayısal yöntemdir. FEA, bir yapının tüm alanını küçük elemanlara böler ve her bir elemanı analiz ederek yapının genel davranışını tahmin eder. Bu yöntem, yapısal analizden akış analizine kadar geniş bir uygulama yelpazesi sunar.

Yapısal analizde, FEA, yapının yükler altındaki deformasyonunu ve gerilme dağılımını hesaplamak için kullanılır. Özellikle, karmaşık geometriler ve yükleme koşulları altında yapıların performansını değerlendirmek için etkilidir. Yapısal analiz sonuçları, tasarım iyileştirmeleri ve güvenlik değerlendirmeleri için kritik bilgiler sağlar.

Termal analiz, bir yapının sıcaklık değişimleri ve ısı iletimini incelemek için kullanılır. FEA, ısı dağılımını ve termal gerilmeleri hesaplayarak, termal yönetim sistemlerinin tasarımında yardımcı olur. Termal analiz, malzeme seçiminde ve sistem performansında önemli rol oynar.

Akış analizi, bir yapının içindeki veya çevresindeki akışkan hareketlerini incelemek için kullanılır. FEA, akışkan dinamiği problemlerini çözmek için kullanılarak, akış hızlarını ve basınçları tahmin eder. Bu analiz, özellikle ısı değişim sistemlerinde ve aerodinamik tasarımlarda önemlidir.

Optimizasyon, bir sistemin performansını artırmak için tasarım değişkenlerini ayarlama sürecidir. Mühendislik uygulamalarında, optimizasyon genellikle malzeme kullanımını azaltma, maliyetleri düşürme veya performansı artırma amacıyla yapılır.

Kısıtlamalı optimizasyon, belirli sınırlamalar altında en iyi çözümü bulmayı amaçlar. Bu tür bir optimizasyon, genellikle tasarım kısıtlamaları, maliyetler ve performans hedefleri dikkate alınarak yapılır. Kısıtlamalı optimizasyon, mühendislik tasarımında yaygın olarak kullanılır ve çeşitli algoritmalarla uygulanabilir.

Çok amaçlı optimizasyon, birden fazla hedefin aynı anda optimize edilmesini içerir. Bu yöntem, tasarımın hem maliyet hem de performans açısından en iyi şekilde

optimize edilmesini sağlar. Çok amaçlı optimizasyon, özellikle karmaşık mühendislik problemlerinde kullanışlıdır ve genellikle aynı anda optimize edilecek birden fazla hedef fonksiyonunu içeren matematiksel optimizasyon içeren pareto optimizasyonu ile sonuçlanır.

Genetik algoritmalar ve evrimsel yöntemler, optimizasyon problemlerini çözmek için kullanılan popüler tekniklerdir. Bu yöntemler, doğal seçim ve genetik operatörlere dayalı olarak çözümleri iyileştirir ve geniş arama alanlarında etkili olabilir. Bu teknikler, karmaşık optimizasyon problemlerinde etkili çözümler sunar.

2.9.4. Mühendislik ve tıp alanlarında ANSYS

ANSYS, mühendislik ve tıp alanlarında geniş bir uygulama yelpazesi sunarak, simülasyon ve analizlerde yüksek doğruluk ve verimlilik sağlar. Hem mühendislik tasarımı hem de medikal uygulamalarda kullanılan ANSYS, çeşitli problemlere çözüm sunar ve bu alanlarda önemli bir araç olarak kabul edilir [112].

Mühendislik alanında ANSYS, yapı mühendisliği, otomotiv, havacılık ve enerji sektörlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle yapısal analiz, akışkan dinamiği ve termal yönetim gibi konularda önemli çözümler sunar.

Yapısal analizler, malzeme davranışlarını ve yük etkilerini simüle ederek, tasarımların güvenilirliğini artırır. Bu analizler, özellikle köprüler ve binalar gibi büyük mühendislik projelerinde kritik öneme sahiptir [113].

Akışkan dinamiği (CFD) analizleri, sıvıların ve gazların hareketlerini simüle ederek, mühendislik tasarımlarında aerodinamik ve hidrodinamik performansları optimize eder. Bu, otomotiv ve havacılık endüstrilerinde yakıt verimliliği ve performans iyileştirmeleri için kullanılır. CFD simülasyonları, mühendislerin akışkan davranışlarını daha iyi anlamalarına yardımcı olur [114].

Termal analiz, mühendislik tasarımlarında önemli bir yer tutar. ANSYS, ısı transferi ve termal gerilmeleri simüle ederek, sistemlerin sıcaklık koşullarını değerlendirmeye olanak tanır. Bu özellik, enerji verimliliği ve malzeme dayanıklılığı için kritik öneme sahiptir.

Tıp ve biyomühendislik alanında ANSYS, medikal cihazların tasarımını, biyomekanik analizleri ve implant performansını değerlendirmek için kullanılır. Medikal cihaz tasarımında ANSYS, medikal cihazların tasarımında kullanılarak, cihazların

biyomekanik performansını ve güvenliğini değerlendirmeye yardımcı olur. Özellikle implant ve protezlerin tasarımında, malzeme seçimi ve yapı optimizasyonu için ANSYS kullanılır. Bu, medikal cihazların vücutla uyumunu ve performansını artırır [115].

Biyomekanik analizlerinde ANSYS, biyomekanik sistemlerin analizi için kullanılır. İnsan vücudu üzerindeki gerilme ve deformasyonları simüle ederek, çeşitli tıbbi uygulamalarda daha iyi sonuçlar elde edilmesine olanak tanır. Özellikle ortopedik ve dental uygulamalarda, implant ve protezlerin performansını optimize etmek için kullanılır. Yazılım, implantın kemik ile etkileşimini ve biyomekanik özelliklerini simüle ederek, implant tasarımını ve malzeme seçimini optimize eder. Bu analizler, implantların uzun ömürlü ve güvenilir olmasını sağlar [116].

2.9.5. Diş hekimliğinde ANSYS uygulamaları

ANSYS, diş hekimliği alanında çeşitli uygulamalar için etkili bir araç olarak kullanılmaktadır. Bu uygulamalar, implant tasarımı, protez analizleri ve biyomekanik simülasyonlar gibi geniş bir yelpazeyi kapsamaktadır. ANSYS'in bu alandaki kullanımı, tedavi planlamalarını iyileştirmek ve sonuçları optimize etmek için önemli bir rol oynamaktadır [117].

Diş implantlarının tasarımında ANSYS, implantın biyomekanik özelliklerini ve performansını değerlendirmek için kullanılır. ANSYS, implantın kemik ile etkileşimini ve uygulanan yüklerin implant üzerindeki etkilerini simüle ederek, tasarım sürecinde önemli veriler sağlar. Bu simülasyonlar, implantın uzun ömürlü olmasını ve klinik başarı oranlarını artırmasını sağlar [118].

Protezlerin ve diş restorasyonlarının analizi, ANSYS'in bir diğer önemli uygulama alanıdır. ANSYS, protezlerin ve restorasyon malzemelerinin mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılır. Bu analizler, protezlerin ağız içindeki performansını ve uzun ömürlülüğünü optimize etmek için kritik öneme sahiptir. Ayrıca, diş restorasyonlarının gerilme dağılımını ve uyumunu incelemek için ANSYS kullanılır [119].

ANSYS, diş hekimliğinde biyomekanik simülasyonlar için de kullanılmaktadır. Bu simülasyonlar, dişler ve çene yapılarındaki gerilmeleri ve gerilmeleri değerlendirmek için önemlidir. Özellikle ortodontik tedavi planlamalarında ve çene cerrahisinde, ANSYS'in biyomekanik analizleri, tedavi sonuçlarını iyileştirmek için kullanılır.

ANSYS, dişlerin ve çenelerin farklı yükler altında nasıl davrandığını anlamaya yardımcı olur [120].

İmplant ve protez malzemelerinin özelliklerini değerlendirmek için ANSYS, malzeme ve yüzey modifikasyonlarının etkilerini simüle eder. Özellikle, diş implantlarında kullanılan farklı malzemelerin ve yüzey kaplamalarının performansını değerlendirmek için ANSYS kullanılır. Bu modifikasyonlar, implantların biyouyumluluğunu ve uzun ömürlülüğünü artırmak için önemlidir. ANSYS, bu malzeme değişikliklerinin klinik sonuçlar üzerindeki etkilerini analiz eder [121].

2.9.6. İstatistik analiz

İstatistik analiz, veri toplama, işleme ve yorumlama süreçlerinde kullanılan matematiksel yöntemler ve tekniklerin bütünüdür. Bu analizler, verilerden anlamlı sonuçlar elde etmek ve karar verme süreçlerini desteklemek için kritik bir rol oynar. İstatistiksel yöntemler, çeşitli alanlarda geniş bir uygulama yelpazesine sahiptir ve genellikle araştırma sonuçlarının güvenilirliğini ve geçerliliğini değerlendirmek için kullanılır [122].

İstatistik analiz, verilerin toplanması, düzenlenmesi, analiz edilmesi ve yorumlanmasını içerir. Temel kavramlar arasında merkezi eğilim (ortalama, medyan, mod) ve yayılma (standart sapma, varyans) yer alır. Merkezi eğilim, veri setinin genel eğilimini ifade ederken, yayılma verilerin ne kadar değişken olduğunu gösterir. Bu kavramlar, verilerin genel özelliklerini anlamak için kullanılır.

İstatistiksel testler, hipotezlerin doğruluğunu değerlendirmek için kullanılır. T-testleri, varyans analizi (ANOVA), ve ki-kare testleri, veri setleri arasındaki farkları ve ilişkileri analiz etmek için yaygın olarak kullanılan yöntemlerdir. Bu testler, örneklem verilerinden genel sonuçlar çıkararak, hipotezlerin doğruluğunu test eder.

Regresyon analizi, bir değişkenin diğer bir veya daha fazla değişkenle olan ilişkisini incelemeye yönelik bir yöntemdir. Bu analiz, bağımlı ve bağımsız değişkenler arasındaki ilişkileri modellemek için kullanılır. Korelasyon analizi ise iki değişken arasındaki ilişkinin gücünü ve yönünü belirler. Regresyon ve korelasyon analizleri, veri setindeki ilişkileri anlamak ve tahminler yapmak için önemli araçlardır.

Veri görselleştirme, verilerin grafik ve tablo şeklinde sunulmasını içerir. Bu, verilerin daha anlaşılır ve yorumlanabilir olmasını sağlar. Histogramlar, scatter plotlar ve kutu

grafikleri gibi araçlar, verilerin dağılımını ve ilişkilerini görsel olarak temsil eder. Etkili veri görselleştirme, analizin sonuçlarını daha iyi anlamak ve sunmak için kritik öneme sahiptir.

İstatistik analizleri, sağlık araştırmalarından sosyal bilimlere, mühendislikten iş dünyasına kadar geniş bir uygulama alanına sahiptir. Örneğin, sağlık araştırmalarında klinik deneylerin sonuçlarını değerlendirmek için istatistiksel analizler kullanılır. İş dünyasında ise pazar araştırmaları ve kalite kontrol süreçlerinde istatistiksel yöntemler uygulanır.

2.9.7. Varyans analizi (ANOVA) testi

Varyans analizi (ANOVA), bir veya daha fazla bağımsız değişkenin bir bağımlı değişken üzerindeki etkisini değerlendirmek için kullanılan bir istatistiksel yöntemdir. ANOVA testi, farklı gruplar arasındaki ortalama farklarını test ederek, bu farkların tesadüfi olup olmadığını belirlemeye çalışır. Genellikle deneysel araştırmalarda ve gözlemsel çalışmalarda kullanılır.

ANOVA'nın temel amacı, gruplar arasındaki varyansın, içsel varyanstan (grup içi varyans) anlamlı bir şekilde farklı olup olmadığını belirlemektir. İki ana türü vardır: tek yönlü ANOVA ve çok yönlü ANOVA. Tek yönlü ANOVA, bir bağımsız değişkenin etkilerini değerlendirirken, çok yönlü ANOVA birden fazla bağımsız değişkenin etkilerini birlikte incelemeye olanak sağlar.

Tek yönlü ANOVA, gruplar arasındaki ortalama farklarını test etmek için kullanılır. Bu test, her grup için ortalama değerler hesaplar ve bu ortalamalar arasındaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığını değerlendirir. Hipotez testlerinde, "null" hipotezi genellikle gruplar arasında ortalama farkı olmadığı yönündedir. Bu test, F-istatistiği kullanarak yapılır.

Çok yönlü ANOVA, birden fazla bağımsız değişkenin bir bağımlı değişken üzerindeki etkisini analiz eder. Bu yöntem, değişkenler arasındaki etkileşimleri incelemek için kullanılır. Örneğin, iki faktörlü ANOVA, iki bağımsız değişkenin etkilerini ve bu değişkenler arasındaki etkileşimleri değerlendirir. Bu test, F-istatistiği kullanılarak hesaplanır ve etkileşim terimlerinin anlamlılığını belirler.

ANOVA, psikoloji, eğitim, mühendislik ve sosyal bilimler gibi birçok alanda geniş bir uygulama yelpazesine sahiptir. Örneğin, bir eğitim programının farklı gruplar

üzerindeki etkilerini değerlendirmek için tek yönlü ANOVA kullanılabilir. Aynı zamanda, bir tedavi yönteminin farklı gruplar üzerindeki etkilerini analiz etmek için de uygulanabilir.

ANOVA'nın güçlü yönleri arasında, çoklu grup karşılaştırmalarında sağlam ve anlamlı sonuçlar sağlama yeteneği bulunur. Ancak, veri setlerinde normal dağılım ve varyans homojenliği varsayımlarının sağlanması gerekir. Bu varsayımlar sağlanmadığında, sonuçların güvenilirliği azalabilir [123].

2.9.8. Kruskal wallis testi

Kruskal-Wallis testi, iki veya daha fazla bağımsız grubun medyanlarının birbirinden farklı olup olmadığını değerlendirmek için kullanılan parametrik olmayan bir testtir. Bu test, verilerin normal dağılım göstermediği durumlarda veya varyansların eşit olmadığı durumlarda kullanılır ve sıralama (rütbe) tabanlı analiz yapar.

Kruskal-Wallis testi, verileri sıralayarak gruplar arasındaki medyan farklarını değerlendirmek için kullanılır. Test, sıralı veriler üzerinde çalışır ve gruplar arasındaki ortalama sıralama farklarını test eder. Hipotez testlerinde, "null" hipotezi genellikle grupların medyanlarının eşit olduğu yönündedir. Bu test, verilerin normal dağılım göstermediği veya varyansların eşit olmadığı durumlarda kullanılabilir.

Test, her grup için sıralı veri hesaplamalarını içerir ve gruplar arasındaki sıralama farklarını değerlendirir. Kruskal-Wallis istatistiği, bu sıralama farklarını ölçmek için kullanılır ve bu istatistik, chi-kare dağılımına göre test edilir. Test sonucunda elde edilen p-değeri, medyanlar arasındaki farkların tesadüfi olup olmadığını belirler.

Kruskal-Wallis testi, verilerin normal dağılım göstermediği durumlarda veya küçük örneklem boyutları ile çalışıldığında kullanışlıdır. Ancak, bu test, yalnızca medyanlar arasındaki farkları değerlendirir ve grup içindeki dağılım hakkında bilgi vermez. Bu nedenle, testin sonuçlarını yorumlarken dikkatli olunmalıdır.

Kruskal-Wallis testi, biyomühendislik, sosyal bilimler ve sağlık araştırmaları gibi birçok alanda uygulanabilir. Örneğin, bir tedavi yönteminin üç farklı grup üzerindeki etkilerini karşılaştırmak için kullanılabilir. Ayrıca, anket sonuçlarının ve deneysel verilerin analizi için de uygun bir yöntemdir [124].



3. FARKLI MEKANİK SIKIŞTIRICILARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ, DENEYSEL SOFTWARE UYGULAMASI VE DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu bölümde, yapılan çalışmalar üç grupta toplanmaktadır. Bunlardan ilki iki ayrı gömlekli implant tasarımı ve copaSKY marka implantın Solidworks ile modellenip ANSYS de sonlu elamanlar analizi uygulamasıdır. İkincisi alternatif olarak tasarlanan 5 ayrı abutment modeli için ANSYS de sonlu elamanlar analizi uygulamasıdır. Üçüncü çalışma ise copaSKY marka implantın ve deneysel olarak prototip şeklinde hazırlanan gömlekli implantın inek kaval kemiğine montajı ve pnömatik düzenek ile test edilmesidir.

Testler, düzenek içine yerleştirilen loadcell üzerinden kuvvet bilgilerinin anlık olarak alınıp ANSYS de işlenmesi ve elde edilen verilerin software olarak değerlendirilmesidir. Bu amaçla deney düzeneği ve metodolojinin detaylandırılması ele alınacaktır. Bu kapsamda, deneylerde kullanılan düzenekler, piston ve pnömatik devrenin yapısı ile yazılım kontrol süreçlerinden bahsedilecektir. Ardından, deney sonuçları ve karşılaştırmalar başlığı altında, deney numunelerinin performans sonuçları ve diğer implant türleri ile yapılan karşılaştırmalar yer alacaktır. Üçüncü alt başlıkta, patent başvurusu yapılan gömlekli implantın deneylerdeki performansı ve sağladığı avantajlar değerlendirilecektir. Son olarak, sonuçların genel değerlendirmesi yapılarak ve gelecek çalışmalar için iyileştirme önerileri sunulacaktır.

3.1. Gömlekli İmplant Tasarımı ve ANSYS Analizi

Günümüzde kullanılan dental implant yivleri, çene kemiği yuvasında çizgisel kesme gerilme yığılması oluşturmaktadır. Bu çalışmanın amacı, günümüzde kullanılan dental implantlara alternatif olarak tasarlanan, çizgisel kesme gerilmesi yığılmasının yerine gerilmenin yüzeye eşit dağıtıldığı iki farklı mekanik sıkıştırıcının (gömlekli implant), uygulanan dik ve açılı kuvvet karşısında gerilme yük dağılımını sonlu elemanlar analizi (FEA) ile elde etmektir.

Bu çalışmada çene kemiği üzerine “copaSKY”marka, Ø5,2 mm x 4mm ölçülerinde dental implant montaj edilmiştir. Alternatif olarak Ø5,5 mm x 4,5mm ve Ø5,6 mm x

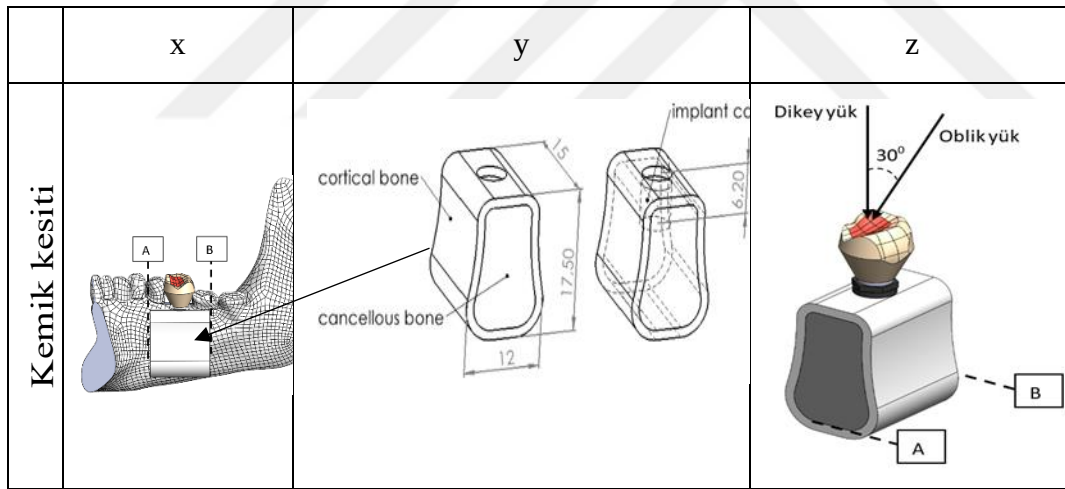
5 mm ölçülerinde tasarlanan mekanik sıkıştırıcılar (gömlekli implant) da çene kemiği üzerine ayrıca montaj edilmiştir. Her üç modele de 100N-400N aralığında eksenel ve oblik kuvvet uygulanmıştır. Modellere ait deformasyon ve von Mises analiz değerleri karşılaştırılarak yorumlanmıştır.

3.1.1. Solid Works ile gömlekli implant tasarımı

Çene kemiğini temsil eden kemik yapısı, kortikal ve trabeküler (süngerimsi) olmak üzere iki ayrı katman olarak modellenmiştir (Şekil 3.1, x, y). Ayrıca, kesit üzerine uygulanacak kuvvetlerin yönleri de Şekil 3.1- z de belirtilmiştir.

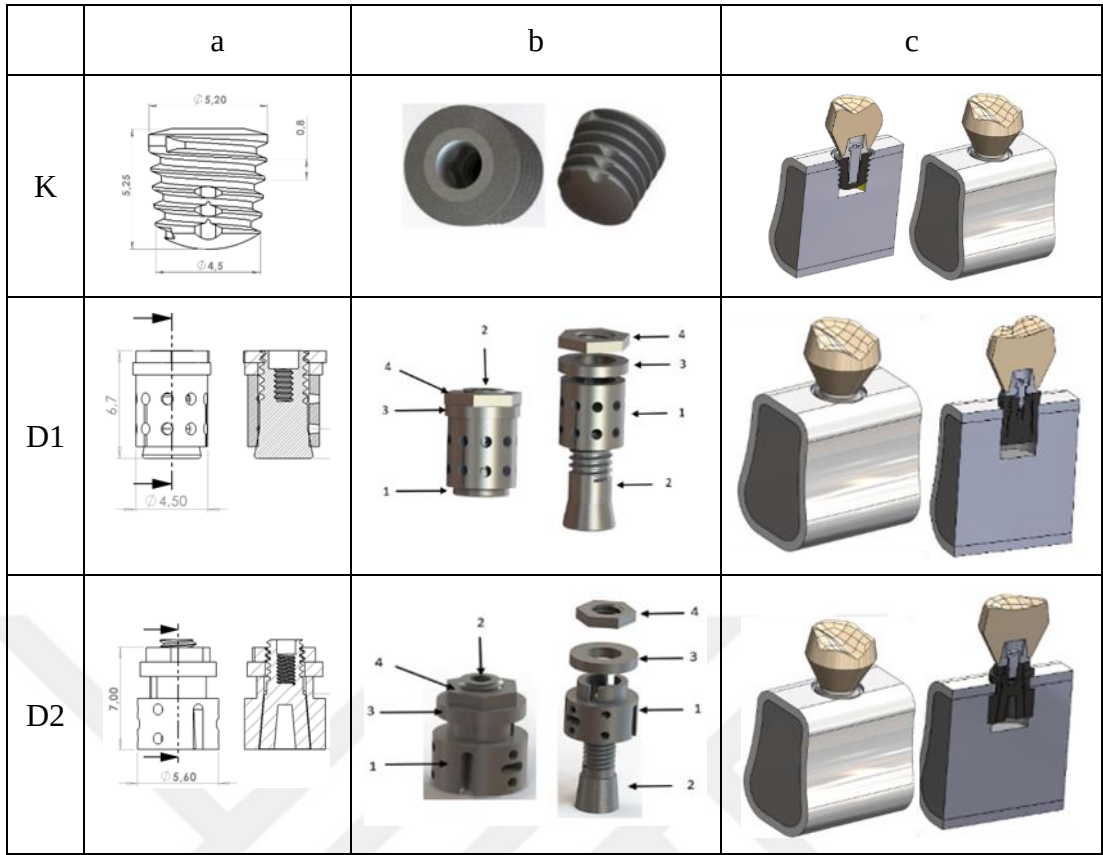
Analizler için karşılaştırma yapılacak implantlar üç gruba ayrılmıştır: mevcut implant geometrisi (K), kısmi açılı gömlekli implant (D1) ve tam açılı gömlekli implant (D2). Bu geometrilerin gösterimi Şekil 3.2’de yer almaktadır.

K modeli, referans olarak “copaSKY” marka, Ø5,2 mm x 4mm boyutlarında bir dental implant kullanılarak modellenmiştir. D1 modeli, Ø5,5 mm x 4,5 mm boyutlarında oluşturulurken, D2 modeli Ø5,6 mm x 5 mm ölçülerinde tasarlanarak modellenmiştir.



Şekil 3.1. Sonlu elemanlar analizinde kullanılacak analiz kesitinin gösterilmesi.

Tüm modelleme işlemleri SolidWorks yazılımı (SolidWorks, V2021; SolidWorks, Dassault Systems) kullanılarak gerçekleştirilmiştir . İmplant sistemlerini (K, D1, D2) oluşturan implant, abutment, vida ve kron bileşenleri çene kemiği kesitine monte edilmiştir (Şekil 3.1, c).



Şekil 3.2. İmplant modelleri ve kemik kesitinde implant sistemlerinin montajı.

3.1.2. İmplant sistemlerine ait modellerin ANSYS'e aktarılması

Sonlu elemanlar analizi için çene kemiğine montajı yapılan her üç sistem parasolid formatta ANSYS programına aktarılmıştır (ANSYS Workbench 2021 R2, ANSYS Inc., Houston, TX, ABD). Her üç sistem için 100N, 200N, 300N, 400N yüklerde, eksenel ve oblik olmak üzere 24 farklı FEA modeli oluşturularak analiz gerçekleştirilmiştir. FEA için analiz tipi “static structural”, çözüm hedefi “Mechanical APDL” olarak seçilirken, “number of step” 1s, “step end time” 5s olarak ayarlanmıştır. “Initial time step” 0,5s, “minimum time step” 0,2s ve “maximum time step” 0,6s olarak belirlenmiştir. Modellerin homojen elastik ve izotropik olarak davrandığı varsayılmıştır. “Display style element quality”, “element order quadratic” olarak seçilmiştir. Benzetim modelleri her bir model için ortalama 29284 düğüm, 15690 element üzerinden oluşturulmuştur. Şekil 3.1-z de yükleme yönleri ve yüzeyi gösterilmiştir. Eksenel dik ve eğik dikey yönde 30 derecelik açı ile 100N, 200N, 300N ve 400N luk yükler her üç sisteme uygulanmıştır. Toplam genleme ve gerilme (von Mises) değerleri hesaplanıp karşılaştırma grafikleri oluşturularak elde edilen sonuçlar paylaşılmıştır.

3.1.3. Malzeme ve yük tanımlamaları

Çalışmada implant, abutment ve vida malzemesi Ti6Al4V olarak seçilmiştir. Ti6Al4V alaşımının poisson oranı (ν) 0.35, elastik modülü (E) 110 GPa alınmıştır [125]. Kaplama malzemesi porselen olarak seçilmiştir. Porselen poisson oranı (ν) 0.25, elastik modülü (E) 140 GPa alınmıştır [126].

Kortikal kemik poisson oranı (ν) 0.30, elastik modülü (E) 13.7 GPa alınmıştır [127]. Trabeküler kemik poisson oranı (ν) 0.30, elastik modülü (E) 1.37 GPa alınmıştır [127, 129]

3.1.4. Sonlu elemanlar analizinin uygulanması ve sonuçlar

Tablo 3.1 e göre, K, D1 ve D2 sistemlerine ait veriler incelendiğinde, parçalara uygulanan farklı kuvvetler (100N, 200N, 300N, 400N) altında von Mises gerilimi (MPa cinsinden) sonuçları dikkat çekmektedir. K sisteminde, kaplama üzerinde uygulanan yükler ile artan gerilim değerleri 1.58 MPa ile başlayarak 6.30 MPa'a kadar çıkmaktadır.

Abutment parçasında ise gerilim değerleri oldukça yüksek olup 4.58 MPa ile başlayarak 32.99 MPa'ya ulaşmaktadır. Vida ve implant üzerindeki gerilim değerleri 1.67 MPa ile 10.96 MPa arasında değişmektedir. Kortikal ve süngerimsi kemiklerde ise en düşük gerilim değerleri gözlenmekte olup, süngerimsi kemik 0.23 MPa ile 0.91 MPa arasında değerler gösterirken, kortikal kemik 0.96 MPa ile 4.42 MPa arasında gerilim değerleri sergilemektedir. D1 sisteminde ise kaplama üzerinde gerilim değerleri 1.58 MPa ile 10.55 MPa arasında değişmektedir. Abutment parçasındaki gerilimler 5.44 MPa ile 73.52 MPa arasında önemli bir artış göstermektedir. Vida ve implant üzerindeki gerilimler ise sırasıyla 2.74 MPa ile 9.97 MPa ve 4.07 MPa ile 21.35 MPa arasında gözlenmektedir. D1 sisteminde de kortikal kemik ve süngerimsi kemik üzerindeki gerilimler düşük kalmakta olup, kortikal kemik 0.74 MPa ile 3.07 MPa arasında ve süngerimsi kemik 0.65 MPa ile 2.60 MPa arasında değerler almaktadır. D2 sisteminde kaplama üzerindeki gerilimler 1.57 MPa ile 9.23 MPa arasında iken, abutment üzerindeki gerilim 5.39 MPa ile 33.18 MPa arasında değişim göstermektedir. Vida ve implantta sırasıyla 1.59 MPa ile 7.79 MPa ve 5.09 MPa ile 21.35 MPa arasında gerilim değerleri elde edilmiştir.

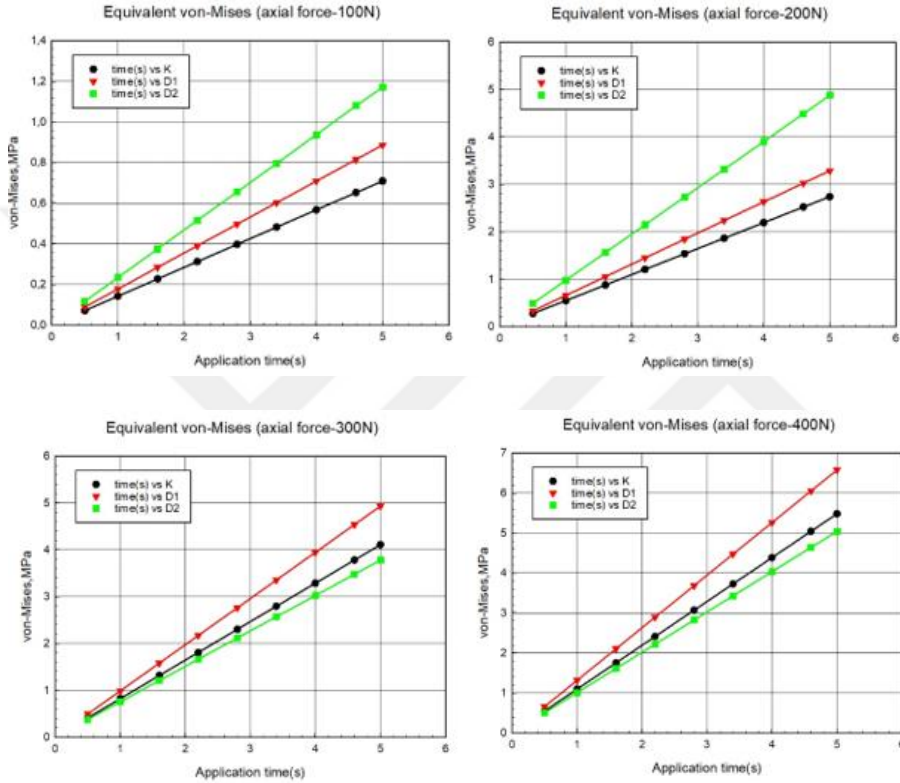
Tablo 3.1. İmplant montaj sistemlerindeki her bir parçanın 100N, 200N, 300N, 400N da eksenel ve oblik yükte von Mises değerleri (MPa), (VL: eksenel yük, VO: Oblik yük).

		VL				VO			
		100N	200N	300N	400N	100N	200N	300N	400N
K	von Mises (MPa)								
	Kaplama	1.58	3.15	4.73	6.30	2.65	5.29	7.94	2.65
	Abutment	4.58	9.15	13.73	18.31	10.98	21.96	32.93	10.98
	Vida	1.67	3.33	5.00	6.66	3.59	7.18	10.77	3.59
	İmplant	2.70	5.40	8.10	10.80	5.50	10.99	16.49	5.50
	Kortikal kemik	0.96	1.93	2.89	3.85	1.42	2.84	4.26	1.42
	Süngerimsi kemik	0.23	0.45	0.68	0.91	0.40	0.80	1.20	0.40
D1	von Mises (MPa)								
	Kaplama	1.58	3.16	4.75	6.33	3.52	7.03	10.55	14.06
	Abutment	5.44	10.89	16.33	21.78	18.38	36.76	55.14	73.52
	Vida	2.74	5.47	8.21	10.95	2.49	4.98	7.48	9.97
	İmplant	4.07	8.14	12.21	16.28	5.34	10.68	16.01	21.35
	Kortikal kemik	0.74	1.49	2.23	2.97	0.37	0.75	1.12	1.50
	Süngerimsi kemik	0.65	1.30	1.95	2.60	0.06	0.12	0.18	0.25
D2	von Mises (MPa)								
	Kaplama	1.57	3.14	4.71	1.57	3.08	6.16	9.23	3.08
	Abutment	5.39	10.78	16.17	5.39	16.59	33.18	49.76	16.59
	Vida	1.00	2.00	3.00	1.00	2.73	5.46	8.19	2.73
	İmplant	0.59	1.19	1.78	0.59	1.33	2.66	3.99	1.33
	Kortikal kemik	0.01	0.02	0.03	0.01	0.01	0.03	0.04	0.01
	Süngerimsi kemik	0.02	0.05	0.07	0.02	0.03	0.07	0.10	0.03

Kortikal kemik ve süngerimsi kemik üzerinde yine daha düşük gerilimler kaydedilmiş olup, kortikal kemik 1.03 MPa ile 4.05 MPa, süngerimsi kemik ise 0.50 MPa ile 1.40 MPa arasında değerler sergilemiştir.

Şekil 3.3'e göre, 100N, 200N, 300N ve 400N eksenel kuvvetleri için K, D1 ve D2 arasındaki karşılaştırmada, genellikle D1 en yüksek von Mises gerilmesine sahipken, D2 daha düşük değerler gösteriyor. D2'nin düşük gerilme değerleri, belirli şartlar altında üstün bir performans gösterdiğini, özellikle uzun süreli uygulamalar için daha

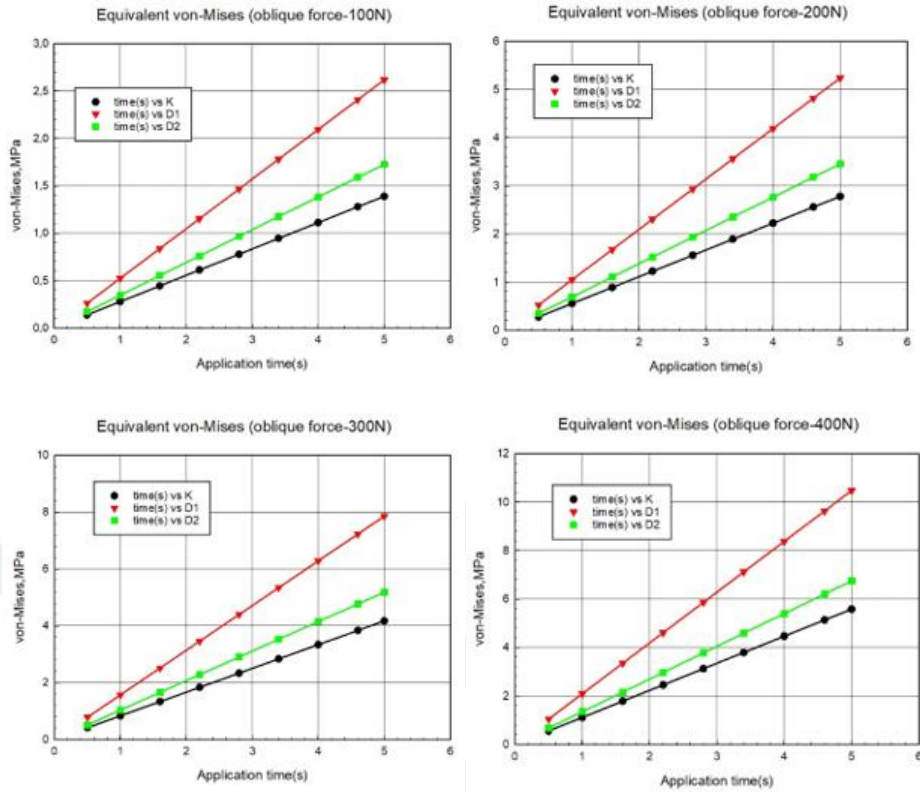
dayanıklı bir yapı sunduğunu gösteriyor. Ancak, D1'in daha yüksek gerilme değerleri bazen onun daha az tercih edilebilir olduğunu gösterebilir; bu, özellikle yüksek dayanım gerektiren uygulamalarda göz ardı edilemeyecek bir durumdur. K ise genellikle orta seviyede bir gerilme değeri sunarak, hem D1 hem de D2'ye göre daha dengeli bir performans sergiler. Bu durum, K'nın genel kullanımlar için uygun bir malzeme olduğunu ortaya koyabilir. Sonuç olarak, D2 düşük gerilme altında daha dayanıklı görünürken, K her iki durum arasında dengeli bir seçim olabilir.



Şekil 3.3. K, D1 ve D2 implant modelleri için 100N- 400N aralığında eksenel yükte von Mises değerleri.

Şekil 3.4'e göre, eğik kuvvetler altında (100N, 200N, 300N ve 400N) K, D1 ve D2 malzemeleri arasındaki karşılaştırmada, D1 sürekli olarak en yüksek von Mises gerilmesini gösterirken, D2 daha düşük gerilme değerleri ile öne çıkıyor. D2'nin düşük gerilme değerleri, belirli koşullar altında daha dayanıklı bir yapı sunduğunu ve uzun süreli uygulamalar için uygun olduğunu gösteriyor. D1'in daha yüksek gerilme değerleri, onu daha az tercih edilen bir seçenek haline getirebilir, özellikle de yüksek dayanım gereksinimi olmayan uygulamalarda. K ise, genellikle orta seviyede bir gerilme değeri sunarak dengeli bir performans sergiliyor. Bu durum, K'nın genel kullanım senaryoları için uygun olduğunu ortaya koyabilir. Sonuç olarak, D2 düşük

gerilme seviyelerinde daha dayanıklı bir yapı sunarken, K her iki malzeme arasında dengeli bir alternatif olarak öne çıkmaktadır.



Şekil 3.4. K, D1 ve D2 implant modelleri için 100N- 400N aralığında oblik yükte von Mises değerleri.

Eksenel ve eğik (oblik) kuvvetlerin etkileri karşılaştırıldığında, her iki durumda da von Mises gerilmesinin uygulama süresiyle birlikte doğrusal olarak arttığı görülmektedir. Ancak, belirgin farklılıklar ortaya çıkmaktadır: eksenel ve eğik kuvvetler altında K, D1 ve D2 malzemelerinin gerilme seviyeleri incelendiğinde, D1 sürekli olarak en yüksek gerilme değerlerini göstermektedir. Bu da D1'in tasarım performansında daha fazla yük taşıdığı, ancak daha fazla gerilme oluşturduğu anlamına geliyor. D2, daha düşük gerilme seviyeleri ile çalışarak, özellikle uzun süreli uygulamalar için daha stabil ve dayanıklı bir performans ortaya koymaktadır. K ise, kuvvet artışına paralel olarak gerilme artışını dengeli bir şekilde yöneterek, genel kullanım için uygun bir tasarım performansı sağlamaktadır. Kuvvet arttıkça, tüm malzemelerde gerilme de artmakta ancak bu artış D1'de daha belirgin; bu, D1'in yüksek yük taşıma kapasitesine rağmen tasarımda dikkatli bir değerlendirme gerektirdiğini göstermektedir. D2 ve K ise daha kabul edilebilir gerilme seviyeleriyle, belirli durumlarda daha sürdürülebilir ve güvenli seçenekler sunmaktadır. Genel olarak, eğik kuvvetler malzemeye daha fazla

gerilme yüklemekte ve bu da tasarım seçimlerinin, özellikle eğik kuvvetlerin etkin olduğu durumlarda daha kritik hale geldiğini göstermektedir.

Şekil 3.5'e göre, K dental implant sistemi üzerindeki von Mises gerilmesi dağılımları incelenmiştir. Kron bölgesinde en yüksek gerilme 25.69 MPa ile boyun kısmında, yani implant-abutment bağlantısında yoğunlaşırken, üst kısımlarda gerilme çok daha düşük seviyelerde kalmaktadır. Benzer şekilde literatürdeki çalışmalarda da implantın yüke en yakın boyun çevresindeki kortikal kemikte ve implant boynu çevresinde yoğunlaşma eğiliminde olduğunu, süngerimsi kemikte ise daha düşük gerilim dağılımlarının gösterdiğini doğrulamaktadır. Abutment bölgesinde ise gerilmeler dengeli bir şekilde dağılıp, 30.97 MPa ile en yüksek değeri abutment-implant bağlantı noktasında göstermektedir. İmplant içinde maksimum gerilme değeri 83.89 MPa olarak abutment ile birleştiği bölgede yoğunlaşırken, alt bölümlerde gerilmeler oldukça düşüktür. Kortikal kemikte en yüksek gerilme 39.03 MPa ile implant çevresinde gözlenmiş, implantın kemik içinde kalan bölümlerinde ise gerilmeler minimum seviyeye inmektedir. Süngerimsi kemikte ise gerilmeler oldukça düşük olup, maksimum 8.53 MPa seviyesinde implant çevresinde yoğunlaşmıştır. Süngerimsi kemiğin kesme gerilmesi incelendiğinde, en yüksek gerilme değeri 1.29 MPa ile implant bağlantısında görülmüş, diğer bölgelerde çok daha düşük seviyelere inmiştir. Bu sonuçlar, yükün büyük bölümünün implant-abutment bağlantısı çevresinde toplandığını ve kemik yapısına daha az yayıldığını göstermektedir.

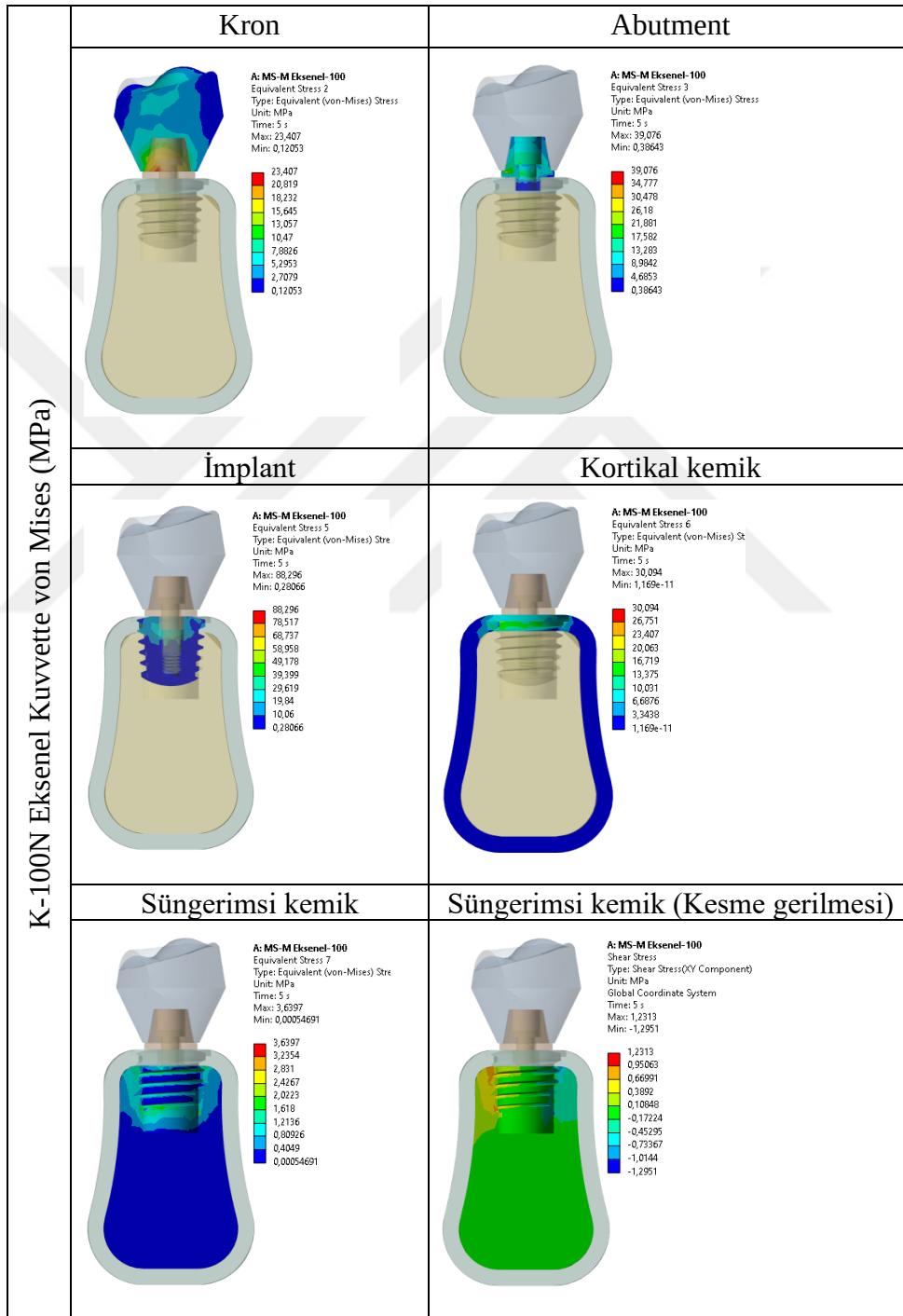
Şekil 3.6'ya göre, D1 diş implant sistemi üzerindeki Von Mises'in gerilim dağılımları kron bölgesinde en yüksek gerilme 25.69 MPa ile boyun kısmında, yani implant-dayanak bağlantısında yoğunlaşırken, üst kısımlarda gerilme çok daha düşük değerlerde kalmaktadır.

Abutment bölgesinde ise gerilmeler dengeli bir şekilde dağılıp, 30.97 MPa ile en yüksek değerde abutment-implant bağlantı kalitesi göstermektedir. İmplantın maksimum gerilme değeri 83.89 MPa olarak dayanak ile birleştiği bölgede yoğunlaşırken, alt gerilmeler oldukça düşüktür.

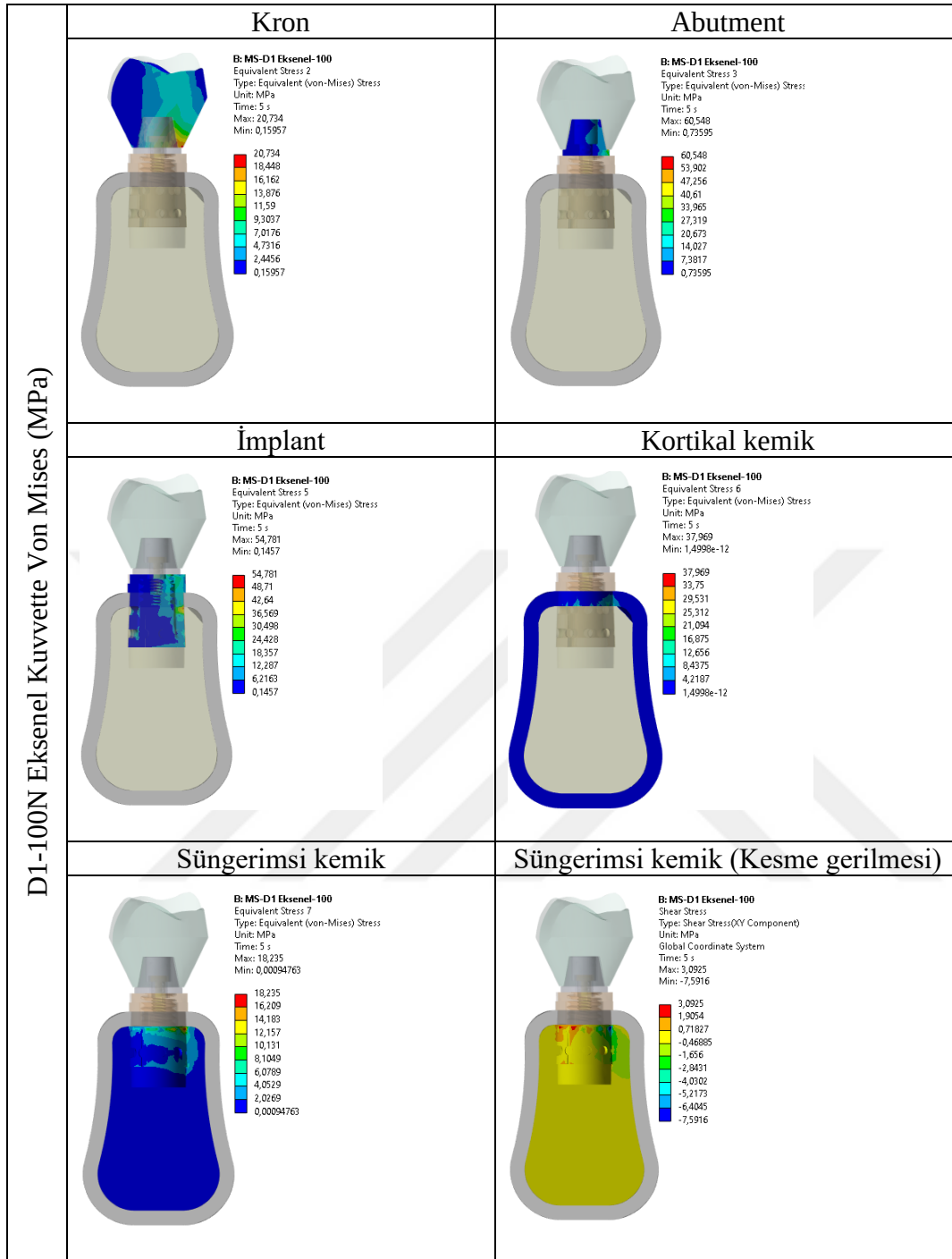
Kortikal kemikte en yüksek gerilme 39.03MPa implant ile çevresinde gözlenmiş, implantın kemiği içinde kalan dayanıklılık ise gerilmeler minimum seviyeye inmektedir. Süngerimsi kemikte gerilmeler oldukça düşük olup, maksimum 8.53MPa

seviyesinde implant yoğunlaşmıştır. Süngerimsi kesme gerilmesi, en yüksek gerilme değeri 1.29 MPa ile implant bağlantısında görülmüş, diğer veriler çok daha düşük seviyeye inmiştir.

Bu sonuçlar, yükün büyük bölümünün implant-abutment bağlantısının olduğu bölgelerde toplandığı ve kemik iç yapısına doğru daha az yayıldığını göstermektedir.



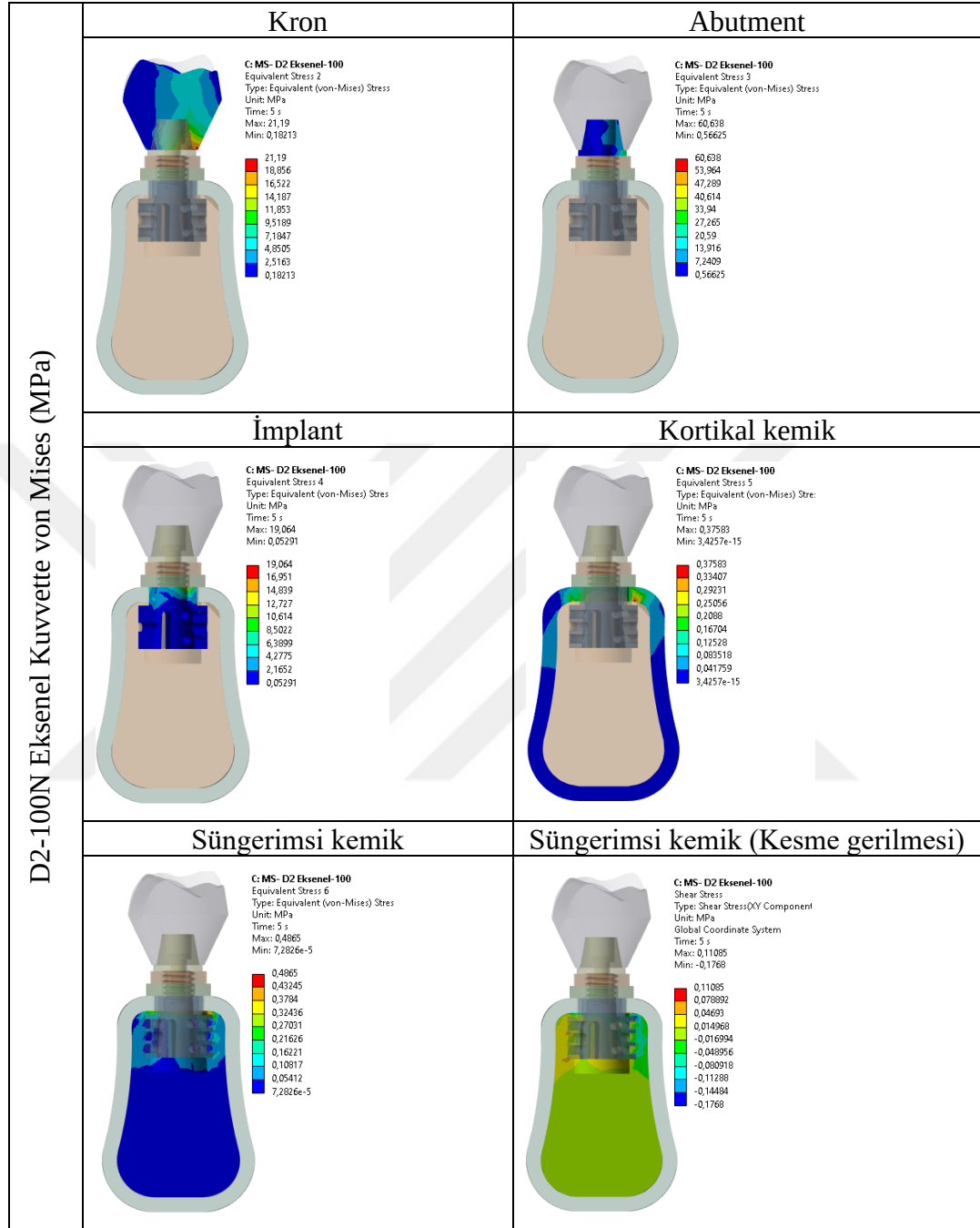
Şekil 3.5. K implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki von Mises gerilim dağılımı.



Şekil 3.6. D1 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki von Mises gerilim dağılımı.

Şekil 3.7'ye göre, D2 dental implant sisteminin farklı bileşenleri üzerinde 100 N eksenel yük uygulanması sonucu oluşan von Mises gerilmeleri analiz edilmiştir. İlk sıradaki taç kısmında (kron), maksimum gerilme 21.19 MPa olup, en yüksek yük taşıyan bölgedir. Abutment kısmında maksimum 60,68 MPa gerilme görülmekte, bu da yüksek gerilme bölgelerinin genellikle abutment-implant arayüzünde toplandığını göstermektedir. İmplantta, gerilmeler nispeten daha düşüktür, maksimum 19.64 MPa

değerindedir, bu da implant tasarımının yükü diğer bileşenlere yayarak etkili bir yük dağılımı sağladığını gösterir.



Şekil 3.7. D2 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki von Mises gerilim dağılımı.

Kortikal kemikte ise 0.37 MPa gibi düşük gerilmeler gözlemlenmekte, bu da kemiğin yük taşıma kapasitesinin implant sistemine uygun olduğunu işaret eder. Süngerimsi kemikte maksimum gerilme 0.48 MPa olup kemik adaptasyonu açısından uygun bir değerdedir. Son olarak süngerimsi kemikteki kesme gerilmesi analizi, maksimum 0.11 MPa ile en düşük gerilme dağılımını gösterir ve bu da kemiğin yük taşıma kapasitesi

üzerindeki olumsuz etkileri azaltabilir. Bu analizler, implantın bileşenleri arasında dengeli bir gerilme dağılımı olduğunu ve biyomekanik uyumluluk açısından başarılı bir tasarım sergilendiğini ortaya koymaktadır.

Şekil 3.8'e göre VL, VO yük ve farklı kuvvetler (100N ve 200N) altında, K, D1, D2 implant sistemleri için maksimum ve minimum gerinim dağılımlarını göstermektedir. 100N kuvvet altında hem VL hem de VO yükte, K, D1 ve D2 modelleri için gerinim dağılımları benzer olup, maksimum gerinim bölgeleri daha çok üst kemik dokularında yoğunlaşmaktadır.

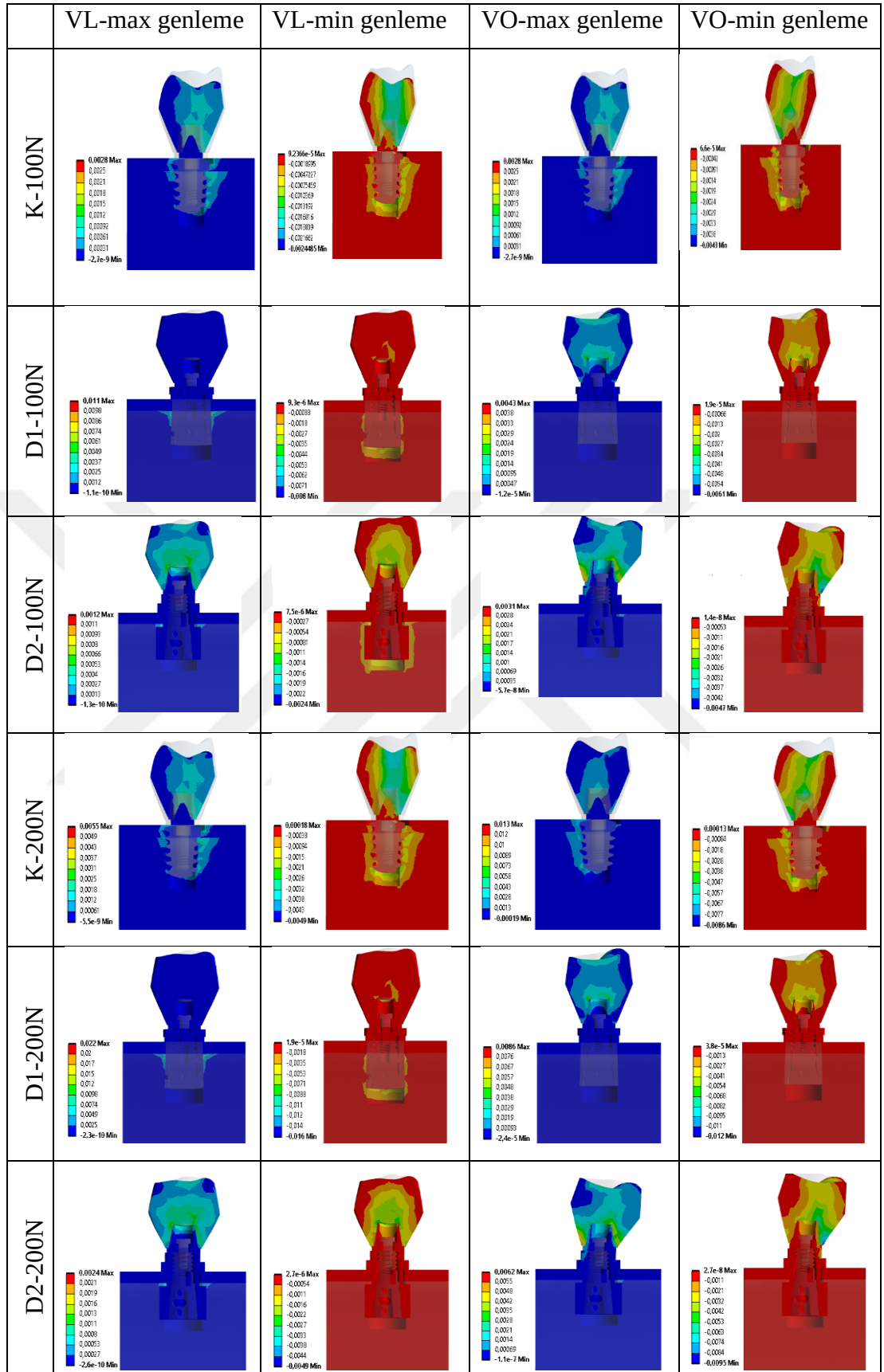
D2 analizinde, özellikle VO-max genleme'de diğer analizlere kıyasla daha düşük gerinim gözlenmiştir. K-100N analizinde VL-min genleme ve VO-min genleme'de belirgin bir gerinim azalışı gözlemlenmiştir. 200N kuvvet altında gerinim değerleri artış göstermektedir. D1-200N ve D2-200N analizlerinde, kemikteki maksimum ve minimum gerinim değerleri K-200N deneyine kıyasla daha dengeli bir dağılım sergilemektedir. VO-max genleme'de özellikle K-200N analizinde oldukça yüksek gerinimler görülmektedir.

Şekil 3.9'a göre VL, VO yük ve farklı kuvvetler (300N ve 400N) altında, K, D1, D2 implant sistemleri için maksimum ve minimum gerinim dağılımlarını göstermektedir. Grafikler K, D1 ve D2 modellerini karşılaştırmakta ve kemikte oluşan gerinimlerin renk skalasında nasıl dağıldığını gözlemlemektedir. D1-300N ve D2-300N analizlerinde ise daha dengeli ve düşük gerinim görülmektedir.

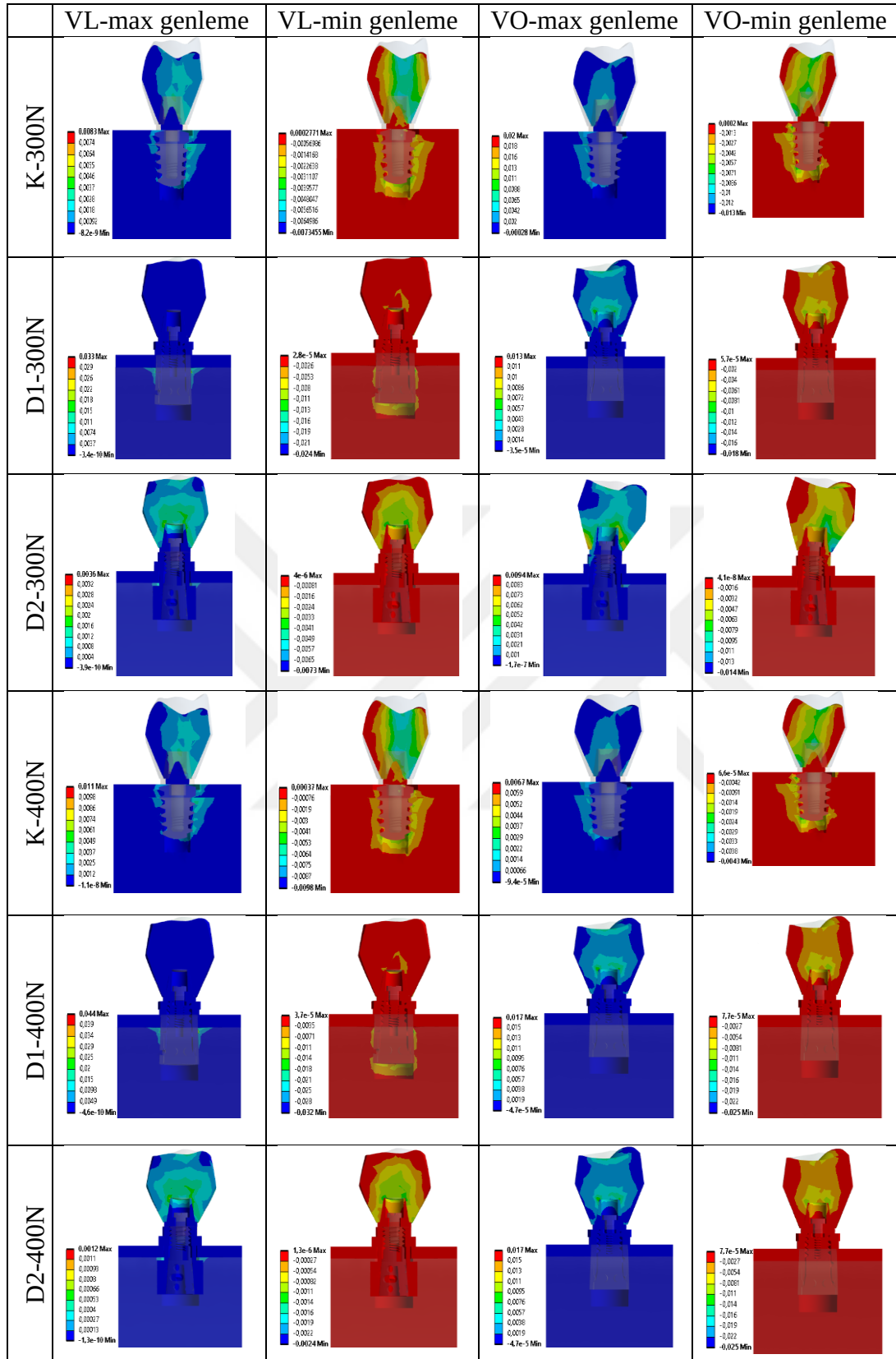
400N kuvveti altında, kemikteki gerinim önemli ölçüde artmaktadır. D1 ve D2 analizlerinde ise yüksek gerinim bölgeleri daralmış olup, genel olarak daha düşük gerinim değerleri mevcuttur. Özellikle VO-max genleme'de, D2-400N analizinde düşük gerinim gözlemlenmektedir.

Şekil 3.10'a göre, K implant tipi için toplam deformasyon analizi yapılmış ve maksimum deformasyon 5.08 μm olarak gözlemlenmiştir. Kron (taç) kısmında maksimum deformasyon değeri 4.86 μm olup, yükü karşılayan üst yapıdaki en büyük deformasyon burada görülmektedir.

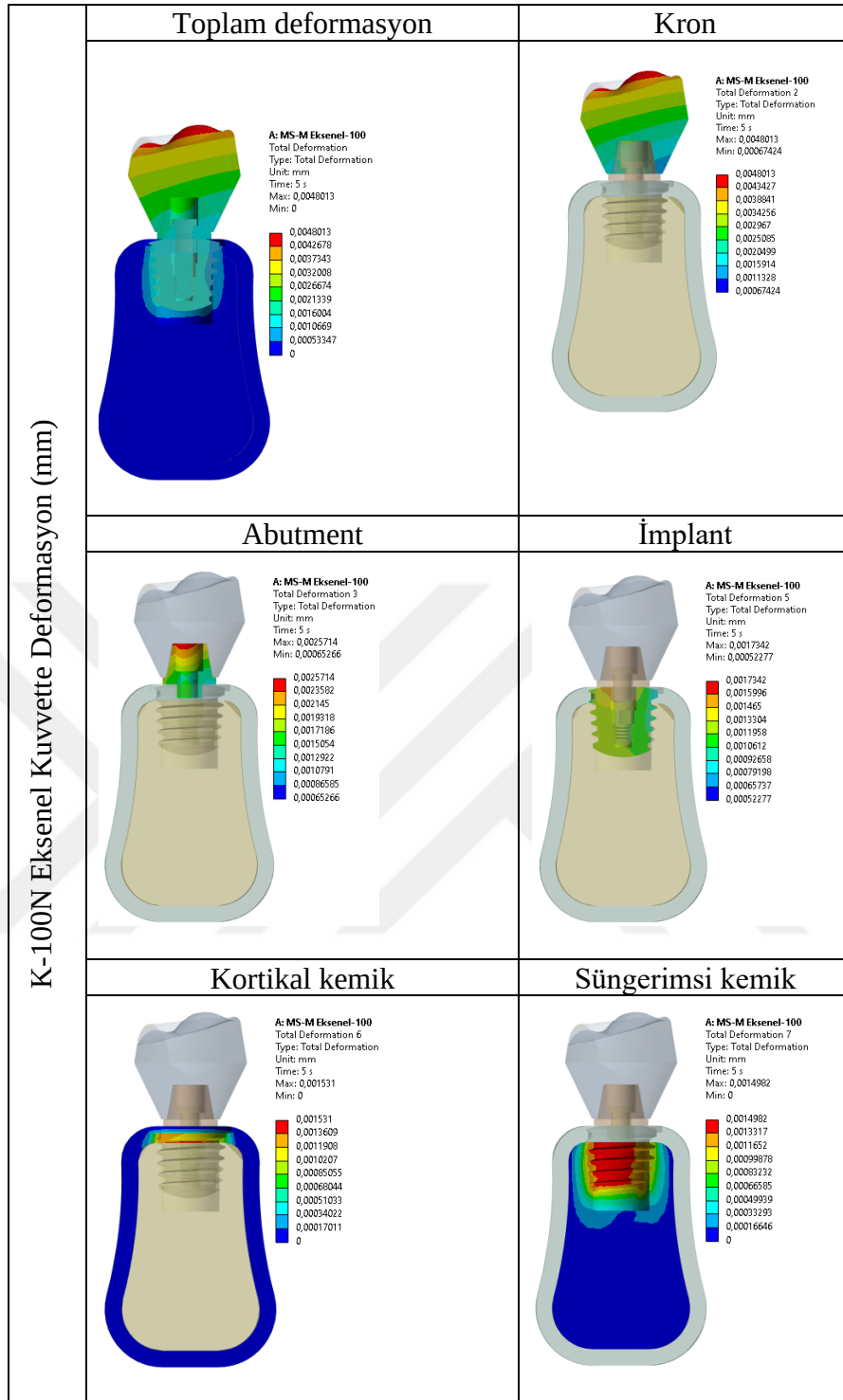
Abutment kısmında maksimum deformasyon 5.37 μm olarak ölçülmüş ve bu değer, yük aktarımı sırasında abutmentin esnekliğini göstermektedir. İmplantın kendisinde ise maksimum deformasyon 7.24 μm olup, bu değer implantın yük altında hafif bir esneme gösterdiğini işaret eder.



Şekil 3.8. VL: Eksenel yük, VO: Oblik yük, 100N ve 200N da K, D1, D2 istemlerinin eksenel, oblik yükte maksimum ve minimum genleme değerleri.



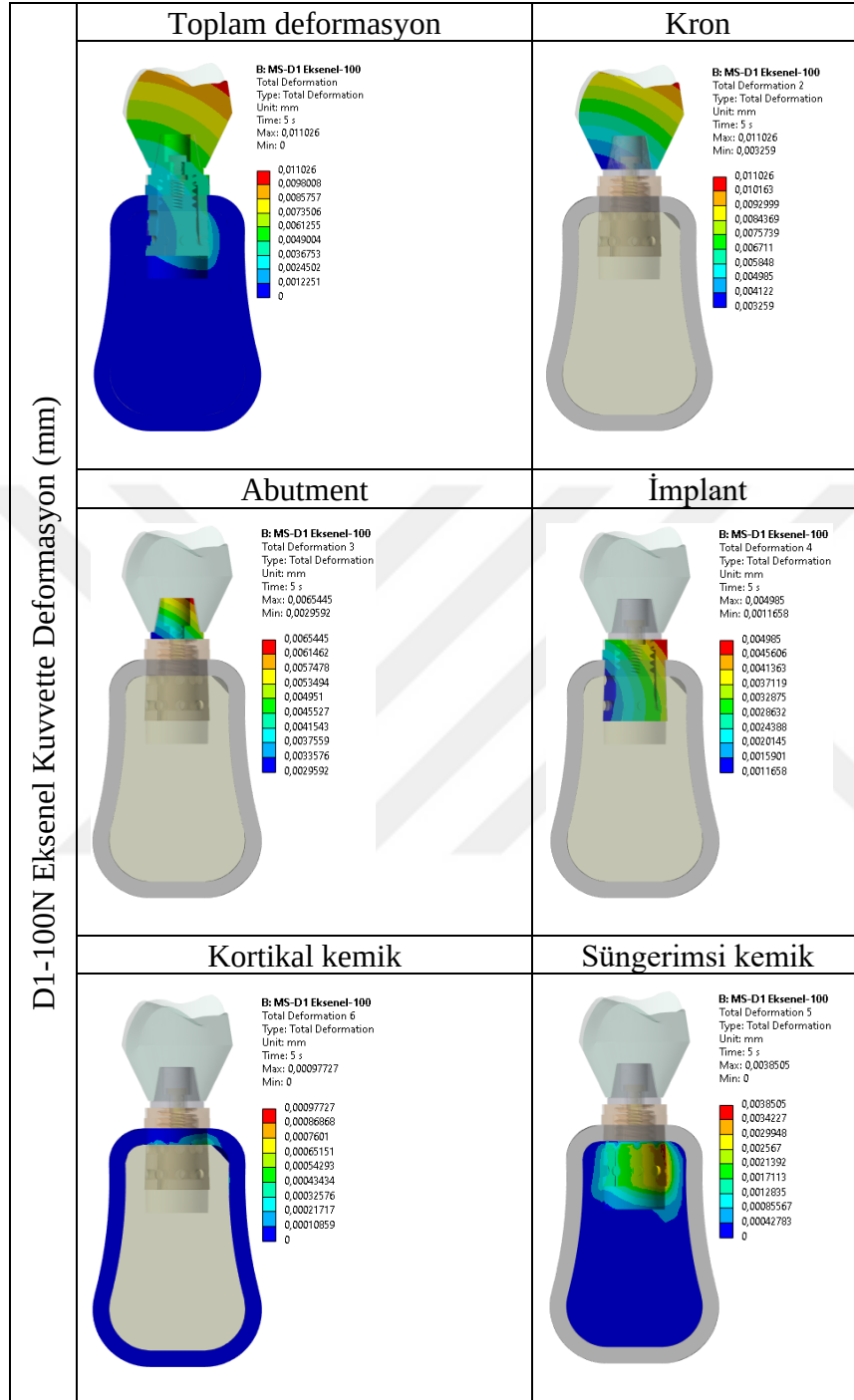
Şekil 3.9. VL: Eksenel yük, VO: Oblik yük, 100N ve 200N da K, D1, D2 istemlerinin eksenel, oblik yükte maksimum ve minumum genleme değerleri.



Şekil 3.10. K implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki deformasyon dağılımı.

Kortikal kemikte maksimum deformasyon 3.13 μm ile oldukça düşük bir seviyede kalmıştır; bu da sert kemiğin deformasyona karşı dirençli olduğunu belirtmektedir. Süngerimsi kemikte ise maksimum deformasyon 4.89 μm olup, kemik yapısının yük altında hafifçe esnediği ancak sınırlar dahilinde olduğu görülmektedir. Bu analizler,

implantın bileşenleri arasında dengeli bir deformasyon dağılımı sağlandığını ve kemiğin uyumlu bir şekilde yüke yanıt verdiğini göstermektedir.



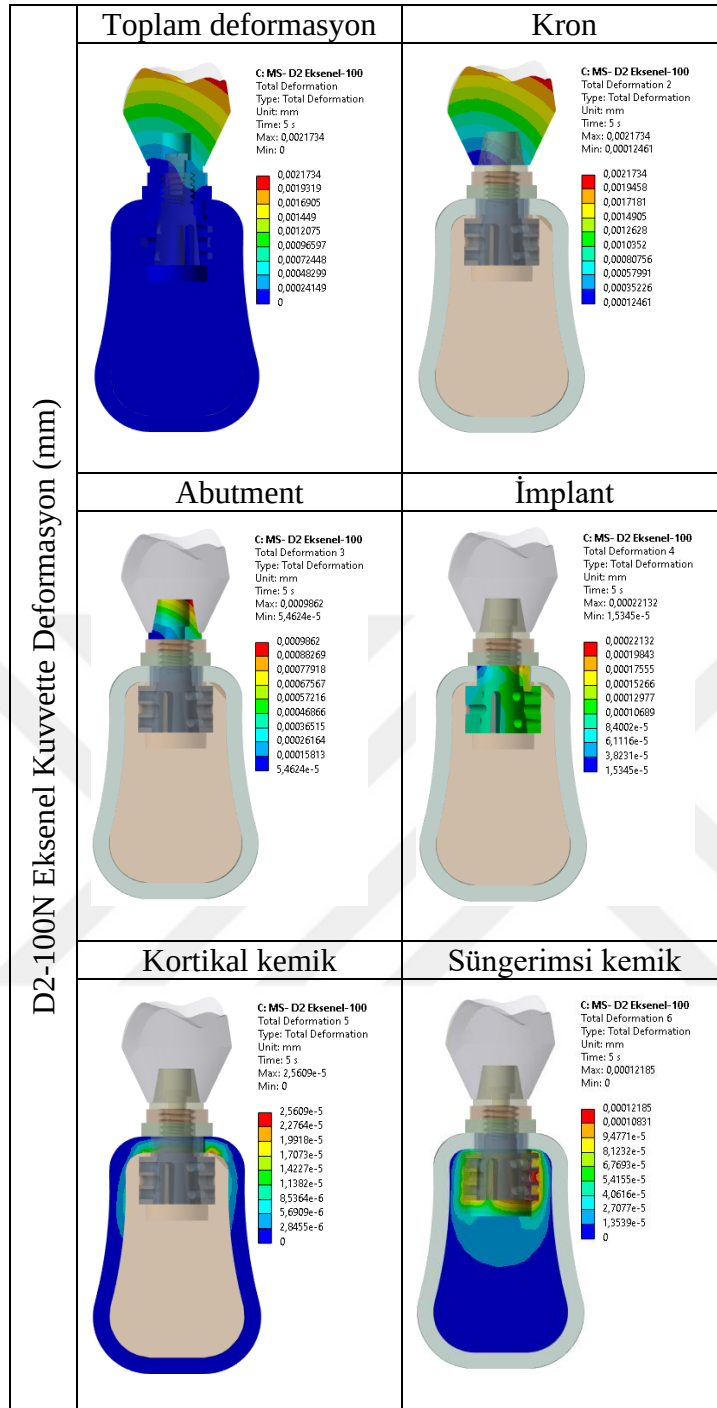
Şekil 3.11. D1 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki deformasyon dağılımı.

Şekil 3.11'e göre, D1 implant sistemi için toplam deformasyon analizi yapılmış ve maksimum deformasyon 11.01 μm olarak gözlemlenmiştir. Kron (taç) kısmında maksimum deformasyon değeri 9,36 μm olup, yükü karşılayan üst yapıdaki en büyük deformasyon burada görülmektedir. Abutment kısmında maksimum deformasyon 5.54

μm olarak ölçülmüş ve bu değer, abutmentin esnekliğini ve yük aktarımı sürecini göstermektedir. İmplantın kendisinde ise maksimum deformasyon $8.69 \mu\text{m}$ olup, implantın yük altında hafif bir esneme gösterdiğini işaret eder. Kortikal kemikte maksimum deformasyon $7.72 \mu\text{m}$ ile nispeten düşük bir seviyede kalmıştır; bu da sert kemiğin deformasyona karşı dirençli olduğunu belirtmektedir. Süngerimsi kemikte ise maksimum deformasyon $3.50 \mu\text{m}$ olup, kemik yapısının yük altında hafifçe esnediği ve bu deformasyonun kemik uyumu açısından sınırlar dahilinde olduğu görülmektedir. Bu analizler, implantın bileşenleri arasında dengeli bir deformasyon dağılımı sağlandığını ve kemiğin uyumlu bir şekilde yüke yanıt verdiğini göstermektedir.

Şekil 3.12'ye göre, kuron kısmında maksimum deformasyon $81.73 \mu\text{m}$, minimum ise $0.024 \mu\text{m}$ olarak gözlemlenmiştir, bu da kuronun yüksek yük altında daha fazla deformasyona uğradığını göstermektedir. Abutment bölümü, maksimum $9.26 \mu\text{m}$ ve minimum $0.544 \mu\text{m}$ deformasyonla dikkat çekerken, implant bölümü bu değerlerin $6.33 \mu\text{m}$ ile $0.153 \mu\text{m}$ arasında değiştiği görülür. Kortikal kemik, sert yapısı nedeniyle maksimum $2.55 \mu\text{m}$ ve minimum $0 \mu\text{m}$ deformasyon gösterirken, süngerimsi kemik, daha esnek ve düşük yoğunluklu yapısıyla maksimum $11.95 \mu\text{m}$ deformasyona sahiptir. Bu değerler, dental implantın çeşitli mekanik yükler altındaki güvenilirliğini ve dayanıklılığını anlamak açısından kritiktir.

Analiz sonuçlarına göre K, D1 ve D2 numuneleri, von Mises gerilme değerleri açısından K numunesi, en yüksek gerilme seviyelerini göstermektedir. Bu durum, yapının belirli yük koşulları altında daha fazla zorlandığını ve potansiyel olarak kırılabilir olduğunu işaret edebilir. D2 numunesi ise, en düşük von Mises gerilme değerini sergileyerek daha kararlı bir profil sunmaktadır. Bu, özellikle uzun vadeli dayanıklılık açısından avantajlı olabilir. Deformasyon bazında ele alındığında, D2 numunesinin minimum deformasyon gösterdiği dikkat çekmektedir. Bu durum, malzemenin elastik modülünün yüksek olduğu ve yük altında daha az şekil değiştirdiği anlamına gelir. D1 numunesi ise, hem von Mises gerilme hem de deformasyon değerlerinde dengeli bir performans sergilemektedir, bu da orta düzeyde mukavemet ve esneklik gerektiren uygulamalar için uygun olabilir. Sistem bazında tüm bu veriler değerlendirilerek, D2'nin düşük deformasyon ve gerilme seviyesiyle dikkat çektiği ve bu yüzden daha güvenilir bir seçenek olduğu söylenebilir. Özellikle implant uygulamaları için, bu tür yapısal özellikler uzun ömürlü ve güvenli bir kullanım sağlamaktadır. Bu tür detaylı analizler, malzeme seçimi ve dizayn optimizasyonunda kritik öneme sahiptir.



Şekil 3.12. D2 implant modeli için 100N eksenel yükte parçalar üzerindeki deformasyon dağılımı.

Analiz sonuçlarına göre, K, D1 ve D2 numuneleri farklı dental bileşenler üzerinde değerlendirildiğinde, D2'nin genel olarak en düşük von Mises gerilme ve deformasyon seviyelerini sergilediği görülmektedir, bu da onu özellikle uzun ömür ve güvenilirlik açısından avantajlı kılar. Kron kısmında, D2 daha stabil bir yapıyı korurken, K numunesi daha yüksek gerilme altında kalabilir. İmplant bölümünde de D2 en iyi performansı gösterirken, D1 dengeli bir profil sergiler. Kortikal kemik açısından, D2'nin

düşük deformasyonu, malzeme sertliğine bağlı olarak beklenen bir durumdur. Süngerimsi kemikte de, D2 düşük gerilme ve deformasyonla öne çıkarken, K numunesi daha fazla deformasyona yatkın olabilir. Genel olarak, D2 numunesi tüm bileşenlerde daha iyi mekanik özellikler sunarak dental uygulamalar için en uygun çözüm olarak belirlenmektedir. Benzer şekilde Luigi Baggi ve arkadaşları [130] et.al implant uzunluğunun ve genişliğinin artırılması yüzey alanını arttıracaklarını, implant çapı arttıkça kortikal kemik için gerilme değerleri ve konsantrasyon alanları azaldığından süngerimsi kemiğin korunmasında implant genişliğinin implant uzunluğundan daha önemli olduğunu bulmuşlardır. Aynı şekilde Ding ve arkadaşları [131] yükleme altında implant çevresindeki krestal kemiğin gerilme ve genleme dağılımı üzerinde çap ve uzunluğun etkisini değerlendirmiştir. Bu çalışmada implantın çapının ve uzunluğunun artırılması alveolar tepe üzerindeki gerilme ve gerilmeyi azalttığı, gerilme ve genleme değerlerinin dikey yüklemeye kıyasla yanal yükleme altında belirgin şekilde arttığı, tepe gerilimi ve genleme konsantrasyonunu azaltmak için implant çapının uzunluktan daha önemli bir etkiye sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışmada elde edilen analiz verilerine göre:

1. D1 ve D2 tasarımları ile K sistemi kıyaslandığında; Analiz grafiklerine göre, hali hazırda implant tedavisinde kullanılan implantların(K), çene kemiği üzerinde kalıntı gerilme oluşturduğu ve bu durumun ilerleyen zamanlarda muhtemel kemik kırılmalarına sebep olacağı,
2. Bu çalışmada tasarlanan alternatif implant modellerin (D1, D2), birinci madde de bahsi geçen çizgisel kesme yönünde kalıntı gerilme oluşturan mevcut implant geometrisine (K) nazaran homojen ve eksenel gerilme dağılımları oluşturacağı,
3. Aynı zamanda montaj ve uygulama kolaylığı bakımından mevcut sisteme(K) bir alternatif oluşturacağı sonucuna varılmıştır.

Sonuç olarak mevcut (K) implant modellerine alternatif olarak düşünülen bu çalışmadaki tasarımların (D1, D2) uygulanabilirlik ve montaj kolaylığı bakımından bir farkındalık oluştururken, von-Mises, genleme değerleri, parçalar üzerinde farklı yüklerde oluşan gerilim değerleri dikkate alındığında implant malzemesinin ömrüne pozitif katkı sağlayacağı verilerden görülmektedir.

3.2. Farklı abutment tasarımları ve ANSYS analizi

Diş implant tedavisi, çeşitli parçaların entegrasyonunu gerektiren bir süreçtir. Bu parçalar arasında ilk olarak, çene kemiğine cerrahi olarak yerleştirilen titanyumdan yapılmış implant yer almaktadır. Abutment, diş implantı tedavisinde kullanılan ve implantın üzerine vida ile sabitlenen bağlantı parçasıdır. Çene kemiğine yerleştirilen implantın üzerine takılan abutment, diş protezi ile bağlantıyı sağlar. Bu sayede, diş protezi implant üzerine sıkıca tutturulur ve doğal dişler gibi fonksiyon görmesi beklenmektedir. Abutment, çene kemiğine uygulanan kuvveti dağıtarak implantın uzun ömürlü olmasına katkıda bulunmaktadır.

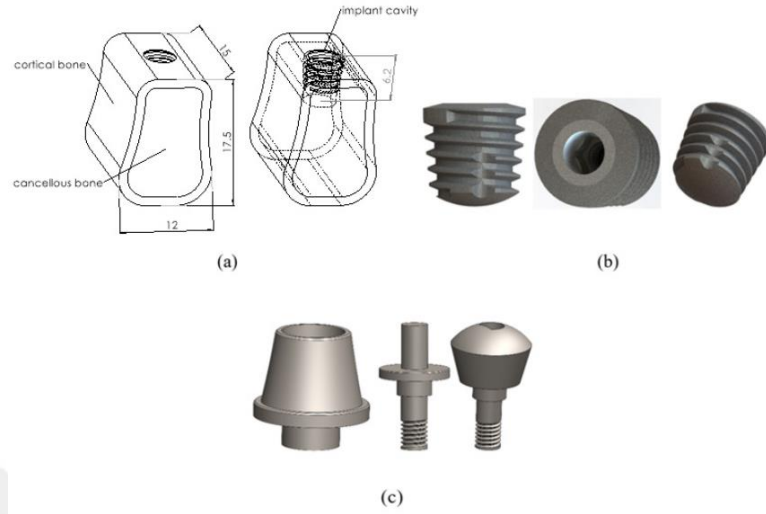
Tez çalışmaları kapsamında alternatif dental implant abutmentlerinin geometrik tasarımı ve malzeme seçiminin mekanik performans üzerindeki etkilerini incelemek üzere yapılan "Examination of Various Abutment Designs Behavior Depending on Load Using Finite Element Analysis" isimli makale *Biomimetics* (2024, (9), shf.498). dergisinde yayınlanmış olup detayları aşağıda verilmiştir [132].

Bu çalışmanın amacı, dental implant sistemlerinde abutment tasarımını optimize ederek, çiğneme kuvvetlerine karşı daha homojen gerilme dağılımı sağlamak ve implant destekli protezlerin uzun ömürlü olmasını sağlamaktır. Bu bağlamda, farklı abutment tasarımlarının ve malzemelerinin, implant sistemleri üzerindeki mekanik performansı nasıl etkilediği analiz edilmiştir. Bu literatür çalışmasında malzeme seçimleri, yöntem ve sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenmiştir.

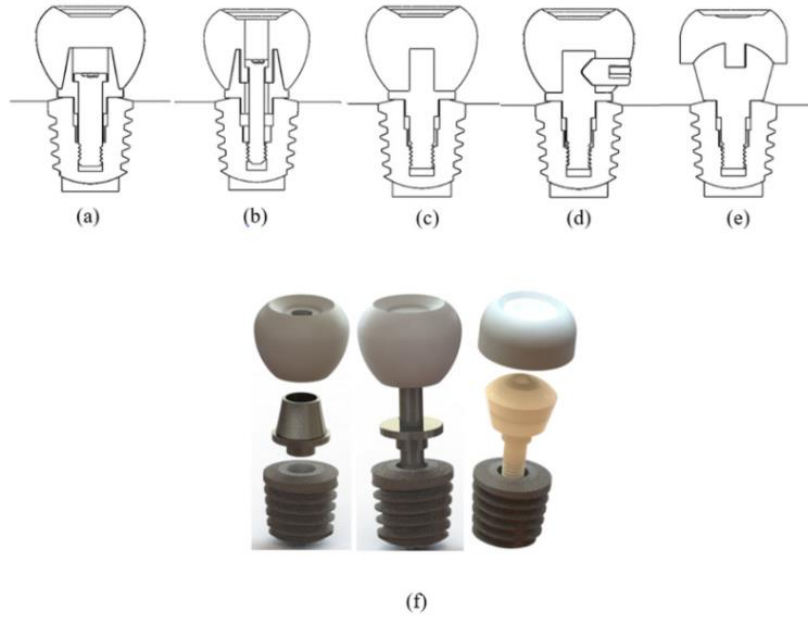
Malzemeler ve yöntemler:

Çalışmada kullanılan implant sistemlerinin parçaları, literatüre dayalı olarak belirlenen malzeme mekanik özellikleri referans alınarak modellenmiştir. İmplant, abutment ve kron gibi parçaların üç boyutlu modelleri SolidWorks 2021 yazılımı ile tasarlanmış ve bu modeller, sonlu eleman analizi (FEA) için ANSYS Workbench 2021 R2 yazılımına aktarılmıştır (Şekil 3.13). Kullanılan temel malzemeler arasında Ti6Al4V alaşımı (implant ve abutment için), PEEK (viskoelastik abutment için) ve porselen (kron için) yer almıştır. Çalışmada, özellikle PEEK malzemesinin viskoelastik özelliklerinin dental implantlar için avantajları değerlendirilmiştir. İmplant sistemlerinde kullanılan malzemelerin Young modülü ve Poisson oranları; Ti6Al4V alaşımı (implant ve abutment): Young Modülü: 110 GPa, Poisson Oranı: 0.35, PEEK (viskoelastik

abutment): Young Modülü: 5.5 GPa, Poisson Oranı: 0.36, porselen (kron): Young Modülü: 65 GPa, Poisson Oranı: 0.25 değerlerinde alınmıştır.



Şekil 3.13. (a) Dental anatomi ve periodonsiyum bölümleri tarafından tasarlanan kemik kesit modeli çene kemiği; (b) “copaSKY implant 4.0 longueur Ø5.2 mm” implantın Solidworks tasarım görüntüsü; (c) Analizde kullanılan üç boyutlu abutment modelleri [132].



Şekil 3.14. (a) Abutment vidalı sistem, (b)Kron vidalı sistem, (c) genişletilmiş yüzeyli abutment (d) genişletilmiş yüzeyli setuskur vidalı abutment, (e) elastoplastik abutment [132].

Tablo 3.2. İmplant montajı modelleri için Kruskal-Wallis Tek Yönlü Varyans Analizi (A, B, C, D, E) [132].

Group	N	Missing	Median	25%	75%
A	42	6	11.294	6.076	21.629
B	42	6	10.079	5.420	19.303
C	42	6	5.151	2.770	9.865
D	42	6	6.492	3.491	12.433
E	42	6	2.180	1.118	4.420
Comparison	Diff of Ranks		q'	p	p < 0.050
E vs. A	2748.000		6.215	<0.001	Yes
C vs. A	1423.000		3.219	0.005	Yes
D vs. A	996.000		2.253	0.080	No
B vs. A	218.000		0.493	0.967	Not tested

Analiz süreci:

Farklı abutment tasarımlarına sahip beş implant montaj sistemi modellenmiştir (Şekil 3.14). Bu sistemler, belirli eksenel ve eğik yönlerde farklı kuvvetler uygulanarak analiz edilmiştir (100 N, 200 N, 300 N, ve 400 N). Her bir implant sistemi için kuvvet uygulandığında, kron, abutment, implant, kortikal ve süngerimsi kemik üzerindeki gerilme dağılımları ve toplam yer değiştirme miktarları hesaplanmıştır.

Sonuçlar ve bulgular:

Çalışmanın sonuçlarına göre, viskoelastik malzemeden üretilen model E, diğer abutment modellerine göre en düşük gerilme değerlerini göstermiştir. Özellikle model E'nin kron ve abutment bölgelerinde daha düşük gerilme birikimi olduğu gözlemlenmiştir. von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek gerilmenin model B'de (97.4 MPa), en düşük gerilmenin ise model E'de (9.6 MPa) olduğu bulunmuştur. Kron üzerindeki gerilme değerleri açısından ise en yüksek gerilme yine model B'de (22.7 MPa) ve en düşük gerilme model E'de (17.3 MPa) gözlemlenmiştir. İmplant üzerindeki gerilme en yüksek model C'de (14.8 MPa), en düşük ise model B'de (11.3 MPa) bulunmuştur.

Kruskal-Wallis testi (Tablo 3.2), gruplar arasında anlamlı farklılıklar olduğunu göstermiştir ($p < 0.001$). En büyük fark model E ile A arasında gözlemlenmiştir ($q' = 6.215$). Model C ile A arasında da anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.005$). Bu bulgular, abutment tasarımı ve malzeme seçiminin mekanik performans üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir.

Grafikler ve analiz:

Makaledeki grafiklerde, çeşitli yükler altında (100 N, 200 N, 300 N, ve 400 N) farklı abutment modellerinin von Mises gerilme dağılımı ve deformasyon miktarları karşılaştırılmıştır. Model E, genel olarak daha düşük gerilme ve deformasyon değerleri göstermiştir, bu da viskoelastik malzemenin çiğneme süspansiyonu açısından avantaj sağladığını ortaya koymaktadır. Bununla birlikte, model A ve B gibi sert abutment modelleri, daha yüksek dayanıklılığa sahip olsa da yorgunluk ve kırılma risklerinin değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir.

Çalışmanın katkıları:

Bu çalışma, dental implant uygulamalarında kullanılan mevcut abutment modellerine alternatif olarak yeni abutment tasarımları sunmaktadır. Özellikle, yüzey alanı artırılmış ve viskoelastik malzemeler kullanılarak tasarlanan abutment modellerinin mekanik ömrü artırabileceği ve klinik uygulamalarda daha iyi sonuçlar elde edilebileceği vurgulanmıştır. Ayrıca, bu tasarımlar, geleneksel implant sistemlerinde karşılaşılan yük dağılımı problemlerine bir çözüm sunmayı amaçlamaktadır.

3.3. İmplant Prototiplerinin Hazırlanması

Deneyisel çalışmalarda hali hazırda implant tedavisinde kullanılan copaSKY (implant 4.0 longueur Ø5.2 mm) implant numunesi hazır olarak temin edilmiştir.

Gömlekli implant için, talaşlı imalat yöntemiyle dental implant prototipi yapılırken ilk olarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı Solidworks kullanılarak implantın genel tasarımı oluşturulmuştur. Bu aşamada, implantın diş eti uyumu, yerleştirme derinliği, diş kökü formu ve diş protezi bağlantı noktaları gibi detaylar dikkate alınmıştır. Daha sonra, genellikle titanyum veya biyouyumlu alaşımlar gibi uygun bir malzeme seçilmiştir. Seçilen malzeme, talaşlı imalat sürecine uygun olacak şekilde yeterli sertlik, dayanıklılık ve biyouyumluluk özelliklerine sahiptir. Prototipin üretimi CNC tezgâhları kullanılarak gerçekleştirilmiştir. İlk olarak ham malzeme tezgâha yerleştirildi ve dış yüzey işleme yapılmıştır. Bu işlem sırasında implantın diş kökünü simüle eden vidalı yapısı oluşturulmuştur. Ardından, implantın içindeki boşluklar ve protez dişlerle uyumlu olması için dişli yapılar işlenmiştir.



Şekil 3.15. Talaşlı imalat ile üretilen gömlekli implant ile günümüz tedavilerinde kullanılan implant şekilleri; İmplant numulerinin, (a) perspektif görüntüleri, (b) önden görünüşleri.

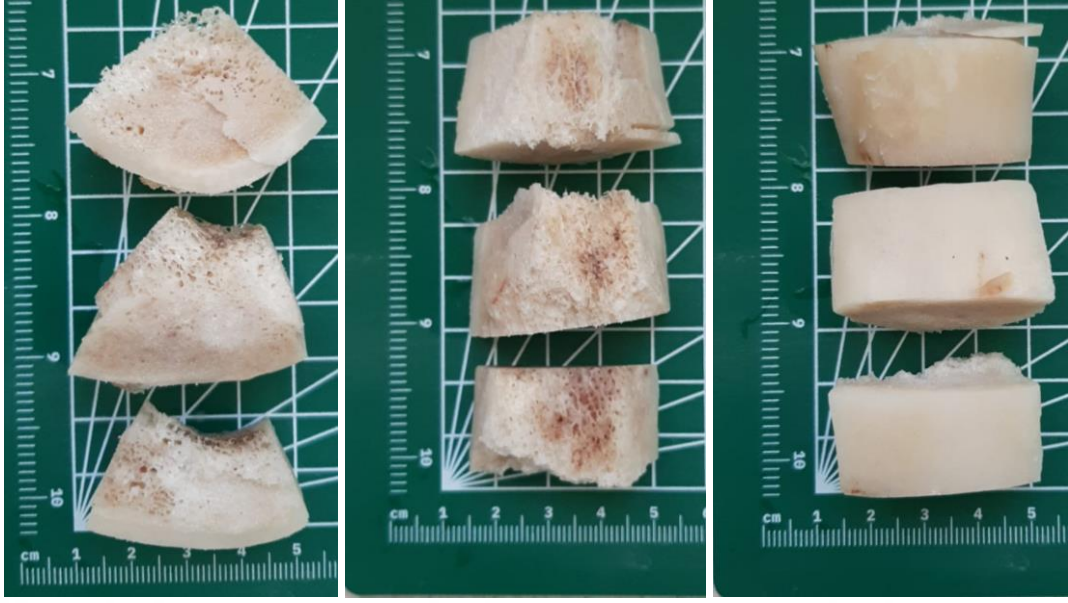
İlk numune (Şekil 3.15, b-1) üretildikten sonra boyutları, şekli ve diş hekimliği uygulamalarına uygunluğu test edilmiştir. Mevcut implant boyutlarına uygun olup olmadığı kontrol edildikten sonra, farklı boyutlarda implantların üretilmesi gerektiğinde, talaşlı imalat süreci aynı hassasiyetle tekrarlanarak daha küçük veya büyük boyutlarda prototipler üretilmiştir (Şekil 3.15, b-3). Son olarak, üretilen farklı boyutlardaki prototipler inek kaval kemiğine montajı yapıldıktan sonra (Şekil 3.16) yük taşıma kapasitesi ve uzun vadeli dayanıklılık gibi faktörler mekanik olarak test edilip gözlemlenmiştir.



Şekil 3.16. Gömlekli implant prototipinin inek kaval kemiğine montajı.

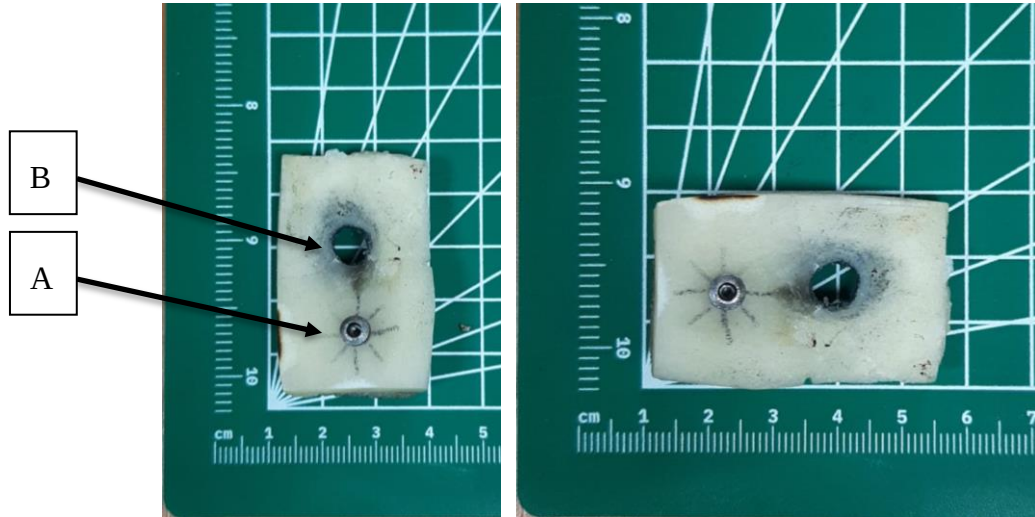
3.4. Kemik Numunesinin hazırlanması

Deneylerde kullanılacak implantların takılacağı kemik, inek kaval kemiğinden kesilerek hazırlanmıştır (Şekil 3.17). İnek kaval kemiği, genellikle dental ve ortopedik araştırmalarda yaygın olarak kullanılır çünkü inek kemiği, insan kemiğine benzer mekanik özelliklere sahiptir ve implantların stabilitesini ve biyomekanik performansını test etmek için uygun bir model sunar. Şekil 3.17’de deney için kesilen kemiğe ait sırasıyla önden, üstten ve alttan görünüşleri gösterilmektedir.



Şekil 3.17. İmplant numunelerinin montajında kullanılan kemik numunelerinin farklı yönlerden görünümü.

Deneyde, çift etkili silindirin piston ucuna bir kemik modeli takmak için, kemik üzerine bağlantı deliği açılmıştır. Ardından, kemik modelini pistonu sabitlemek için uygun bağlantı elemanlarından somun ile monte edilmiştir. Şekil 3.18’de implantın yerleştirildiği delik (A) ile kemik numunesinin çift etkili pistonu takılması için açılan delik (B) görülmektedir.



Şekil 3.18. İmplant montajının yapıldığı kemik numunesi.

3.4.1. İmplant numunelerinin kemik kesitine montaj edilmesi

İmplant numunelerinin kemik kesitine montaj edilmesi, iki farklı montaj tekniği ile yapılabilir: biri vida benzeri (civata gibi), diğeri dübel benzeri yöntemdir. İlk implant numunesi, civata gibi montaj edilen bir tasarıma sahiptir. Bu montaj yöntemi için,

kemik kesitinde implantın dişlerine uygun bir ön delik açılmıştır. Delik, implantın çapına ve uzunluğuna göre belirlenir ve genellikle hafif bir sıkılık sağlayacak şekilde olmalıdır. İmplant, önceden açılan bu deliğe bir tornavida veya uygun bir montaj aleti ile çevrilerek yerleştirilir. İmplantın dişleri, kemiğe sıkıca tutunarak sabitlenir ve böylece implant, kemik içinde güçlü bir bağlantı sağlar. Bu montaj yöntemi, genellikle implantın yük taşıma kapasitesini artırır ve stabil bir bağlantı sunar.

3.4.2. Kemik kesitin çift etkili silindire bağlanması

Üzerine implant montaj edilmiş (Şekil 3.18) kemik numuneleri piston mili üzerine montaj edilmiştir (Şekil 3.19) Ayrıca piston, sağ ve sol taraftan plastik bir parça ile yuvalanarak pistonun kendi eksenini etrafında hareketi önlenmiştir. Böylece piston hareketi boyunca modelde istenilen deformasyon veya hareket doğru bir şekilde gözlemlenmiştir.



Şekil 3.19. Çift etkili pistona takılmış kemik modeli.

3.5. Pnömatik Sistem Deney Parçaları

Bu sistemde kullanılacak pnömatik valf, çift etkili bir silindiri kontrol edebilmek için belirli özelliklere sahip olmalıdır. Öncelikle, valf 5/2 tipinde olmalı, yani 5 portlu ve 2 konumlu bir valf olmalıdır (Şekil 3.20). Bu valf tipi, silindirin hem ileri hem de geri hareketini kontrol etmek için idealdir. Valfin çalışma basıncı, sistemdeki kompresörün sağlayabileceği 6-8 bar (90-120 psi) aralığında olmalıdır. Elektriksel kontrol açısından, valf genellikle 12V veya 24V DC bobin ile çalıştırılır, bu da Arduino gibi bir mikrodenetleyici ile kolayca entegre edilebilmesini sağlar. Ayrıca, valfin hızlı tepki

verebilmesi ve dayanıklı malzemelerden üretilmiş olması, uzun süreli ve güvenilir bir performans için önemlidir.



Şekil 3.20. 5/2 elektropnömatik valf.

3.6. Kompresör

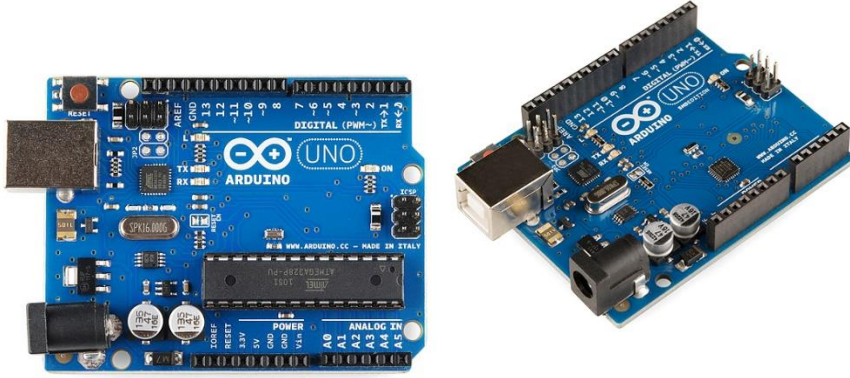
Bu sistemde kullanılacak kompresör (Şekil 3.21), pnömatik valfi ve çift etkili silindiri etkili bir şekilde çalıştırmak için yeterli basınç ve hava akışı sağlamalıdır. Kompresörün çalışma basıncı 6-8 bar (90-120 psi) aralığında olmalı, maksimum basıncı ise 10 bar (145 psi) civarında olmalıdır. Bu basınç aralığı, valfin ve silindirin istenilen performansta çalışmasını sağlamak için yeterlidir. Ayrıca, kompresörün hava akışı, sistemdeki bileşenlerin ihtiyaçlarını karşılayacak kapasitede olmalıdır, bu nedenle kompresörün uygun bir depolama tankına sahip olması da önemlidir.



Şekil 3.21. Sabit basınç kontrolü için kullanılan kompresör.

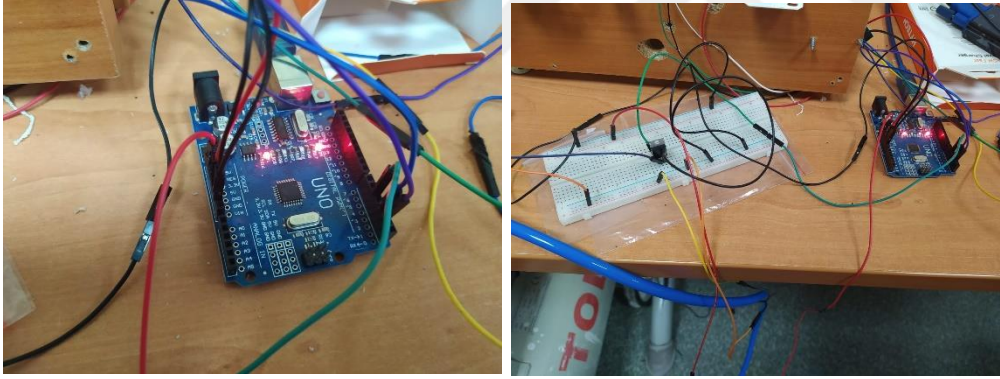
3.7. Arduino Yazılımı

Deneyisel çalışmalarda, bir Arduino Uno (Şekil 3.22) kullanılarak bir 5/2 pnömatik valf ile çift etkili bir silindir kontrol edilmiştir. Arduino, valfi kontrol etmek için röle veya transistör gibi bir sürücü devresi üzerinden valfi açıp kapatarak silindirin hareketini sağlamıştır.



Şekil 3.22. Yazılım kontrolü için kullanılan arduino uno.

Arduino Uno'yu kullanarak bir 5/2 pnömatik valfi kontrol etmek için, öncelikle Arduino'nun dijital pinlerinden biri, örneğin Dijital Pin 7, valfi kontrol eden röle modülüne bağlanmıştır. Röle modülünde, IN1 pini Arduino'nun Dijital Pin 7'sine, GND pini Arduino'nun GND'sine ve VCC pini Arduino'nun 5V pinine bağlanmıştır (Şekil 3.23). Bu bağlantılar, röle modülünü Arduino ile doğru şekilde entegre edilmiştir.



Şekil 3.23. Arduino uno ve board devre bağlantı yapısı.

Röle modülünün Normally Open (NO) ucundan çıkan kablo, valfin bobinlerinden birine, Common (COM) ucundan çıkan kablo ise bir 12V DC güç kaynağının pozitif ucuna bağlanmıştır. Valfin bobinlerinin diğer ucu da bu güç kaynağının negatif ucuna güç kaynağının negatif ucu ise Arduino'nun GND pinine bağlanmalıdır. Böylece tüm devrede ortak bir topraklama sağlanmıştır. Deneyde kullanılan arduino için yazılım kodu aşağıda verilmiştir (Şekil 3.24).

```

#include <HX711.h>

#define VALF_PIN 7 // Valfin bağılı olduğu pin

#define TETIKLEME_SURESI 2000 // Pistonun aktif olacağı süre (milisaniye)

// HX711 modülü pinleri

#define LOADCELL_DOUT_PIN A1 // HX711 DOUT pini (Veri çıkışı)
#define LOADCELL_SCK_PIN A0 // HX711 SCK pini (Saat pini)

// HX711 nesnesi oluşturma
HX711 loadCell;

void setup() {
    Serial.begin(9600); // Seri iletişim için baud hızını ayarla
    pinMode(VALF_PIN, OUTPUT); // Valf pinini çıkış olarak ayarla
    // HX711 modülünü başlat
    loadCell.begin(LOADCELL_DOUT_PIN, LOADCELL_SCK_PIN);
    // Load cell'in kalibrasyon faktörünü ayarla
    loadCell.set_scale(2280.f); // Örnek bir kalibrasyon faktörü
    loadCell.tare(); // Load cell'i sıfırla
}

void loop() {
    // Valfi tetikle
    digitalWrite(VALF_PIN, HIGH); // Valfi aç
    delay(TETIKLEME_SURESI); // 2 saniye bekle
    // Load cell'den kuvvet bilgisini oku ve seri porttan gönder
    float kuvvet = loadCell.get_units(10); // 10 örnekle ortalama al
    Serial.print("Kuvvet: ");
    Serial.print(kuvvet);
    Serial.println(" kg"); // Kuvvet bilgisi kg cinsinden
    // Valfi kapat
    digitalWrite(VALF_PIN, LOW); // Valfi kapat
    delay(TETIKLEME_SURESI); // 2 saniye bekle
}

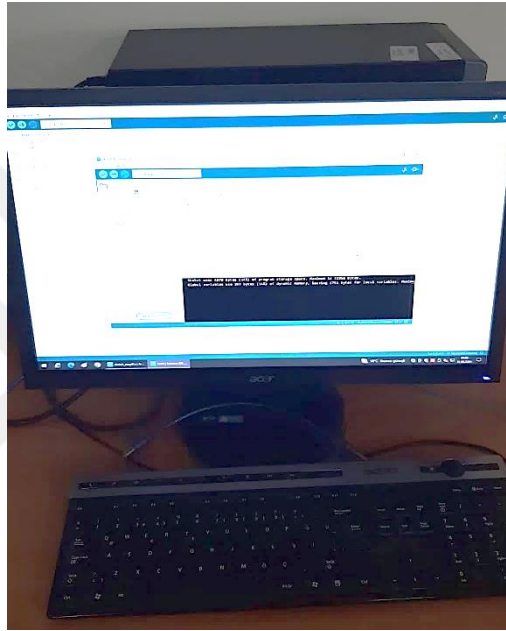
```

Şekil 3.24. Arduino Uno ile deney yazılımı.

Bu koda göre bir röle modülünü kontrol etmek için dijital pin 7 üzerinden çıkış alınmıştır. Kodun başlangıcında, rölenin bağlı olduğu pin tanımlanmış ve bu pin çıkış olarak ayarlanmıştır. Ardından, rölenin başlangıç durumu kapalı (LOW) olarak belirlenmiştir. Kodun ana döngüsünde, röle açılarak valf aktif hale getirildi ve bu

sayede silindirin ileri hareket etmesi sağlanarak 2 saniye boyunca sürdürülmüş ve ardından röle kapatılarak valf devre dışı bırakılarak silindirin geri hareket etmesi sağlanmıştır. Bu işlem, 2 saniye aralıklarla sürekli olarak tekrarlanmıştır (Şekil 3.25).

- `setup()`: Arduino başlangıçta röle pinini çıkış olarak ayarlar ve röleyi kapalı durumda tutar.
- `loop()`: Valfi açıp kapatan ve her iki durumda da 2 saniye bekleyen bir döngüdür. Bu şekilde silindir ileri ve geri hareket eder.



Şekil 3.25. Arduino uno bilgisayar arayüzü.

Arduino kullanılarak bir 5/2 elektropnömatik valfi tetiklemiş ve valfin hareket ettirdiği pistonun kuvvet verisini bir load cell (yük hücresi) üzerinden okumuştur. Bu işlemi gerçekleştirmek için, Arduino'nun 7 numaralı pinine valfi bağlamış ve yük hücresi verisini HX711 yük hücresi amplifikatörü yardımıyla seri port üzerinden almıştır. Kodda, pistonun 2 saniye boyunca aktif olup ardından 2 saniye kapalı kalacak şekilde ayarlanmış olduğu görülmüştür.

- **Kodun Çalışma Mantığı**
 1. Arduino'nun 7 numaralı pinine valfi bağlayarak, bu pini tetikleme amacıyla çıkış olarak tanımlamıştır.

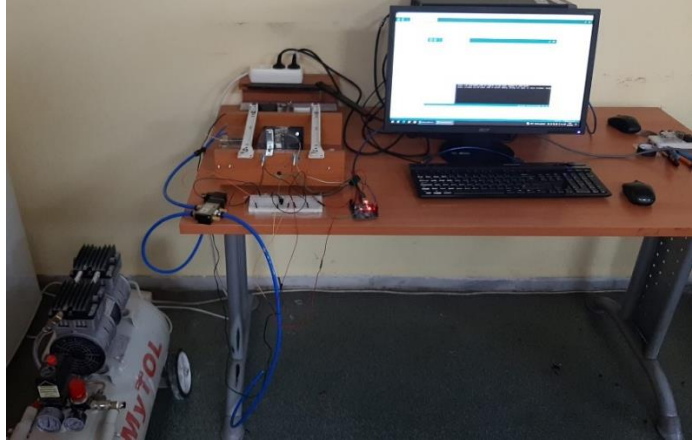
2. HX711 kütüphanesini yük hücresinden gelen veriyi işlemek için kullanmış. Kütüphane, verileri almak ve Arduino'ya iletmek üzere HX711 modülünün **DOUT** ve **SCK** pinleri ile çalışacak şekilde ayarlanmıştır.
3. Load cell'den doğru değerleri almak için örnek bir kalibrasyon faktörü girmiş; ancak her yük hücresi farklı olduğundan, doğru verileri almak için kendi kalibrasyonunu yapıp bu değeri güncellemesi gerektiğini belirtmiştir.
4. Döngüde, valfi 2 saniye boyunca aktif hale getirip ardından 2 saniye boyunca kapatmıştır. Bu süreçte yük hücresinden gelen kuvvet verisini seri porttan okuyarak ekrana yazdırmıştır.

3.8. Deneyin Uygulanması

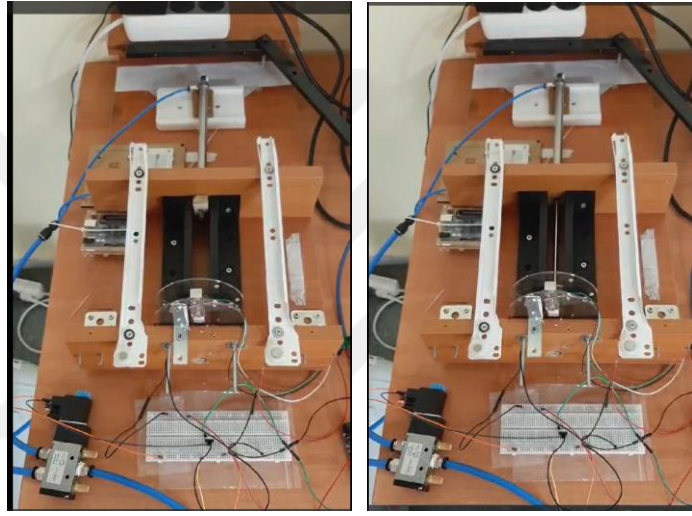
Deney öncesinde dikkatlice kesilerek uygun boyutlarda hazırlanan ve yüzeyleri implantların monte edilmesi için gerekli işlemlerden geçirilen inek kaval kemiğine, implantlardan biri civata gibi vidalanarak, diğeri ise dübel gibi yerleştirilerek sabitlenmiştir. Arduino Uno kullanılarak 5/2 pnömatik valf ile kontrol edilen çift etkili silindir, inek kaval kemiğine monte edilen implantlar üzerinde belirli çevrim sayılarında (2954, 3100, 4950, 6800 çevrim) deformasyon testi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.26). Deney boyunca, Arduino sistemi pnömatik valfi etkinleştirerek silindirin ileri ve geri hareket etmesini sağladı. Silindirin ucu, önceden hazırlanan ve implantların monte edildiği inek kemiğine tekrarlı kuvvetler uygulanmıştır.

İmplantların kemiğe yaptığı basınç, kemiğin temas ettiği noktaya yerleştirilen yük hücresi (load cell) ile ölçülmüştür (Şekil 3.27). Deney sırasında elde edilen veriler Arduino aracılığıyla toplandı ve ardından ANSYS yazılımına aktarılmıştır.

ANSYS'te yapılan simülasyonlarla, kemik üzerindeki gerçek deformasyon ile simüle edilen deformasyon karşılaştırılmıştır. Bu süreç, implantların kemik üzerindeki etkilerini anlamak ve simülasyon sonuçlarının gerçek deney verileriyle ne kadar örtüştüğünü değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, deneyin başarısını ve kullanılan yöntemlerin etkinliğini doğrulamıştır.



Şekil 3.26. Deney setinin görünümünü.



(a)

(b)

Şekil 3.27. Kemik kesitinin çift etkili pistonda geri (a) ve ileri (b) konumunda gösterilmesi.



(a)



(b)

Şekil 3.28. Deney sonu implant numunelerinin durumu (a) gömlekli implant, (b) copy SKY implant.

3.9. Deney Verileri ve Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

The screenshot displays a Jupyter Notebook with the following code and output:

```

import numpy as np
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
import random
import sys

# Load data
data = pd.read_csv('data.csv')
X = data[['x']]
y = data['y']

# Initialize parameters
w = 0
b = 0

# Training loop
for i in range(1000):
    # Calculate cost function
    cost = 0
    for j in range(len(X)):
        y_pred = w * X[j] + b
        cost += (y[j] - y_pred) ** 2
    cost /= len(X)

    # Calculate gradients
    dw = 0
    db = 0
    for j in range(len(X)):
        y_pred = w * X[j] + b
        dw += (y[j] - y_pred) * X[j]
        db += (y[j] - y_pred)

    dw /= len(X)
    db /= len(X)

    # Update parameters
    w -= learning_rate * dw
    b -= learning_rate * db

    # Print cost and parameters
    if i % 100 == 0:
        print("Iteration: ", i, " Cost: ", cost, " w: ", w, " b: ", b)

```

The output shows the cost function decreasing over 1000 iterations, with the parameters w and b converging to their optimal values.

Bu deneyde elde edilen deformasyon verileri, implantların kemiğe uyguladığı tekrarlı yükler sonucunda oluşan mekanik etkileşimleri daha derinlemesine analiz etmek için sayısal simülasyonlarla desteklendi. Deney sırasında belirlenen çevrim sayılarında (2954, 3100, 4950, 6800 çevrim) toplanan bu veriler, Finite Element Analysis (FEA) yani Sonlu Elemanlar Analizi'nde giriş verisi olarak kullanıldı. FEA, implantların kemiğe olan etkisini simüle etmek ve deneysel verilerle karşılaştırmak amacıyla uygulandı. Bu analiz, implantların uzun vadeli dayanıklılığını ve kemik üzerindeki

gerilme dağılımını tahmin etmek için kritik bir araç olarak kullanıldı ve elde edilen deneysel sonuçlarla simülasyon sonuçları arasındaki farkları incelemeye olanak tanımıştır.

Arduinodan alınan veri setlerinin ANSYS e işlenmesi için ilk olarak Static structural modülünde Analysis setting ayarları değiştirildi. Number of step sayısı 2954, 3100, 4265 ve 8833 adımlara göre güncellendi. Current step number 1, step end time 2 yapıldı. Auto time stepping “on” olarak seçildi. Initial time step 0,5s, minimum time step 0,2 ve maksimum step 0,6 yapıldı. Daha sonra Static structural sekmesi altında kuvvet tanımı açıldı. Bu kuvvetin uygulama yüzeyleri model üzerinden işaretlendi. Kuvvet seçeneği altında açılan detail kısmında define by vektör, applied by tabular data olarak seçildi. Tabular kısmında kuvvet seçeneği altında girilen çığneme sayısına göre (2954,3100,4265,8833) arduinodan alınan kuvvet değerleri tabloya aktarıldı. Mesh, destek yüzeyi ve beklenen çözüm kümeleri seçimi yapıldıktan sonra ANSYS de analiz başlatılmıştır. 4265 veriye göre arduinodan alınan veriler ile ANSYS analiz analiz sonuçlarından ilk 20 satır Tablo 3.3 de örnek olarak verilmiştir.

Tablo 3.3. İmplant montajı sonuçlarının bir kısmının gösterilmesi.

time(s)	K-3100	K-4265	D1-2954	D1-3100	D1-4265	D1-8833
0,5	1,97E-04	1,97E-04	4,82E-05	1,97E-04	4,82E-05	4,82E-05
1	1,99E-04	1,99E-04	4,79E-05	1,99E-04	4,79E-05	4,79E-05
1,6	2,02E-04	2,02E-04	4,77E-05	2,02E-04	4,77E-05	4,77E-05
2	2,04E-04	2,04E-04	4,75E-05	2,04E-04	4,75E-05	4,75E-05
6	2,04E-04	2,04E-04	4,75E-05	2,04E-04	4,75E-05	4,75E-05
7	2,02E-04	2,02E-04	4,72E-05	2,02E-04	4,72E-05	4,72E-05
8	2,02E-04	2,02E-04	4,70E-05	2,02E-04	4,70E-05	4,70E-05
9	2,02E-04	2,02E-04	4,64E-05	2,02E-04	4,64E-05	4,64E-05
10	2,02E-04	2,02E-04	4,62E-05	2,02E-04	4,62E-05	4,62E-05
11	2,02E-04	2,02E-04	4,60E-05	2,02E-04	4,60E-05	4,60E-05
12	2,01E-04	2,01E-04	4,59E-05	2,01E-04	4,59E-05	4,59E-05
13	2,02E-04	2,02E-04	4,55E-05	2,02E-04	4,55E-05	4,55E-05
14	2,01E-04	2,01E-04	4,53E-05	2,01E-04	4,53E-05	4,53E-05
15	2,01E-04	2,01E-04	4,51E-05	2,01E-04	4,51E-05	4,51E-05
16	2,01E-04	2,01E-04	4,49E-05	2,01E-04	4,49E-05	4,49E-05
17	2,01E-04	2,01E-04	4,47E-05	2,01E-04	4,47E-05	4,47E-05
18	2,01E-04	2,01E-04	4,45E-05	2,01E-04	4,45E-05	4,45E-05
19	2,01E-04	2,01E-04	4,44E-05	2,01E-04	4,44E-05	4,44E-05
20	2,01E-04	2,01E-04	4,43E-05	2,01E-04	4,43E-05	4,43E-05

Tablo 3.3’e göre belirli bir zaman diliminde farklı numaralandırılmış örneklerin (K-3100, K-4265, D1-2954, D1-3100, D1-4265, D1-8833) performansını göstermektedir.

Her bir örnek için zaman ilerledikçe (0,5 saniyeden 20 saniyeye kadar), ölçülen değerler tabloya işlenmiştir. 4265 numaralı örnekler bakıldığında, K-4265 ve D1-4265'in zaman içinde benzer davranışlar sergilediği görülmektedir. K-4265'te değerler $1,97E-04$ ile başlar ve $2,01E-04$ seviyesinde sabitlenir. D1-4265 ise $4,82E-05$ ile başlayıp, zamanla hafif bir düşüşle $4,43E-05$ değerine ulaşır. Bu, farklı numunelerin zaman içindeki stabilitesini ve küçük değişiklikleri gösteren bir analiz olarak özetlenebilir (Şekil 3.30).

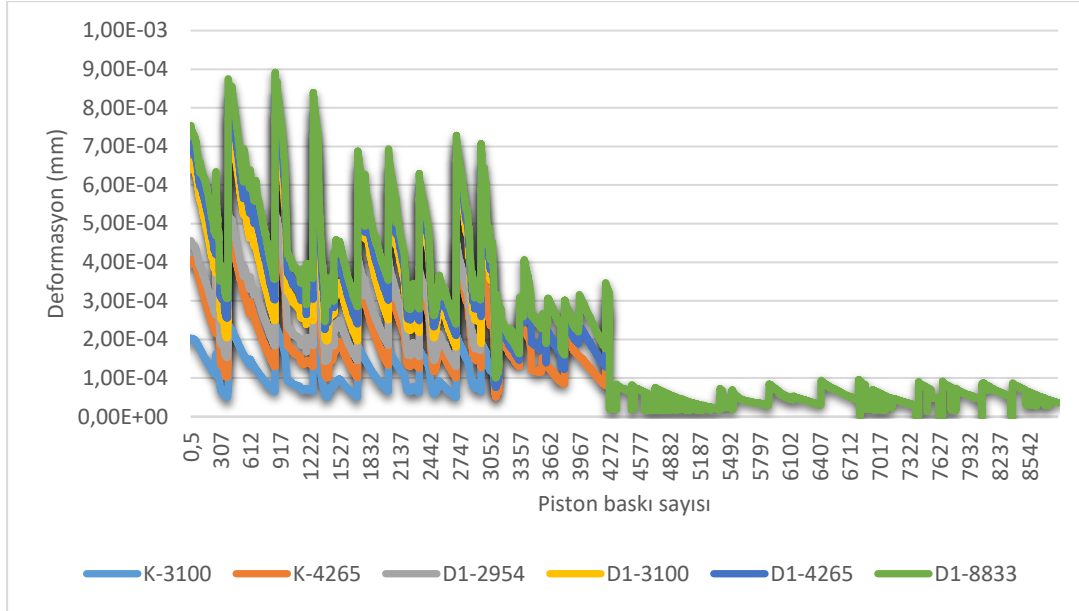
Tablo 3.3'de yer alan K-3100 ve K-4265 sütunlarındaki veriler incelendiğinde, 0,5 ile 20 saniye arasında oldukça sabit bir eğilim sergiledikleri gözlemlenmiştir. Her iki sütun da yaklaşık olarak $2,01E-04$ değerine yakın seyretmiş ve zamanla belirgin bir artış ya da azalış göstermemiştir. Bu durum, bu iki seride durağan bir trendin var olduğunu ve zaman ilerledikçe değerlerin önemli bir değişiklik göstermeyeceğini işaret etmektedir.

Diğer yandan, D1 grubu sütunlarında (D1-2954, D1-3100, D1-4265, D1-8833) daha düşük başlangıç değerleri gözlemlenmiş ve zamanla hafif bir azalma eğilimi dikkat çekmiştir. Örneğin, D1-2954 sütununda başlangıçta $4,82E-05$ olan değer, 20 saniye sonunda $4,43E-05$ 'e kadar düşmüştür. Benzer şekilde, diğer D1 sütunlarında da benzer bir azalma eğilimi görülmektedir. Bu durum, D1 grubundaki serilerin zamanla yavaş fakat sürekli bir şekilde düşüş göstereceğini işaret etmektedir. Sayısal verilere dayalı olarak, bu gruptaki değerlerin ilerleyen zaman dilimlerinde de azalma eğilimini sürdüreceği tahmin edilebilir.

Grafikteki deformasyon değerleri K-3100 ve K-4265 serileri, deformasyon açısından oldukça sabit ve düşük seviyelerde kalmışlardır. Deformasyon değerleri yaklaşık olarak $0,2 \mu\text{m}$ civarında seyretmiş ve zamanla önemli bir değişiklik göstermemiştir. Bu durum, K modellerinin piston baskısına karşı daha dayanıklı olduğunu göstermektedir.

Buna karşın, D modelleri (D1-2954, D1-3100, D1-4265, D1-8833) daha yüksek deformasyon seviyeleriyle dikkat çekmektedir. D1 modellerinde başlangıç deformasyon değerleri yaklaşık $0,048 \mu\text{m}$ ile başlayarak zamanla hafif bir azalma göstermiştir. Özellikle D1-8833, başlangıçta en yüksek deformasyonu sergileyerek $0,9 \mu\text{m}$ 'ye kadar çıkmış, ancak zamanla bu yüksek değer de azalarak daha düşük seviyelerde stabilize olmuştur.

K ve D modelleri karşılaştırıldığında, K modellerinin deformasyon açısından çok daha dayanıklı olduğu ve piston baskısına karşı çok daha az şekil değiştirdiği açıkça görülmektedir. D modelleri, özellikle D1-8833 gibi malzemeler, başlangıçta daha fazla deformasyona uğramış ve zamanla bu deformasyon azalmış olsa da, genel olarak K modellerine kıyasla daha az dayanıklılık sergilemiştir.



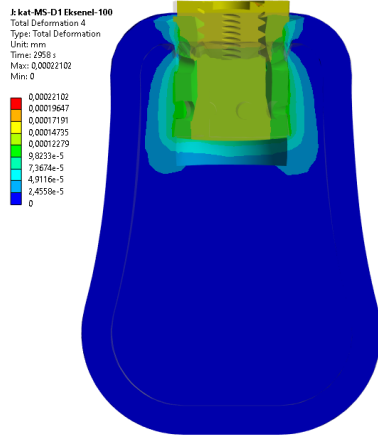
Şekil 3.30. K ve D1 sistemlerinin farklı baskılardaki deneysel deformasyon karşılaştırmaları

Farklı çiğneme sayıları referans alınarak yapılan ANSYS analizi, diş implantlarının mekanik performansını incelemeye yönelik detaylı bir inceleme sağlamıştır. Bu analiz kapsamında, çiğneme kuvvetlerinin diş implantları üzerindeki etkilerini simüle eden sonlu elemanlar analizi (FEA) gerçekleştirilmiştir. Farklı çiğneme döngülerinde implantların maruz kaldığı gerilme ve deformasyon seviyeleri, ANSYS yazılımı kullanılarak görselleştirilmiş ve her bir çiğneme senaryosu için ayrı analiz görüntüleri elde edilmiştir.

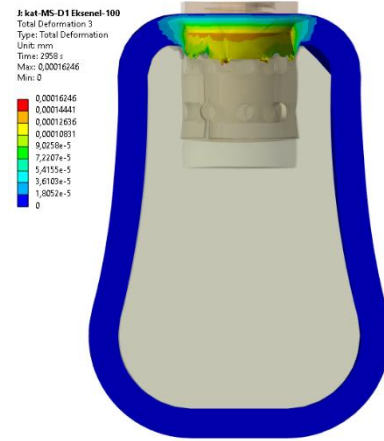
Bu çalışma, diş implantlarının uzun vadeli dayanıklılığını değerlendirmek için önemli veriler sunmaktadır. Farklı çiğneme sayılarına göre analiz resimleri aşağıda paylaşılmıştır.

Şekil 3.31'e göre, toplam deformasyonun en düşük düzeyde olduğu gözlenmekte ve kortikal kemik üzerinde daha yoğun bir gerilme birikimi olduğu görülmektedir. İmplant deformasyonu minimum seviyede kalırken, süngerimsi kemikte yerel olarak yüksek deformasyon alanları mevcuttur.

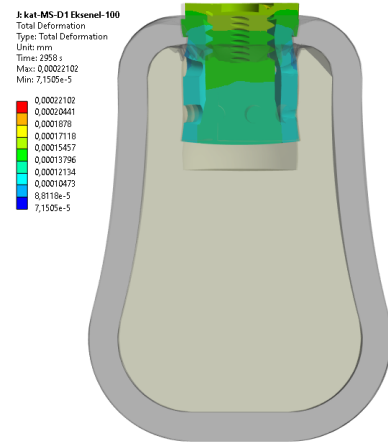
Toplam deformasyon



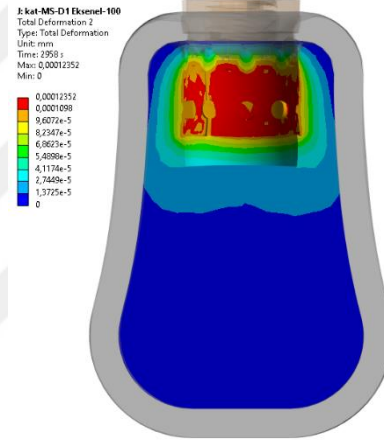
Kortikal kemik deformasyonu



İmplant deformasyonu



Süngerimsi kemik deformasyonu



Şekil 3.31. Gömlekli implant (D1), 2954 çiğneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü.

Bu durum, yük transferi sırasında süngerimsi kemiğin kortikal kemiğe göre daha fazla deformasyona uğradığını ve implant ile kemik arasında gerilme dağılımında farklar olduğunu göstermektedir.

Bu analiz, implant tasarımının ve kemik yapısının deformasyon dağılımını nasıl etkilediğini ortaya koymaktadır.

Şekil 3.31'e göre, dört farklı deformasyon analizi yer almaktadır. Bunlar sırasıyla toplam deformasyon, kortikal kemik deformasyonu, implant deformasyonu ve süngerimsi kemik deformasyonudur.

İlk olarak, toplam deformasyon analizine bakıldığında, deformasyonun genel olarak düşük seviyelerde olduğu anlaşılmaktadır. Renk skalasında mavi ile ifade edilen alanlar en düşük deformasyonu, kırmızı renk ise en yüksek deformasyonu

göstermektedir. Görselde mavi renk hakim olup, maksimum deformasyonun 50.00 μm olduğu gösterilmiştir.

Kortikal kemik deformasyonu analizinde, üst kısımlarda daha yüksek deformasyon gözlemlenmektedir. Renk skalasına göre sarı ve yeşil renkler orta derecede deformasyonu gösterirken, kırmızı renk en yüksek deformasyonu ifade etmektedir. Kortikal kemikte ise deformasyonun 50.00 μm ile en fazla sarı ve yeşil bölgelerde yoğunlaştığı görülmektedir.

İmplant deformasyonu analizine bakıldığında, implantın üst kısmında yüksek seviyede deformasyon görülmektedir. Skala incelendiğinde yeşil, sarı ve turuncu renklerin fazla olduğu bu bölgede maksimum deformasyonun yine 50.00 μm olduğu saptanmıştır.

Son olarak, süngerimsi kemik deformasyonu analizinde, süngerimsi kemik içinde önemli ölçüde bir deformasyon gözlemlenmektedir. Kırmızı ve turuncu renkler yüksek deformasyonu ifade ederken, bu bölgelerdeki deformasyonun maksimum 50.00 μm seviyelerinde olduğu görülmektedir.

Bu analizlerde ortak nokta, maksimum deformasyonun 50.00 μm olarak belirlendiğidir. Renk skalası, ANSYS tarafından kullanılan standart renk kodlaması ile uyumludur ve deformasyon değerlerinin daha iyi anlaşılabilmesi için görsel bir ifadedir. Şekil 3.15'te gömlekli implant (D1) için 2954 çiğneme sayısı durumunda yapılan FEA deformasyon görüntüleri detaylı olarak sunulmuştur.

Şekil 3.32'ye göre von Mises gerilme dağılımı farklı bölgelerde analiz edilmiştir. Toplam von Mises gerilimi, genel olarak düşük seviyelerde seyretmekte olup, en yüksek gerilme değerleri implant bölgesinde gözlemlenmiştir. Şekil 3.32'ye verilen grafikte, von Mises gerilim değerleri implant ve çevresindeki kemik dokuları üzerinde analiz edilmiştir. Toplam von Mises gerilimi incelendiğinde, en yüksek gerilim değerlerinin implantın üst kısmında yoğunlaştığı ve 6.98 MPa'ya kadar çıktığı görülmektedir. Renk skalasında sarı ve kırmızı tonlar, bu bölgelerdeki yüksek gerilimi ifade ederken, çevredeki daha düşük gerilimler mavi ve yeşil tonlarla gösterilmiştir.

Kortikal kemikte (dış kemik tabakası) von Mises gerilimi daha yüksek değerlere ulaşmış, maksimum 7.46 MPa ile kırmızıya yakın tonlarda gösterilmiştir. Bu, özellikle implantın çevresinde yoğunlaşan gerilimi ortaya koymakta ve dış tabakanın çiğneme kuvvetlerine karşı daha büyük bir direnç gösterdiğini göstermektedir.

İmplantın kendisi üzerinde ölçülen von Mises geriliminde ise maksimum 8.68 MPa gibi oldukça yüksek bir değer gözlenmiştir. Bu, özellikle implantın üst kısmında sarı ve kırmızı bölgelerde yoğunlaşmış, bu da çiğneme kuvvetlerinin büyük bir kısmının bu bölgede toplandığını işaret etmektedir. Bu yüksek gerilim, implantın en fazla zorlandığı yerin burası olduğunu göstermektedir.

Toplam von Mises gerilimi

Kortikal kemik von Mises gerilimi

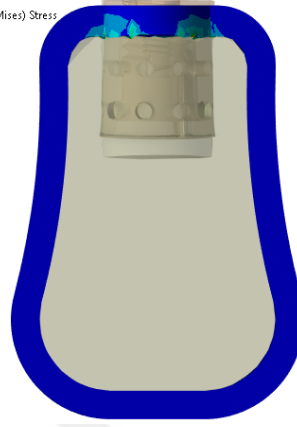
H: Copy of MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2958 s
Max: 8.6883
Min: 4.3464e-13

8.6883
7.7229
6.7576
5.7922
4.8268
3.8615
2.8961
1.9307
0.96537
4.3464e-13



H: Copy of MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress 6
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2958 s
Max: 7.465
Min: 4.3464e-13

7.465
6.6356
5.8061
4.9767
4.1472
3.3178
2.4883
1.6589
0.82945
4.3464e-13



İmplant von Mises gerilimi

Süngerimsi kemik von Mises gerilimi

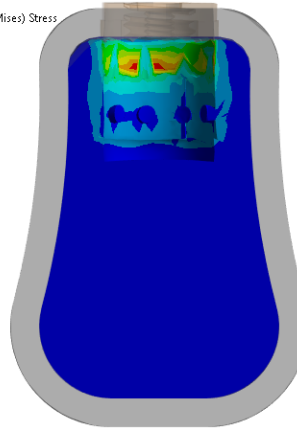
H: Copy of MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress 5
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2958 s
Max: 8.6883
Min: 0.040532

8.6883
7.7274
6.7666
5.8057
4.8449
3.884
2.9231
1.9623
1.0014
0.040532



H: Copy of MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress 7
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2958 s
Max: 4.06
Min: 0.00027576

4.06
3.6089
3.1578
2.7067
2.2557
1.8046
1.3535
0.90243
0.45135
0.00027576



Şekil 3.32. Gömlekli implant (D1), 2954 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü

Süngerimsi kemikte (trabeküler kemik) von Mises gerilim değerleri ise diğer bölgelere göre oldukça düşük seviyelerde kalmıştır. Maksimum 4.00 MPa olan bu değer, süngerimsi kemiğin daha az yüklendiğini ve büyük ölçüde kortikal kemik tarafından desteklendiğini göstermektedir. Genel olarak, implant ve çevresindeki kemik yapılarının gerilim dağılımı, çiğneme kuvvetlerinin en fazla implant ve kortikal kemik

üzerinde toplandığını, süngerimsi kemiğin ise daha düşük gerilimlerle karşı karşıya olduğunu ortaya koymaktadır.

Kortikal kemik üzerinde von Mises gerilimleri, implant çevresinde yoğunlaşmış olup, bu bölgede gerilme birikimi belirgin hale gelmektedir. İmplantta, özellikle üst kısımlarda von Mises gerilimi daha yüksektir. Süngerimsi kemikte ise, lokal olarak daha yüksek gerilme bölgeleri görülmekte, ancak genel olarak kortikal kemiğe kıyasla daha düşük gerilme seviyelerine sahiptir. Bu dağılım, implant ve kemik arasındaki gerilme aktarımının heterojen olduğunu ve farklı kemik tiplerinde gerilme birikiminin farklılaştığını göstermektedir.

Şekil 3.33'e göre toplam deformasyonun düşük olduğu ve implant ile çevresindeki yapıların minimal düzeyde etkilendiği gözlenmektedir. Kortikal kemik deformasyonu, implantın çevresindeki kortikal bölgede yoğunlaşarak lokal gerilme artışlarına yol açmıştır. Şekil 3.33'e verilen grafikte, toplam deformasyon, implant ve kemik yapılarını bir bütün olarak ele aldığında, en yüksek deformasyonun $50.21\mu\text{m}$ olduğu ve bu değerlerin implantın üst kısmında yoğunlaştığı görülmektedir. Renk skalasında kırmızı tonlarla ifade edilen bu yüksek deformasyon bölgeleri, çiğneme kuvvetlerinin implant üzerine önemli bir yük bindirdiğini göstermektedir.

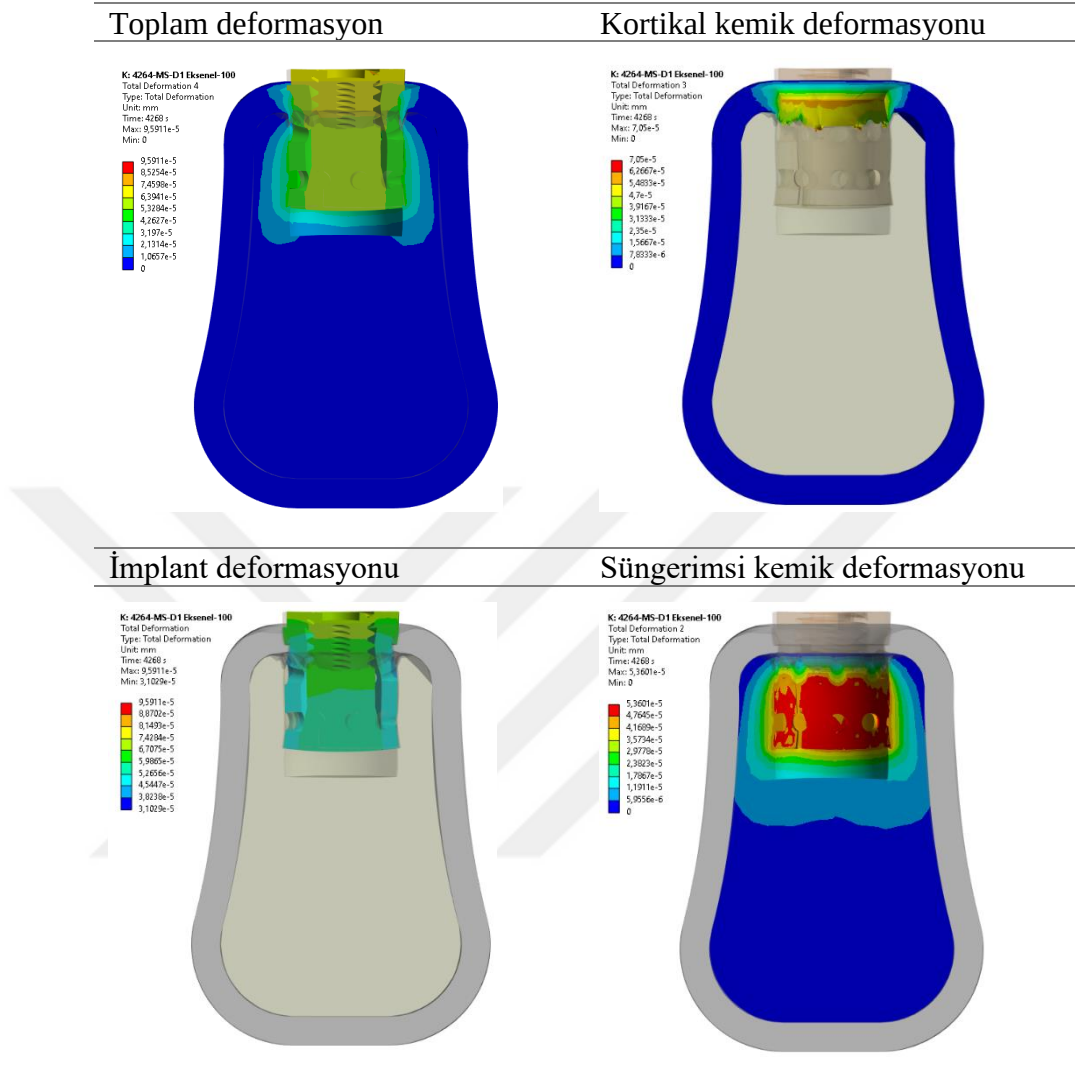
Kortikal kemikte ise deformasyon çok daha düşük seviyelerde kalmış ve maksimum $2.56\mu\text{m}$ olarak kaydedilmiştir. Yeşil ve sarı tonlarda ifade edilen bu deformasyonlar, kortikal kemiğin daha dayanıklı ve sert bir yapıya sahip olduğunu, bu nedenle implant çevresindeki kuvvetleri daha az deforme olarak karşıladığını işaret eder.

İmplant üzerinde gözlemlenen deformasyon, toplam deformasyona benzer şekilde, $53.94\mu\text{m}$ ile oldukça yüksek değerlere ulaşmıştır. Özellikle implantın üst bölgesinde yoğunlaşan kırmızı tonlar, bu bölgenin çiğneme kuvvetlerinden en fazla etkilendiğini ve bu nedenle ciddi bir deformasyona uğradığını göstermektedir.

Süngerimsi kemikte (trabeküler kemik) ise deformasyon değerleri daha düşük olup maksimum $3.79\mu\text{m}$ seviyesinde kalmıştır. Mavi ve yeşil tonlarla gösterilen bu alanlar, süngerimsi kemiğin daha esnek yapısının bir sonucu olarak, daha az deformasyona uğradığını ortaya koymaktadır.

Bu analiz, implantın çiğneme sırasında maruz kaldığı yükleri nasıl karşıladığını ve bu yüklerin kemik dokularındaki etkilerini detaylandırmak açısından önemlidir. İmplant, özellikle üst kısmında ciddi deformasyona uğrarken, kortikal kemiğin daha dayanıklı

olduğu ve süngerimsi kemiğin esnekliği nedeniyle daha düşük deformasyon gösterdiği anlaşılmaktadır.



Şekil 3.33. Gömlekli implant (D1), 4265 çığneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü

İmplantın kendisinde deformasyon nispeten düşük seviyede kalırken, süngerimsi kemikte yerel olarak yüksek deformasyon alanları belirginleşmiştir. Süngerimsi kemikteki bu yüksek deformasyon alanları, kemiğin yük aktarımına daha fazla tepki verdiğini ve kortikal kemikten farklı bir yük dağılımına maruz kaldığını göstermektedir.

Şekil 3.34'e göre toplam von Mises gerilim dağılımı, implantın yerleştirildiği bölgede maksimum gerilimin üst kısımda yoğunlaştığını göstermektedir. Kortikal kemikte ise gerilme dağılımı, özellikle implantın etrafında yoğunlaşarak maksimum seviyelere ulaşmaktadır. İmplant içinde gerilim daha homojen bir şekilde dağılırken, en düşük

gerilme seviyeleri süngerimsi kemikte gözlenmektedir. Bu gerilim dağılımı, implantın kortikal kemiğe daha fazla yük ilettiğini ve süngerimsi kemikte yüklerin daha az yoğunlaştığını ortaya koymaktadır. Şekil 3.34'e verilen grafikte, gömlekli implantın farklı bölgeleri için hesaplanan von Mises gerilim dağılımları incelenmiştir.

Toplam von Mises gerilimi, implantın üst kısmında maksimum 5.82 MPa ile yoğunlaşmış, sarı ve kırmızı renk tonları bu yüksek gerilim bölgelerini ifade etmiştir. İmplant çevresindeki kemik dokularında ise daha düşük gerilimler mavi tonlarla gösterilmiş, bu da bu bölgelerdeki yüklerin nispeten az olduğunu işaret etmektedir.

Kortikal kemikte maksimum gerilim 5.68 MPa olarak gözlenmiştir. Kortikal kemik, implant etrafında büyük ölçüde yük taşıdığı için bu bölgede sarı ve yeşil tonlar hakimdir. Bu, kortikal kemiğin çiğneme kuvvetlerine karşı direnç gösteren bir yapı olduğunu göstermektedir. Buna karşın, mavi tonlar, kortikal kemiğin diğer bölgelerinde daha düşük gerilim seviyelerini işaret eder.

İmplant üzerinde ise maksimum gerilim 5.90 MPa seviyesine ulaşmıştır. Özellikle implantın üst kısmında yoğunlaşan gerilimler kırmızı tonlarla gösterilmiş, bu da çiğneme kuvvetlerinin en fazla bu bölgeye etki ettiğini belirtmektedir. İmplantın alt kısımlarında ise gerilimler daha düşük olup mavi tonlarla ifade edilmiştir.

Süngerimsi kemikteki (trabeküler kemik) von Mises gerilimleri ise diğer bölgelere kıyasla oldukça düşüktür. Maksimum gerilim 0.63 MPa olarak belirlenmiş ve genellikle mavi ve yeşil tonlarla ifade edilmiştir. Süngerimsi kemiğin daha esnek ve yük taşıma kapasitesinin düşük olması, bu bölgede daha az gerilim birikmesine neden olmuştur.

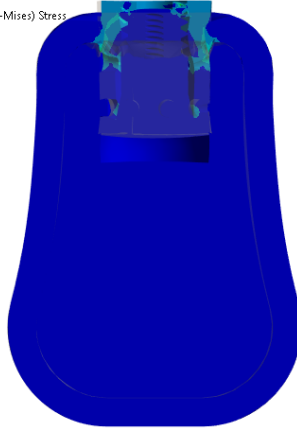
Bu analiz, implant ve çevresindeki kemik dokularının çiğneme kuvvetlerine nasıl tepki verdiğini net bir şekilde ortaya koymaktadır. İmplant ve kortikal kemikte yüksek gerilimler gözlemlenirken, süngerimsi kemikte gerilimlerin düşük olduğu görülmektedir. Bu da, çiğneme kuvvetlerinin büyük bir kısmının implant ve kortikal kemik tarafından taşındığını, süngerimsi kemiğin ise daha az yük aldığını göstermektedir.

Şekil 3.35'e göre toplam deformasyon, kortikal kemik deformasyonu, implant deformasyonu ve süngerimsi kemik deformasyonu. İlk görüntüde, toplam deformasyon en yüksek seviyede implantın çevresindeki bölgedeki kortikal kemikte gözlemlenmektedir.

Toplam von Mises gerilimi

K: 4264-MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 4268 s
Max: 5,6521
Min: 2,1646e-14

5,6521
5,0241
4,3961
3,7681
3,1401
2,5121
1,8841
1,2561
0,62801
2,1646e-14



Kortikal kemik von Mises gerilimi

K: 4264-MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress 6
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 4268 s
Max: 5,6521
Min: 7,8341e-5

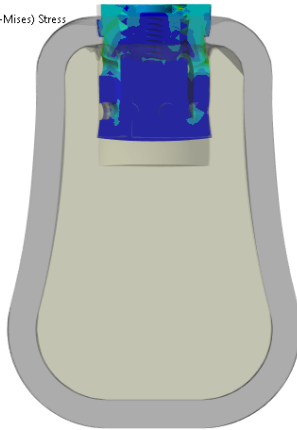
5,6521
5,0241
4,3961
3,7681
3,1401
2,5121
1,8841
1,2561
0,62801
7,8341e-5



İmplant von Mises gerilimi

K: 4264-MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress 5
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 4268 s
Max: 3,5936
Min: 0,0083212

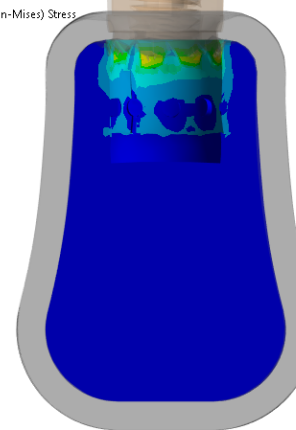
3,5936
3,1952
2,7969
2,3985
2,0002
1,6018
1,2034
0,80505
0,40669
0,0083212



Süngerimsi kemik von Mises gerilimi

K: 4264-MS-D1 Eksenel-100
Equivalent Stress 7
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 4268 s
Max: 0,35845
Min: 2,1646e-14

0,35845
0,31862
0,27879
0,23896
0,19914
0,15931
0,11948
0,079654
0,039827
2,1646e-14

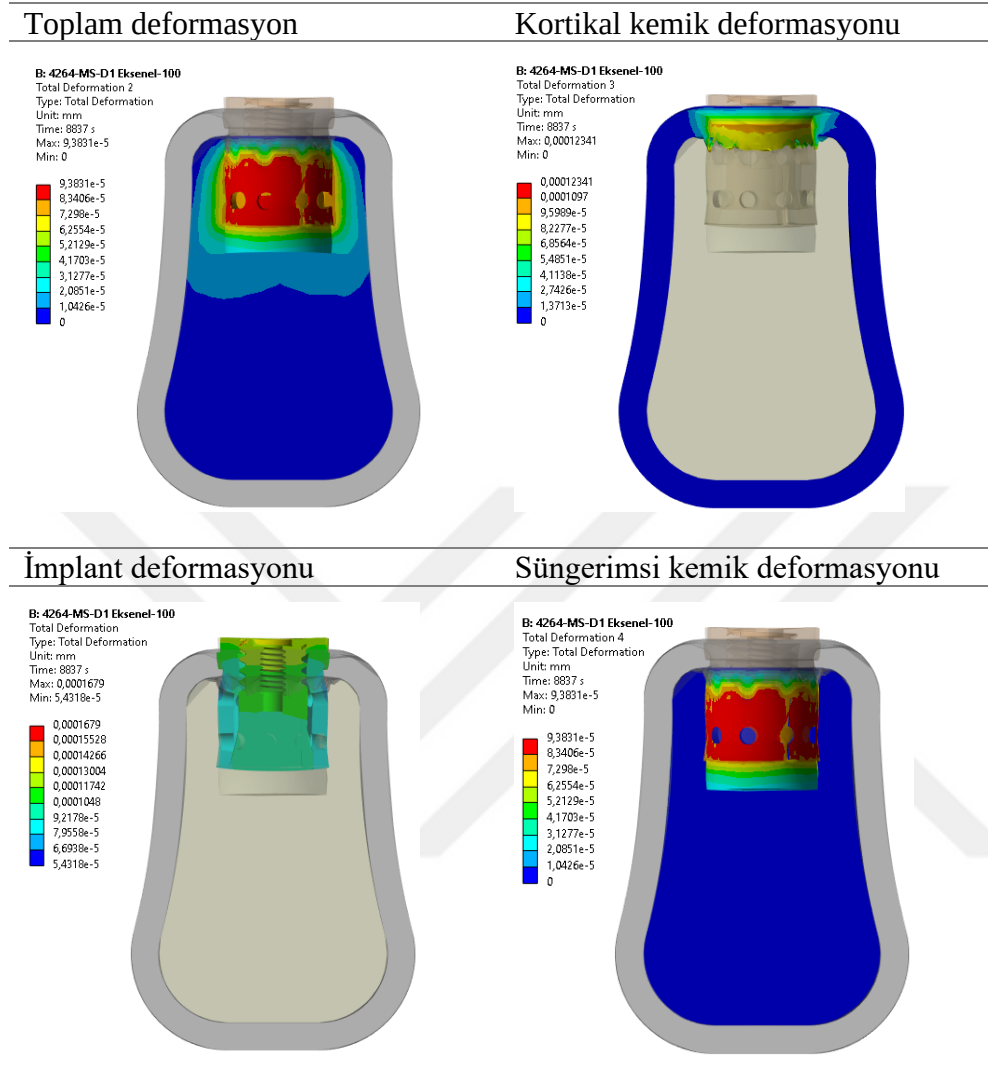


Şekil 3.34. Gömlekli implant (D1), 4265 çığneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü

Kortikal kemikte deformasyon daha lokalize bir şekilde üst bölgelerde yoğunlaşırken, implantta deformasyonun daha düşük olduğu ve daha homojen dağıldığı görülmektedir. Süngerimsi kemikte ise deformasyon, kortikal kemiğe kıyasla daha yaygın fakat düşük seviyelerde ortaya çıkmaktadır. Şekil 3.35’de verilen grafikte toplam deformasyon, kortikal kemik deformasyonu, implant deformasyonu ve süngerimsi kemik deformasyonu olmak üzere dört farklı deformasyon türü analiz edilmiştir.

Toplam deformasyonda, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkte 20.12 μm , en düşük deformasyon değeri ise mavi renkte 0.39 μm olarak gözlemlenmektedir. Kortikal kemik deformasyonunda en yüksek deformasyon değeri yine kırmızı renkte

olmak üzere 8.07 μm ve en düşük deformasyon değeri mavi renkli 0.39 μm olarak görülmektedir.



Şekil 3.35. Gömlekli implant (D1), 8833 çiğneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü

İmplant deformasyonunda en yüksek deformasyon değeri 8.93 μm ve en düşük deformasyon değeri 0.0008 μm olarak belirtilmiştir. Süngerimsi kemik deformasyonunda ise en yüksek deformasyon değeri 20.12 μm ve en düşük deformasyon değeri mavi renkte 0.39 μm olarak ifade edilmektedir.

Bu deformasyon değerleri, implantın ve kemik dokusunun bilgilerini ve değerlendirmede kritik bilgileri vardır. Özellikle yüksek deformasyon değerlerinin bulunduğu bölgede, implantın yük taşıma devamlılığında ve uzun vadeli stabilitesini sürdürebilir. Bu nedenle implant tasarımında ve yapılmasında bu deformasyon değerlerinin dikkate alınması gerekmektedir.

Şekil 3.36'ya göre toplam gerilim, kortikal kemik gerilimi, implant gerilimi ve süngerimsi kemik gerilimi. İlk görüntüde, toplam von Mises geriliminin implant bölgesinde yoğunlaştığı ve maksimum gerilimin kortikal kemikte olduğu görülmektedir.

Kortikal kemik gerilim dağılımı, implantın üst kısmında yüksek gerilme seviyelerine ulaşarak kemiğe ciddi bir yük aktarıldığını göstermektedir. İmplantın kendi içindeki gerilim ise daha düşük seviyelerde ve homojen bir şekilde dağılmaktadır. Süngerimsi kemikteki gerilim, kortikal kemiğe göre çok daha düşük seviyelerde olup daha geniş bir alana yayılmaktadır. Şekil 36'da verilen grafikte, toplam von Mises gerilim grafiğine bakıldığında, en yüksek gerilim değeri kırmızı renk ile 9,69 MPa olarak gösterilmektedir. En düşük gerilim değeri ise mavi renkte 0 MPa civarındadır. Toplam von Mises geriliminde yoğunluk olarak renk hakimken, küçük parçalar daha yüksek gerilim değerleri (örnek olarak, mavi ve sarı renkler ile) gözlemlenmektedir.

Kortikal kemik von Mises geriliminde en yüksek gerilim değeri 9.69 MPa olarak kırmızı renkte, en düşük gerilim değeri ise mavi renkte 0 MPa olarak görülmektedir. Bu grafikte, özellikle implant çevresi ve kortikal kemikte daha yüksek gerilim değerleri (sarı, yeşil ve kırmızı renkler) dikkat çekmektedir.

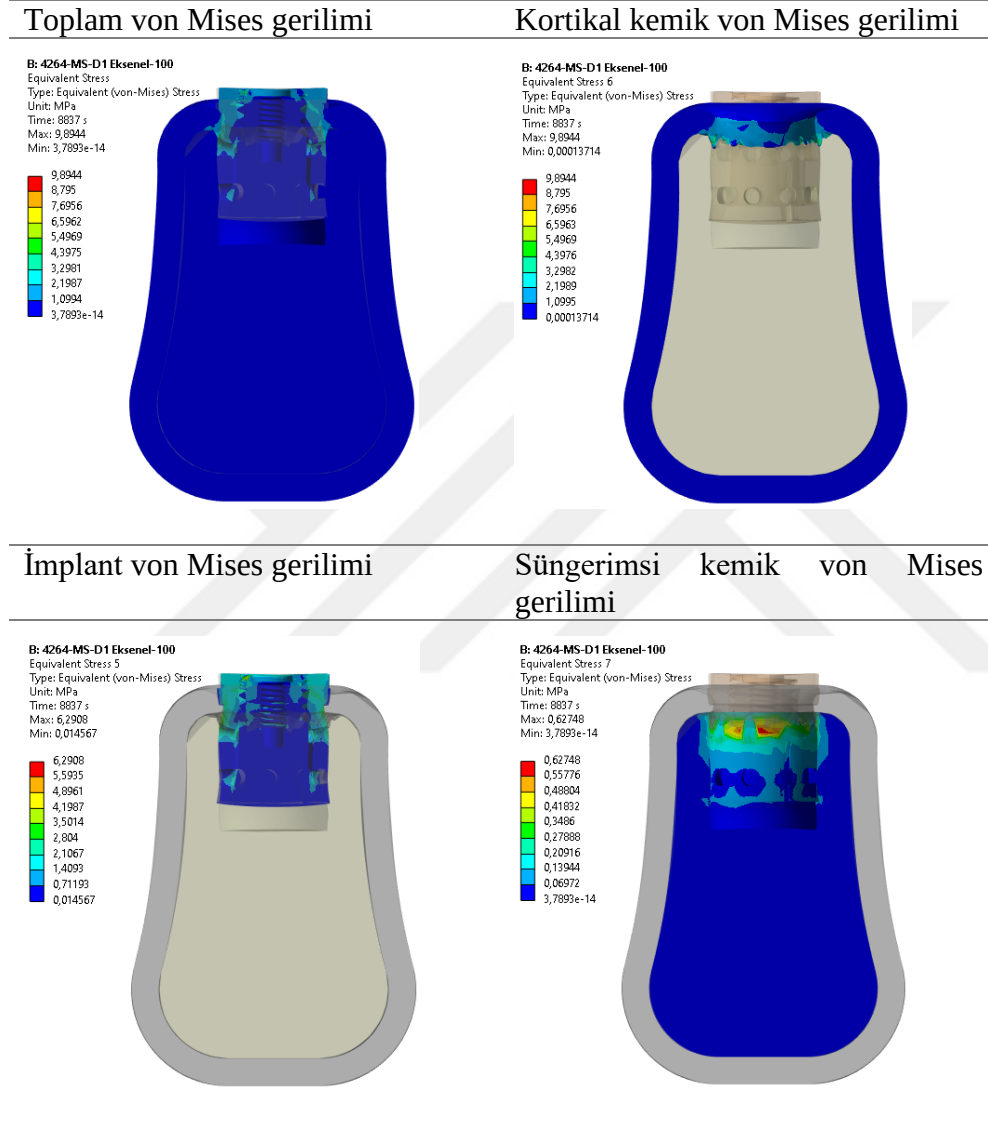
İmplant von Mises geriliminde, en yüksek gerilim değeri 7.59 MPa olarak sarı ve kırmızı renkler ile karşımıza çıkıyor. En düşük gerilim değeri ise 0 MPa olarak mavi renkte gözlemlenmektedir. İmplantın üst kısmında çeşitli seviyelerde gerilim değerleri (özellikle yeşil ve sarı renkler) belirgin hale gelir.

Son olarak, süngerimsi kemik von Mises geriliminde, en yüksek gerilim değeri 9.69 MPa olarak kırmızı renkte ortaya çıktı. En düşük gerilim değeri yine mavi renkte 0 MPa olarak belirlendi. Süngerimsi kısımlarda yüksek gerilim bölgeleri (örneğin yeşil ve sarı renkler) özellikle implantın üst kısmında dikkat çekmektedir. Gerilimin genel olarak süngerimsi kemikte daha homojen bir dağılım gösterdiği ancak bazılarının yoğunlaştığı gözlemlenmektedir.

Özetlemek gerekirse, bu sınırlarında toplam von Mises gerilimi, kortikal kemik şiddeti, implant gerilimi ve süngerimsi kemik şiddetinin büyüklüğü. En yüksek gerilim değerleri genellikle kırmızı renk ile gösterilmiş ve yaklaşık 9.69 MPa civarındayken, en düşük gerilim değerleri mavi renkte 0 MPa olarak belirlenmiştir. Kortikal kemik ve implant çevresindeki gerilimlerin daha yüksek olduğu, süngerimsi kemikte ise daha

homojen bir gerilim durumunun bulunduğu gözlenmektedir. Bu örnekler, implantın mekanik desteği ve stabilitesini değerlendirmek için kritiktir ve implant tasarımında göz önünde bulundurulmalıdır.

Şekil 3.37'ye göre, toplam deformasyon en yüksek seviyede implantın çevresini çevreleyen kortikal kemikte yoğunlaşmıştır.



Şekil 3.36. Gömlekli implant (D1), 8833 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü

Kortikal kemik deformasyonu, daha lokalize bir şekilde üst bölgelerde odaklanırken, implantta deformasyon daha homojen bir dağılım göstermekte ve daha düşük seviyelerde kalmaktadır. Süngerimsi kemikte deformasyon, kortikal kemiğe göre daha yaygın bir şekilde dağılmış, ancak genel olarak daha düşük seviyelerde gözlemlenmiştir. Şekil 3.37'de implantın dört farklı deformasyon türü için verilen

grafikte ANSYS renk skalası kullanılarak yapılan analiz sonuçları gösterilmektedir. Deformasyon türleri toplam deformasyon, kortikal kemik deformasyonu, implant deformasyonu ve süngerimsi kemik deformasyonu olarak dört farklı şekilde sınıflandırılmıştır. Değerler mikron metre (μm) cinsinden ifade edilmiştir.

Toplam şekil grafiğine bakıldığında, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkte $114.8 \mu\text{m}$ olarak görülmektedir. En düşük sıcaklık değeri ise mavi renkte $0.02 \mu\text{m}$ 'dir. Bu grafik, implantın üst kısmında kırmızı ve turuncu renklerin yoğun olduğu bölgeye dikkat çekmektedir, ancak aynı zamanda yüksek deformasyon da görülmektedir.

Kortikal kemik deformasyonu grafiğinde, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkte $114.8 \mu\text{m}$ olarak belirlendi. En düşük sıcaklık değeri ise mavi renkte $0.11 \mu\text{m}$ 'dir. Kortikal kemikte, implantın çevresinde ve üst kısmında daha yüksek deformasyon alanları (yeşil ve kırmızı renkler) dikkat çekmektedir.

İmplant şekli grafiğinde, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkli $5.18 \mu\text{m}$ olarak gözlenmiştir. En düşük sıcaklık değeri ise mavi renkte $0.02 \mu\text{m}$ 'dir. Bu grafikte, implantın üst kısmı yeşil ve kırmızı renklerin yoğun olduğu yüksek deformasyon bölgeleri görülmektedir.

Süngerimsi kemik deformasyonu grafiğinde, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkte $114.8 \mu\text{m}$ olarak görülmektedir ve en düşük deformasyon değeri mavi renkte $0.02 \mu\text{m}$ 'dir. Süngerimsi kemik bölgesinde, kırmızı, turuncu ve sarı renklerin yoğun olduğu alanlarda yüksek deformasyon bölgelerini işaret etmektedir, özellikle implantın üst kısmındaki deformasyon daha fazla yoğunlaşmıştır.

Genel olarak grafikleri incelediğimizde, toplam deformasyon, kortikal kemik deformasyonu, implant deformasyonu ve süngerimsi kemik deformasyonları farklı sıcaklık durumları gösterilmektedir. En yüksek deformasyon değerleri genellikle kırmızı renkte gösterilmekte ve çeşitli bağlantıların maksimum yük taşıma kapasitesinin zorlandığı görülebilmektedir.

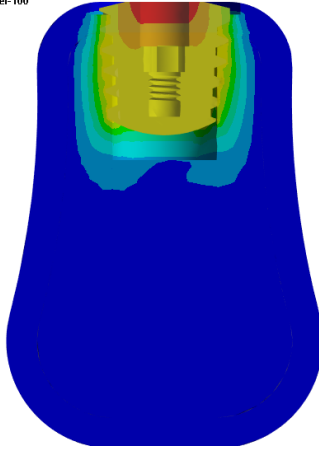
Şekil 3.38'ye göre toplam von Mises gerilimi, kortikal kemik von Mises gerilimi, implant von Mises gerilimi ve süngerimsi kemik von Mises gerilimi. İlk görüntüde, en yüksek gerilim implantın çevresindeki kortikal kemikte gözlemlenmektedir. Kortikal kemikte gerilim, üst bölgelerde daha yoğunlaşırken, implantın üzerindeki gerilim daha düşük ve daha homojen dağılmıştır.

Toplam deformasyon

Kortikal kemik deformasyonu

N: Copy of MS-M Eksenel-100
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 3116 s
Max: 0.00059741
Min: 0

0.00059741
0.00053103
0.00046465
0.00039827
0.00033189
0.00026551
0.00019914
0.00013276
6.6379e-5
0



N: Copy of MS-M Eksenel-100
Total Deformation 6
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 3116 s
Max: 0.00044881
Min: 0

0.00044881
0.00039894
0.00034907
0.0002992
0.00024934
0.00019947
0.0001496
9.9735e-5
4.9867e-5
0

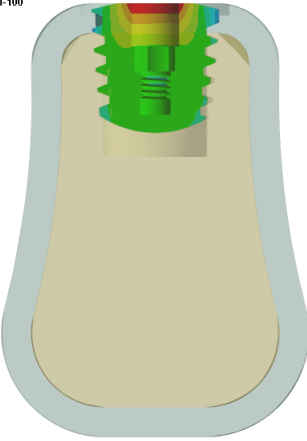


İmplant deformasyonu

Süngerimsi kemik deformasyonu

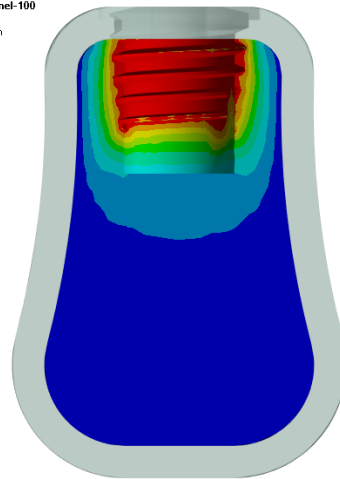
N: Copy of MS-M Eksenel-100
Total Deformation 2
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 3116 s
Max: 0.00059741
Min: 0.00030194

0.00059741
0.00056458
0.00053175
0.00049892
0.00046609
0.00043326
0.00040043
0.0003676
0.00033477
0.00030194



N: Copy of MS-M Eksenel-100
Total Deformation 7
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 3116 s
Max: 0.00046246
Min: 0

0.00046246
0.00041107
0.00035969
0.00029891
0.00025692
0.00020554
0.00015415
0.00010277
5.1384e-5
0



Şekil 3.37. Mevcut implant (K), 3100 çiğneme sayısı için FEA deformasyon görüntüsü

Süngerimsi kemikte gerilim, kortikal kemiğe kıyasla daha yaygın olarak dağılmış ve genellikle daha düşük seviyelerdedir. Şekil 3.38’de verilen grafikte, ANSYS renk skalası için bir implantın farklı von Mises gerilim gerilimleri kullanılarak yapılan analiz sonuçları gösterilmektedir. Bu analizler, toplam Mises gerilimi, kortikal kemik von Mises gerilimi, implant von Mises gerilimi ve süngerimsi kemik von Mises şiddeti olarak dört kategoride sınıflandırılır. Değerler megapascal (MPa) cinsinden ifade edilmiş ve bilimsel sayı düzeni kullanılmıştır.

Toplam von Mises gerilimi grafiğine bakıldığında, en yüksek gerilim değeri kırmızı renkte 31.11 MPa olarak gözlenmektedir. En düşük gerilim değeri mavi renkte yaklaşık 0 MPa olarak ifade edilmiştir. Bu grafikte, mavi renk geniş bir alan

kaplamaktadır, ancak düşük gerilim bölgelerinin hakim olduğu görülmektedir. Buna karşılık, kırmızı ve turuncu bölgedeki yüksek gerilim devam ediyor.

Kortikal kemik von Mises geriliminde, en yüksek gerilim değeri kırmızı renkte 10.10 MPa olarak belirlendi. En düşük gerilim değeri mavi renkte yaklaşık 0MPa'dır. Kortikal kemikte, implantın çevresinde ve üst kısmında dikkat edilmesi gereken yüksek gerilim bölgeleri (sarı, yeşil ve kırmızı renkler) bulunmaktadır. Bu, kemik-implant etkileşimindeki gerilimin yüksek olduğunu göstermektedir.

İmplant von Mises gerilim grafiğinde, en yüksek gerilim değeri kırmızı renkte 27.01 MPa olarak gözlenmiştir. En düşük gerilim değeri mavi renkte yaklaşık 0 MPa'dır. İmplantın üst kısmı yeşil ve kırmızı renklerle temsil edilen yüksek gerilim alanlarına dikkat çekmektedir. Daha düşük gerilimler ise implantın taban kısmında gözlenmektedir.

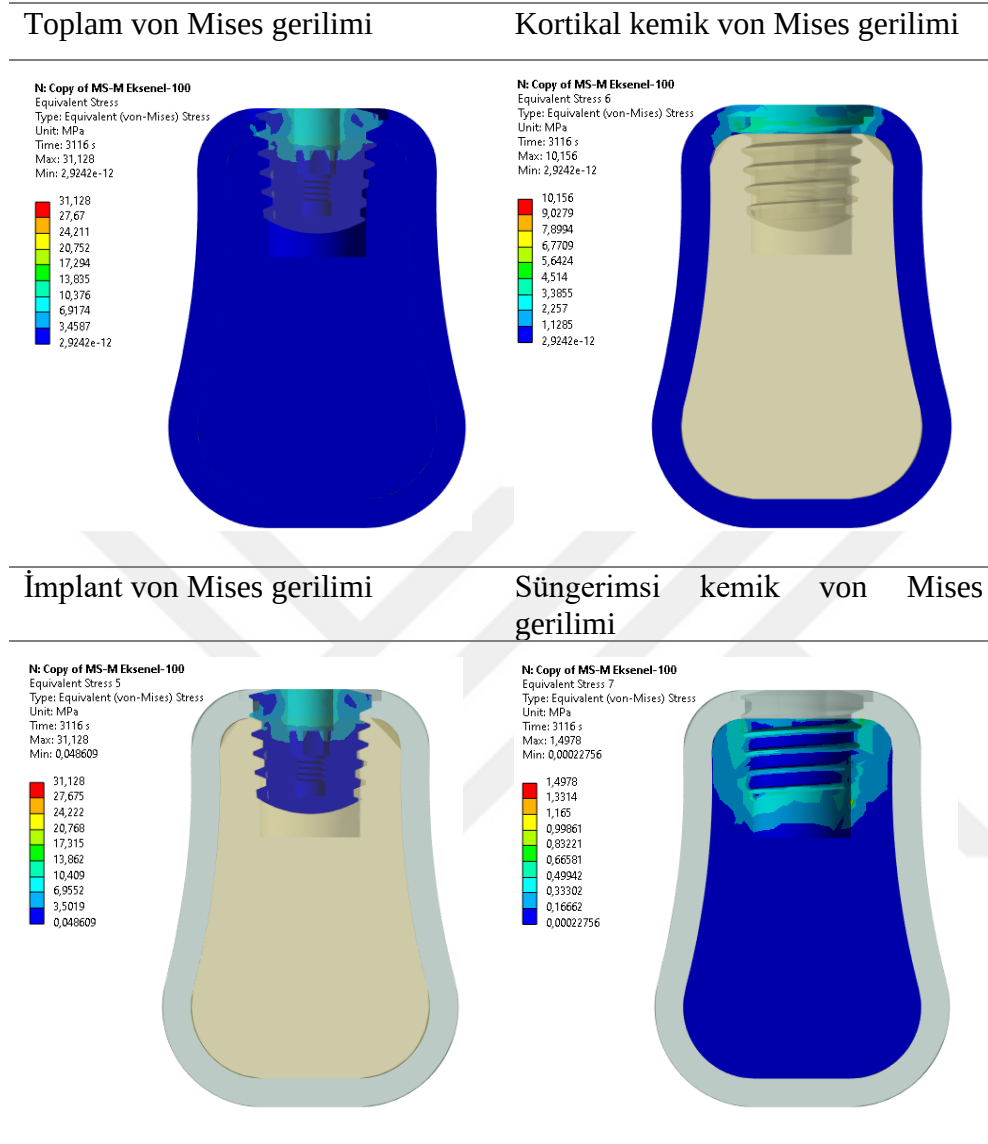
Şekil 3.39'a göre toplam deformasyon en yüksek seviyede implantın çevresindeki bölgede, özellikle kortikal kemikte yoğunlaşmış olarak gözlemlenmektedir.

Kortikal kemikte deformasyon, üst bölgelerde daha lokalize olmuşken, implant üzerindeki deformasyonun daha düşük ve homojen dağıldığı görülmektedir. Süngerimsi kemikte deformasyon ise daha yaygın bir dağılım sergilerken, genel olarak daha düşük seviyelerde ortaya çıkmaktadır. Şekil 3.39'da ilk olarak, toplam deformasyon grafiğine bakıldığında, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkle temsil edilen 27.71 μm olarak görülmektedir. En düşük değişim değeri ise mavi renkle temsil edilen 0 μm 'dir. Bu grafik, implantın üst kısmında ve kırmızı, sarı ve yeşil renkler yoğun bir şekilde yüksek deformasyon gösterdiğini, bu da bu durumda daha fazla deformasyon olduğunu işaret etmektedir.

Kortikal kemik deformasyonu grafiğinde, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkle temsil edilen 4.80 μm olarak belirlendi. En düşük sıcaklık değeri ise mavi renkte 0 μm 'dir. Kortikal kemikte, implantın çevresinde ve üst kısmında dikkat çekici yüksek deformasyon alanları (sarı, yeşil ve kırmızı renkler) bulunmaktadır. Bu, kemik-implant transfer bölgesinde önemli deformasyonların mevcut olduğunu göstermektedir.

İmplant şekli grafiğinde, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkle belirtilen 2.00 μm olarak gözlenmiştir. En düşük sıcaklık değeri ise mavi renkte 0 μm 'dir. Bu grafikte, implantın üst kısmında yeşil ve kırmızı renklerin hakim olduğu yüksek deformasyon

alanlarına dikkat çekilmektedir. İmplantın taban kısmında ise daha düşük deformasyonlar gözlemlenmektedir.



Şekil 3.38. Mevcut implant (K), 3100 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü

Son olarak, süngerimsi kemik deformasyonu grafiğinde, en yüksek deformasyon değeri kırmızı renkle temsil edilen 27.71 μm olarak belirtildi. En düşük sıcaklık değeri ise mavi renkte 0 μm 'dir. Süngerimsi kemik bölgesinde kırmızı, sarı ve yeşil renklerin yoğun olduğu bölgede, yüksek deformasyonlar görülmektedir. Bu alanların implantın üst kısmında daha belirgindir.

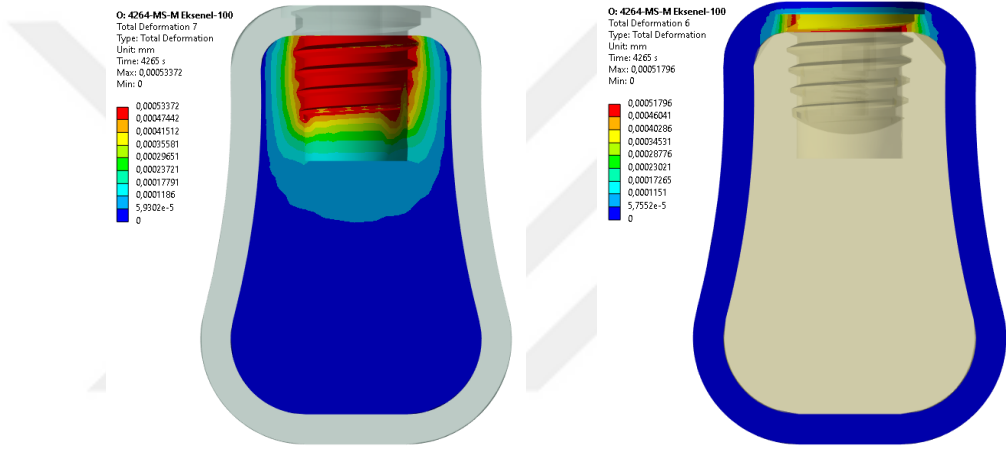
Şekil 3.40'a göre, toplam deformasyon, en yüksek seviyede implantın çevresindeki kortikal kemikte ortaya çıkmaktadır. Kortikal kemikte deformasyon, daha çok üst

bölgelerde yoğunlaşırken, implant üzerindeki deformasyon daha düşük seviyelerde ve homojen bir şekilde dağılmıştır.

Süngerimsi kemikte deformasyon ise daha geniş bir alana yayılmış, ancak genel olarak daha düşük seviyelerde görülmektedir. Bu analiz, implant ve kemik yapıların mekanik yük altında nasıl davrandığını anlamak açısından önem taşır ve biyomekanik tasarım süreçlerinde rehberlik edebilir. Analiz sonuçları, implant çevresindeki kortikal kemikte deformasyon ve gerilimin belirgin bir şekilde yoğunlaştığını göstermektedir. İmplantta ise deformasyon ve gerilim genellikle daha homojen ve düşük seviyelerde kalmaktadır.

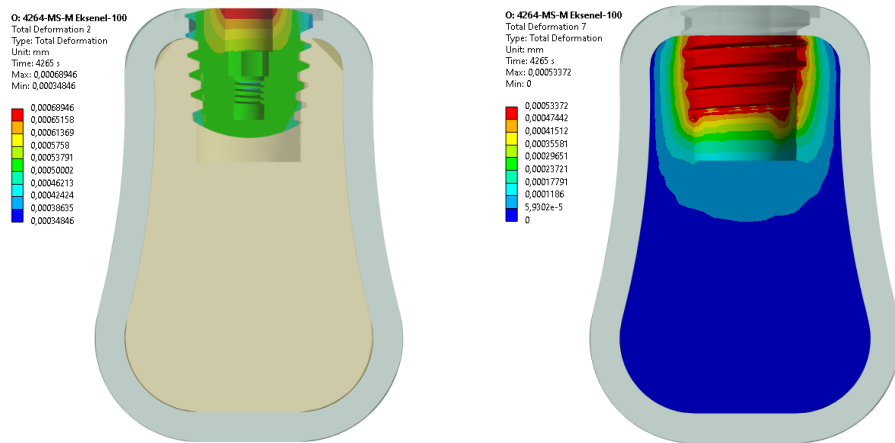
Toplam deformasyon

Kortikal kemik deformasyonu



İmplant deformasyonu

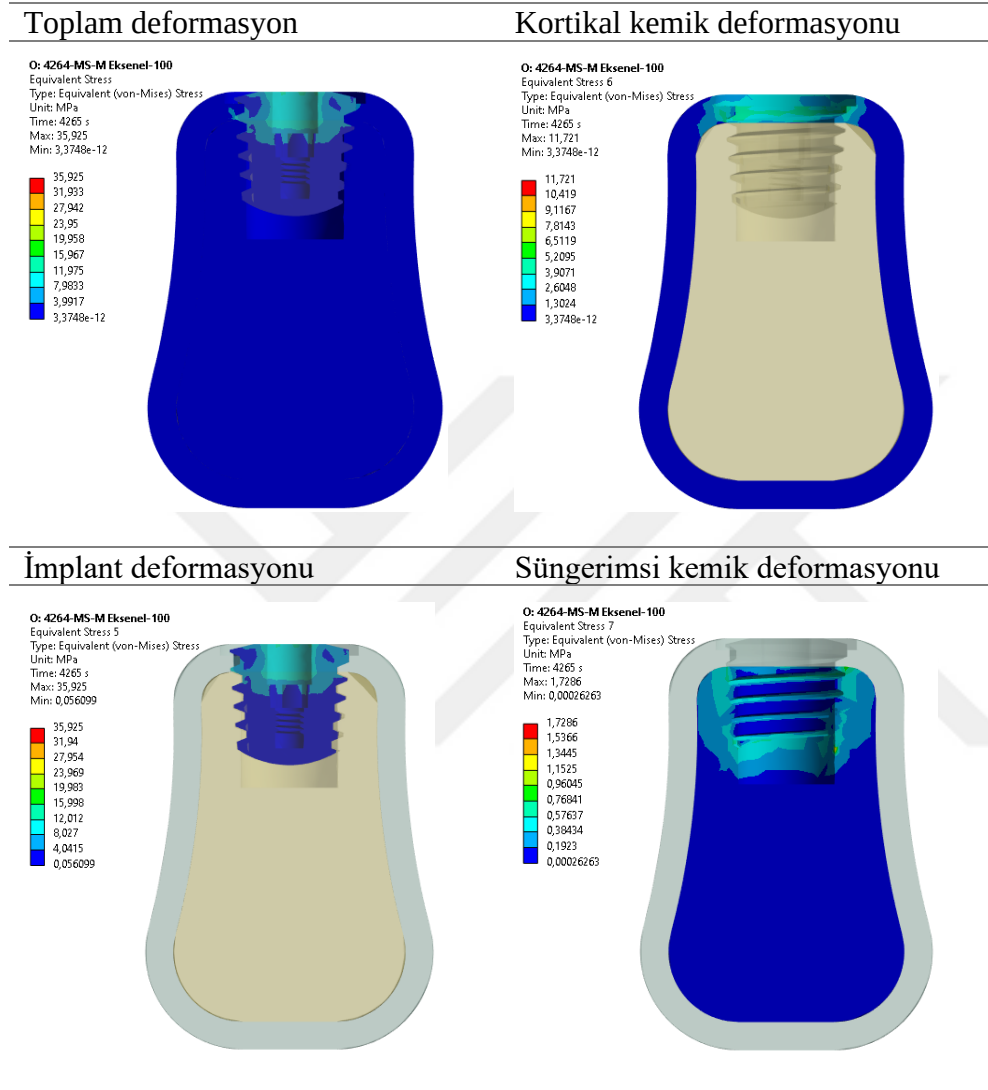
Süngerimsi kemik deformasyonu



Şekil 3.39. Mevcut implant (K), 4250 çığneme sayısı için FEA görüntüsü

Süngerimsi kemik yapısında, deformasyon ve gerilim daha yaygın olarak dağılsa da genellikle daha düşük seviyelerde olmaktadır. Şekil 3.40'da ilk olarak toplam von Mises gerilim grafiğinde, en yüksek gerilim değeri kırmızı renkle belirtilen 35.98 MPa

olarak görülmektedir. En düşük gerilim değeri ise mavi renkle yaklaşık 0MPa'dır. Grafikte, mavi renk geniş bir alan kapsamakta ve düşük gerilim bölgelerini göstermektedir. Bununla birlikte üst gerilim kırmızı ve turuncu renklerle gösterilen yüksek gerilim alanlarına dikkat çekmektedir.



Şekil 3.40. Mevcut implant (K), 4250 çiğneme sayısı için FEA von Mises gerilimi (MPa) görüntüsü

Kortikal kemik von Mises gerilim tablosunda, en yüksek gerilim değeri kırmızı renkte 11.71 MPa olarak belirtildi. En düşük gerilim değeri mavi renkte yaklaşık 0MPa'dır. Kortikal kemikte, implantın çevresinde ve özellikle üst bölgedeki yüksek gerilim alanları (sarı, yeşil ve kırmızı renkler) gözlenmektedir. Bu da implant ve kortikal kemik arasındaki iletim bölgesinde yüksek gerilim olduğunu göstermektedir.

İmplant von Mises gerilim grafiğinde, en yüksek gerilim değeri kırmızı renkte 35.98 MPa olarak gözlenmiştir. En düşük gerilim değeri mavi renkte yaklaşık 0MPa'dır.

İmplantın üst kısmı yeşil ve kırmızı renklerle temsil edilen yüksek gerilim alanlarına dikkat çekmektedir. Bu alanlardaki gerilimin diğer bölgelere göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Tablo 3.4. İmplant montajı yapılmış kemiğin pnömotik deney test düzeneğinde 2954, 3100, 4250 ve 8833 baskılardaki kemik çap değişimi

	Gömlekli implant (D1)		Mevcut implant (K)	
Kemik delme ölçüsü	Ø4,9mm		Ø3,9mm	
Çiğneme sayısı	2954	8833	3100	4250
Test sonu kemik çapı	Ø5,01mm	Ø5,44mm	Ø4,25mm	Ø4,4mm
Kemik büyüme ölçüsü	Ø0,11mm	Ø0,5mm	Ø0,11mm	Ø0,42mm

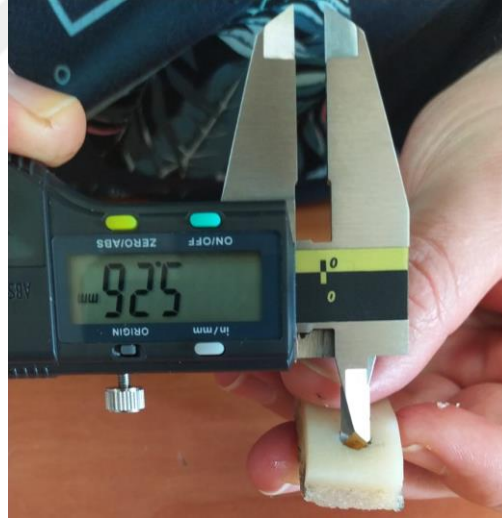
Tablo 3.4, implant montajı yapılmış kemiğin pnömotik deney test düzeneğinde 2954, 3100, 4250 ve 8833 baskılardaki kemik çap değişimlerini göstermektedir. Baskı sonrası deformasyon örnek resmi olarak gösterilen gömlekli implant kemik numunesi (Şekil 3.41) ve mevcut implant kemik numunesi (Şekil 3.42) üzerinden dijital kumpas (Şekil 3.43) ile çap ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümler Tablo 3.4’de verilmiştir. Gömlekli implant (D1) ve mevcut implant (K) karşılaştırılmaktadır. Gömlekli implant (D1) için kemik delme ölçüsü Ø4.9mm olup, 2954 çiğneme sonrası kemik çapı Ø5.01mm ve 8833 çiğneme sonrası Ø5.44mm olmuştur. Buna bağlı olarak kemik büyüme ölçüsü 2954 çiğnemede Ø0.11mm iken, 8833 çiğnemede Ø0.5mm’ye çıkmıştır. Mevcut implant (K) için kemik delme ölçüsü Ø3.9mm olup, 3100 çiğneme sonrası kemik çapı Ø4.25mm ve 4250 çiğneme sonrası Ø4.4mm olmuştur. Bu durumda kemik büyüme ölçüsü 3100 çiğnemede Ø0.11mm iken, 4250 çiğnemede Ø0.42mm olmuştur. Her iki implant türü de çiğneme sayısı arttıkça kemik çapında bir artış göstermiş, ancak gömlekli implant (D1) daha fazla çiğneme sonrası daha büyük bir kemik büyümesi sağlamıştır. Çaptaki bu değişiklikler ANSYS de elde edilen deformasyon değerleri karşılaştırılmış ve simulasyon değeri ile pnömatik baskı sonrası deformasyon değerleri doğrulanmıştır.



Şekil 3.41. 4265 baskı sonrası gömlekli implant montaj edilmiş kemik numunesindeki deformasyonu.



Şekil 3.42. 3100 baskı sonrası mevcut (klasik) implant montaj edilmiş kemik numunesindeki deformasyonu.



Şekil 3.43. 3100 ve 4295 baskı sonrası kemik deformasyonun ölçülmesi.

4. SONUÇLAR

Literatür çalışmaları, implant ve abutment montaj sistemlerinde kullanılan farklı tasarımların biyomekanik performansı üzerindeki etkisini incelemeye odaklanmaktadır. Özellikle titanyum alaşımları (örneğin, Ti6Al4V), yüksek biyouyumluluğu ve dayanıklılığı ile öne çıkarak dental implant uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, implant-abutment bağlantısındaki gerilme yığılmalarını minimize etmek ve uzun vadeli klinik başarıyı sağlamak amacıyla yeni bağlantı sistemlerinin araştırılması önemli hale gelmiştir. Bu doğrultuda, "Dental İmplant (Ti6Al4V) ve Abutment Montajlarında Farklı Sistem Alternatifleri Olarak Mekanik Sıkıştırıcıların Araştırılması ve Sonlu Elemanlar Analizi" başlıklı bu tez çalışmasında, mekanik sıkıştırıcıların dental implant ve abutment montaj sistemlerinde bir alternatif olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Literatürde gömlekli implantlar, vidalı ve basit sıkıştırmalı bağlantılar gibi çeşitli montaj sistemlerinin implant stabilitesi ve kemik dokusu üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu tez, mekanik sıkıştırıcıların biyomekanik performansını ve çene kemiği üzerindeki yük dağılımını analiz ederek dental implant tasarımlarında yenilikçi bir perspektif sunmayı hedeflemektedir.

Bu çalışmada, dental implant sistemlerinde kullanılan alternatif tasarımlar ve malzemeler ile gömlekli implant modellerinin biyomekanik performansları üzerine kapsamlı analizler gerçekleştirilmiştir. Literatürdeki araştırmalar, dental implantların çene kemiği üzerindeki gerilme dağılımını optimize etmenin uzun vadeli klinik başarı açısından kritik olduğunu ortaya koymaktadır. Geleneksel implant geometrilerinin aksine, gömlekli implantlar ve alternatif abutment tasarımlarının, yük dağılımını daha homojen bir şekilde sağladığı ve böylece implant etrafındaki kemik dokusunun daha iyi korunduğu anlaşılmaktadır. Bu bağlamda, araştırmamız gömlekli implant tasarımının biyomekanik olarak daha dengeli bir stres dağılımı sunduğunu ve bu özelliğin uzun ömür ve dayanıklılık açısından klinik avantaj sağlayabileceğini doğrulamıştır.

Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar analizi yöntemi, farklı implant sistemlerinin eksenel ve eğik yükler altında davranışlarını detaylı bir şekilde simüle etmiştir. Analiz sonuçları, gömlekli implantların geleneksel tasarımlara kıyasla çene kemiği üzerinde daha az stres birikimine yol açtığını ve yükün implant boyunca homojen bir şekilde dağıldığını göstermektedir. Özellikle, çap yönünde genişleyen gömlek yapısının stresin eksenel olarak yayılmasına yardımcı olduğu ve kemikte aşırı stres noktalarını minimize ettiği gözlemlenmiştir. Bu durum, implant çevresindeki kemiğin korunmasını sağlayarak kemik kaybını önlemeye katkı sağlamaktadır.

Alternatif abutment geometrileri de bu çalışmada önemli bir yere sahiptir. Farklı malzeme ve geometrik özelliklerle tasarlanan abutment modelleri, implant sisteminin yük taşıma kapasitesini ve biyomekanik stabilitesini önemli ölçüde etkilemiştir. Örneğin, viskoelastik malzemelerden üretilen abutment modelleri, stres birikimini azaltarak çiğneme sırasında implant sisteminde oluşan gerilmeleri homojen bir şekilde dağıtmıştır. Bu özellik, abutmentin dayanıklılığını artırmakla kalmayıp, aynı zamanda implant-abutment bağlantısında daha dengeli bir yük taşıma performansı sergilemiştir. Viskoelastik malzemeler ve geniş yüzey alanına sahip abutment tasarımları, özellikle yüksek gerilme altındaki çiğneme hareketleri sırasında oluşan stres birikimlerini minimize ederek implant sisteminin genel stabilitesine olumlu katkı sağlamıştır.

DeneySEL çalışmalar ise teorik analizleri destekler nitelikte sonuçlar sunmuştur. Bu çalışmada gömlekli implant prototipleri, geleneksel implant modelleriyle karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve inek kaval kemiğine yerleştirilerek yükleme testlerine tabi tutulmuştur. Pnömatik düzenek ile gerçekleştirilen testlerde, gömlekli implantların kemiğe daha az stres aktardığı ve deformasyon oranlarının daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgu, gömlekli implant tasarımının biyomekanik açıdan avantaj sağladığını ve geleneksel implant sistemlerine kıyasla daha uzun süre stabil kalabileceğini göstermektedir.

Özellikle implant çapı ve uzunluğu gibi parametrelerin kemik üzerinde oluşan stres birikiminde etkili olduğu, geniş çaplı implant tasarımlarının kortikal kemikte gerilme dağılımını optimize ederek süngerimsi kemiği koruduğu anlaşılmıştır. Çalışmada elde edilen veriler, implant çapının artmasının gerilme yoğunluğunu azalttığını ve implant etrafındaki kemiğin bütünlüğünü desteklediğini ortaya koymaktadır. Bu özellik, implantın uzun vadeli başarısında önemli bir faktör olarak değerlendirilmektedir.

Çalışmada kullanılan sonlu elemanlar analizi ve deneysel bulgular, literatürdeki diğer araştırmalarla uyumlu sonuçlar ortaya koymuştur. Elde edilen veriler doğrultusunda, gömlekli implant tasarımının daha homojen bir yük dağılımı sağlayarak kemik dokusuna daha az gerilim aktardığı ve dolayısıyla kemik kaybı riskini azalttığı sonucuna ulaşılmıştır. Alternatif abutment geometrilerinin implant-abutment bağlantısındaki stres birikimini minimize ettiği ve implant stabilitesini artırdığı gözlemlenmiştir. Viskoelastik ve yüzey alanı artırılmış abutment tasarımlarının çiğneme süspansiyonu sağlayarak daha dayanıklı bir performans sergilediği anlaşılmıştır.

Elde edilen analiz sonuçları ve deneysel sonuçlara göre;

1. Gömlekli implantlar, literatürde belirtilen homojen stres dağılımı sağlama avantajını deneysel olarak da doğrulamaktadır.
2. Sonlu elemanlar analizleri, gömlekli implantların kemik üzerindeki gerilme birikimlerini geleneksel modellere göre daha homojen bir şekilde dağıttığını göstermektedir.
3. Viskoelastik malzemelerle tasarlanan alternatif abutment geometrileri, çiğneme kuvvetlerinin abutment yüzeyine etkisini minimize ederek implant stabilitesini artırmaktadır.
4. Deneysel bulgular, gömlekli implant tasarımının geleneksel implant modellerine kıyasla daha uzun ömürlü olabileceğine işaret etmekte, biyomekanik performansı iyileştirdiğini göstermektedir.

çıkarımları yapılmıştır.

Ayrıca tez çıktısı olarak, patent başvuruları yapılmıştır. Sakarya Üniversitesi adına başvurusu yapılan patentler, diş implantları alanında yenilikçi tasarımlar içermektedir. İlk patent başvurusu, 2023/005163 numarası ile 10 Mayıs 2023 tarihinde yapılmış ve "Gömlekli Diş İmplantı" başlığını taşımaktadır. Bu buluş, implant boyutu ve çapına göre adım adım delik açma ihtiyacını ortadan kaldıran özel bir gömlekli diş implantı üzerine yoğunlaşmaktadır. Buluş sahipleri arasında Mehmet Onur Yağır, Şaduman Şen ve Uğur Şen yer almakta olup, başvuru sahibi Sakarya Üniversitesi Rektörlüğü'dür.

İkinci patent başvurusu ise 2023/014327 numarası ile 3 Kasım 2023 tarihinde yapılmış ve "Manyetik Montajlı İmplant Komplexi" başlığını taşımaktadır. Bu buluş, manyetik alan kuvveti yardımıyla yapıştırma, vidalama veya mekanik sıkıştırma olmaksızın implantın diş protezine tutunmasını sağlayan bir mıknatıslı vida kompleksine sahiptir. Bu başvurunun sahipleri yine Mehmet Onur Yağır, Uğur Şen ve Bülent Yağır olarak listelenmiştir ve başvuru sahibi Sakarya Üniversitesi Rektörlüğü'dür. Her iki patent başvurusu da diş hekimliği alanında yenilikçi çözümler sunmayı hedeflemekte ve üniversitenin fikri mülkiyet portföyüne katkı sağlamaktadır.

Üçüncü patent başvurusu ise 2023/07116 numarası ile 12 Aralık 2023 tarihinde yapılmıştır ve "Diş İmplantı Kompleksinde Gerçek Diş Elastoplastik ve Sınırlı Visko Elastik Hareketine Uyumlu Küresel ve Eliptik Geometrilili Abutment Kullanımı" başlığını taşımaktadır. Bu buluş, implant ve kaplama arasında uyum sağlayarak elastoplastik ve visko elastik hareketi destekleyen biyoyumlu polimerik malzemelerin kullanımını içermektedir. Başvuru sahipleri olarak Sakarya Üniversitesi Rektörlüğü, Uğur Şen, Mehmet Onur Yağır ve Şaduman Şen listelenmiştir. Bu başvuru, diş hekimliği alanında yenilikçi çözümler sunarak üniversitenin fikri mülkiyet portföyüne katkıda bulunmaktadır.

Gelecekte implant tasarımında daha yüksek biyomekanik performans sağlayan çözümlerin geliştirilmesi için;

1. Malzeme Geliştirme: İmplant ve abutment sistemlerinde kullanılan malzemeler, biyomekanik performansı artırmak için daha esnek ve biyoyumlu alternatifler içerecek şekilde geliştirilmesi, özellikle biyoyumlu polimerler ve kompozit malzemeler üzerine yapılacak çalışmaların yapılması,
2. Yüzey Modifikasyonları: İmplantların yüzeyleri üzerinde osseointegrasyonu hızlandırıcı biyolojik kaplamalar veya anti-bakteriyel kaplamalar uygulanarak iyileşme süreçlerinin iyileştirilmesi,
3. Dinamik Yükleme Çalışmaları: İmplant sistemlerinin dinamik yükleme (çiğneme kuvvetleri gibi) altındaki davranışlarının daha ayrıntılı incelenmesi,
4. Hastaya Özgü Tasarımlar: Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve üretim (CAM) teknolojilerinin kullanımıyla, her hastanın benzersiz anatomik yapısına uyacak şekilde kişiselleştirilmiş implant tasarımların geliştirilmesi,

5. Yapay Zekâ ve Makine Öğrenimi Uygulamaları: İmplant yerleştirme sürecini optimize etmek için yapay zekâ tabanlı simülasyon modelleri geliştirilmesi,
6. Klinik Çalışmalar: Simülasyon ve laboratuvar testlerinden elde edilen bulguların klinik ortamda doğrulanması amacıyla uzun vadeli klinik çalışmaların yapılması,

konularının irdelenmesi önerilmektedir.

Sonuç olarak, bu çalışma, dental implantlarda yeni tasarımsal yaklaşımların biyomekanik performans üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Gömlekli implant ve viskoelastik abutment modelleri, yük dağılımını optimize ederek implant sisteminin uzun vadeli klinik başarısını desteklemektedir. Elde edilen bulgular, dental implant tedavisinde mevcut uygulamalara alternatif olarak değerlendirilebilecek yeni tasarımlar sunmaktadır ve bu tasarımlar klinik uygulamalarda implant ömrünü artırmaya yönelik değerli bir katkı sağlamaktadır.



KAYNAKLAR

- [1] C. E. Misch *et al.*, “Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference,” *Implant Dent*, vol. 17, no. 1, pp. 5–15, 2008, doi: 10.1097/ID.0B013E3181676059.
- [2] J. E. Lemons, “Biomaterials, Biomechanics, Tissue Healing, and Immediate-Function Dental Implants,” *Journal of Oral Implantology*, vol. 30, no. 5, pp. 318–324, Oct. 2004, doi: 10.1563/0712.1.
- [3] F. Burny *et al.*, “Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants,” *Med Eng Phys*, vol. 22, no. 7, pp. 469–479, Sep. 2000, doi: 10.1016/S1350-4533(00)00062-X.
- [4] T. Kim, C. W. See, X. Li, and D. Zhu, “Orthopedic implants and devices for bone fractures and defects: Past, present and perspective,” *Engineered Regeneration*, vol. 1, pp. 6–18, Jan. 2020, doi: 10.1016/J.ENGREG.2020.05.003.
- [5] E. B. Taddei, V. A. R. Henriques, C. R. M. Silva, and C. A. A. Cairo, “Production of new titanium alloy for orthopedic implants,” *Materials Science and Engineering: C*, vol. 24, no. 5, pp. 683–687, Nov. 2004, doi: 10.1016/J.MSEC.2004.08.011.
- [6] E. A. M. Costa and E. M. Psaltikidis, “Pacemaker reuse: Systematic review of the technical, ethical and regulatory policy aspects,” *Ethics Med Public Health*, vol. 24, p. 100817, Oct. 2022, doi: 10.1016/J.JEMEP.2022.100817.
- [7] R. Dey, N. Dey, R. S. Dhar, U. Mondal, S. B. Thanikanti, and N. Nwulu, “Advances in controller design of pacemakers for pacing control: A comprehensive review,” *Annu Rev Control*, vol. 57, p. 100930, Jan. 2024, doi: 10.1016/J.ARCONTROL.2023.100930.
- [8] I. El-Battrawy *et al.*, “Prevalence, management, and outcome of adverse rhythm disorders in takotsubo syndrome: insights from the international multicenter GEIST registry,” *Heart Fail Rev*, vol. 25, no. 3, pp. 505–511, May 2020, doi: 10.1007/S10741-019-09856-4/FIGURES/1.
- [9] J. C. Middlebrooks, J. A. Bierer, and R. L. Snyder, “Cochlear implants: the view from the brain,” *Curr Opin Neurobiol*, vol. 15, no. 4, pp. 488–493, Aug. 2005, doi: 10.1016/J.CONB.2005.06.004.
- [10] A. Dhanasingh and C. Jolly, “An overview of cochlear implant electrode array designs,” *Hear Res*, vol. 356, pp. 93–103, Dec. 2017, doi: 10.1016/J.HEARES.2017.10.005.
- [11] S. J. Meikle and Y. T. Wong, “Neurophysiological considerations for visual implants,” *Brain Structure and Function* 227:4, vol. 227, no. 4, pp. 1523–1543, Nov. 2021, doi: 10.1007/S00429-021-02417-2.

- [12] L. N. Ayton *et al.*, “An update on retinal prostheses,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 131, no. 6, pp. 1383–1398, Jun. 2020, doi: 10.1016/J.CLINPH.2019.11.029.
- [13] K. Nowik, E. Langwińska-Wośko, P. Skopiński, K. E. Nowik, and J. P. Szaflik, “Bionic eye review – An update,” *Journal of Clinical Neuroscience*, vol. 78, pp. 8–19, Aug. 2020, doi: 10.1016/J.JOCN.2020.05.041.
- [14] E. Bloch, Y. Luo, and L. da Cruz, “Advances in retinal prosthesis systems,” *Ther Adv Ophthalmol*, vol. 11, Jan. 2019, doi: 10.1177/2515841418817501/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_2515841418817501-FIG5.JPEG.
- [15] “Branemark, P.-I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T. (1985) Tissue-Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Publishing, Co In, US. - References - Scientific Research Publishing.” Accessed: Aug. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.scirp.org/reference/referencespapers?referenceid=3744531>
- [16] U. Pasqualini and M. E. Pasqualini, “THE HISTORY OF IMPLANTOLOGY,” 2009, Accessed: Aug. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK409631/>
- [17] “Dental Implants - Limited to Endodontics.” Accessed: Aug. 07, 2024. [Online]. Available: <https://www.limitedtoendodontics.com/dental-implants/>
- [18] Randolph R. Resnik, “Misch’s Contemporary Implant Dentistry 4th Edition,” *Elsevier Health Sciences*, pp. 279–282, 2020, Accessed: Aug. 07, 2024. [Online]. Available: <https://dokumen.pub/mischs-contemporary-implant-dentistry-4nbsped-0323391559-9780323391559.html>
- [19] A. Jemat, M. J. Ghazali, M. Razali, and Y. Otsuka, “Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants,” *Biomed Res Int*, vol. 2015, no. 1, p. 791725, Jan. 2015, doi: 10.1155/2015/791725.
- [20] T. Albrektsson, P. I. Brånemark, H. A. Hansson, and J. Lindström, “Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man,” *Acta Orthop Scand*, vol. 52, no. 2, pp. 155–170, 1981, doi: 10.3109/17453678108991776.
- [21] O. İ. Anabilim, D. Programı, and L. Tezi, “DİŞ İMPLANTI STABİLİTESİNİN ÖNEMİ VE DEĞERLENDİRİLMESİNDE VE CERRAHİ ÖNCESİ TAHMİN EDİLMESİNDE KULLANILAN TEKNİKLER”.
- [22] B. PI, “Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period,” *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, vol. 16, pp. 1–132, 1977, Accessed: Aug. 07, 2024. [Online]. Available: <https://cir.nii.ac.jp/crid/1571698599982452480>
- [23] C. Piconi and G. Maccauro, “Zirconia as a ceramic biomaterial,” *Biomaterials*, vol. 20, no. 1, pp. 1–25, Jan. 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(98)00010-6.

- [24] F. G. Mangano, U. Hauschild, G. Veronesi, M. Imburgia, C. Mangano, and O. Admakin, “Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: A comparative in vitro study,” *BMC Oral Health*, vol. 19, no. 1, pp. 1–14, Jun. 2019, doi: 10.1186/S12903-019-0792-7/FIGURES/8.
- [25] M. Javaid and A. Haleem, “Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review,” *J Oral Biol Craniofac Res*, vol. 9, no. 3, pp. 179–185, Jul. 2019, doi: 10.1016/J.JOBCR.2019.04.004.
- [26] “ENDODONTİK İMPLANTLAR.” Accessed: Aug. 21, 2024. [Online]. Available: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/279090>
- [27] “All-on-4 - Mini Dental Implants for Dentures - The Ivory Dental.” Accessed: Aug. 22, 2024. [Online]. Available: <https://www.theivorydental.com/en/mini-implant/>
- [28] D. Buser, S. Ingimarsson, K. Dula, and A. Lussi, “Long-Term Stability of Osseointegrated Implants in Augmented Bone: A 5-Year Prospective Study in Partially Edentulous Patients,” 2002, Accessed: Aug. 08, 2024. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/11351567>
- [29] “Subperiosteal İmplant | ÖZEL ERDEM AZİM AĞIZ VE DİŞ SAĞLIĞI POLİKLİNİĞİ.” Accessed: Aug. 07, 2024. [Online]. Available: <https://erdemazim.com.tr/erdemazim/dental-hizmetlerimiz/subperiosteal-implant/subperiosteal-implant/>
- [30] R. Adell, “A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw,” *Int J Oral Surg*, vol. 10, no. 6, pp. 387–416, Jan. 1981, doi: 10.1016/S0300-9785(81)80077-4.
- [31] R. A. Jaffin and C. L. Berman, “The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: A 5-Year Analysis,” *J Periodontol*, vol. 62, no. 1, pp. 2–4, Jan. 1991, doi: 10.1902/JOP.1991.62.1.2.
- [32] G. Gasparini *et al.*, “Clinical Outcomes of CAD-CAM Subperiosteal Implants for the Rehabilitation of Atrophic Jaws,” *Dentistry Journal* 2024, Vol. 12, Page 241, vol. 12, no. 8, p. 241, Jul. 2024, doi: 10.3390/DJ12080241.
- [33] A. Cucchi, M. A. Giavatto, J. Giannatiempo, G. Lizio, and G. Corinaldesi, “Custom-Made Titanium Mesh for Maxillary Bone Augmentation With Immediate Implants and Delayed Loading,” *Journal of Oral Implantology*, vol. 45, no. 1, pp. 59–64, Feb. 2019, doi: 10.1563/AAID-JOI-D-18-00141.
- [34] D. Buser, R. K. Schenk, S. Steinemann, J. P. Fiorellini, C. H. Fox, and H. Stich, “Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs,” *J Biomed Mater Res*, vol. 25, no. 7, pp. 889–902, 1991, doi: 10.1002/JBM.820250708.
- [35] A. Naveau, C. Bou, and A. Sharma, “Evolution of Topics in Maxillofacial Prosthetics Publications,” *International Journal of Prosthodontics*, vol. 31, no. 6, pp. 565–568, Nov. 2018, doi: 10.11607/IJP.5894.
- [36] “Dental Implant Types.” Accessed: Aug. 22, 2024. [Online]. Available: https://www.1888implant.com/mobile/dental_implants.html
- [37] “Zigomatik İmplant.” Accessed: Aug. 09, 2024. [Online]. Available: <https://www.panoramikdis.com.tr/antalya-zigomatik-implant/>

- [38] J. P. Stella and M. R. Warner, "Sinus Slot Technique for Simplification and Improved Orientation of Zygomaticus Dental Implants: A Technical Note.," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 15, no. 6, pp. 889–893, 2000, Accessed: Aug. 08, 2024. [Online]. Available: <https://openurl.ebsco.com/contentitem/edb:36846005?sid=ebsco:plink:crawler&id=ebsco:edb:36846005&crl=c>
- [39] B. E. Pjetursson and N. P. Lang, "Sinus floor elevation utilizing the transalveolar approach," *Periodontol 2000*, vol. 66, no. 1, pp. 59–71, Oct. 2014, doi: 10.1111/PRD.12043.
- [40] U. Covani, B. Orlando, A. D'ambrosio, V. B. Sabattini, and A. Barone, "Immediate rehabilitation of completely edentulous jaws with fixed prostheses supported by implants placed into fresh extraction sockets and in healed sites: A 4-year clinical evaluation," *Implant Dent*, vol. 21, no. 4, pp. 272–279, Aug. 2012, doi: 10.1097/ID.0B013E31825885E0.
- [41] T. Weischer, D. Schettler, and C. Mohr, "Titanium Implants in the Zygoma as Retaining Elements After Hemimaxillectomy.," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 12, no. 2, pp. 1–8, 1997, Accessed: Aug. 08, 2024. [Online]. PMID: 9109271
- [42] B. R. Chrcanovic, A. R. Pedrosa, and A. L. N. Custódio, "Zygomatic implants: A critical review of the surgical techniques," *Oral Maxillofac Surg*, vol. 17, no. 1, pp. 1–9, Mar. 2013, doi: 10.1007/S10006-012-0316-Y/FIGURES/4.
- [43] S. F. Balshi, G. J. Wolfinger, and T. J. Balshi, "A Retrospective Analysis of 110 Zygomatic Implants in a Single-Stage Immediate Loading Protocol.," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 24, no. 2, pp. 335–341, 2009, Accessed: Aug. 08, 2024. [Online]. Available: <https://openurl.ebsco.com/contentitem/edb:43288486?sid=ebsco:plink:crawler&id=ebsco:edb:43288486&crl=c>
- [44] L. D. Campelo and J. R. D. Camara, "Flapless implant surgery: a 10-year clinical retrospective analysis.," *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 17, no. 2, pp. 271–6, Accessed: Aug. 08, 2024. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11958411>
- [45] A. N. Harb *et al.*, "Association between the insulin-like growth factor axis in serum and periodontitis in the Study of Health in Pomerania: an exploratory study," *J Clin Periodontol*, vol. 39, no. 10, pp. 931–939, Oct. 2012, doi: 10.1111/J.1600-051X.2012.01935.X.
- [46] C. E. Misch, "THE FUTURE OF DENTISTRY," 1947.
- [47] "Dental İmplantlar - Lab Akademi." Accessed: Aug. 07, 2024. [Online]. Available: <https://labakademi.com/dental-implantlar/>
- [48] S. Sakka, K. Baroudi, and M. Z. Nassani, "Factors associated with early and late failure of dental implants," *J Investig Clin Dent*, vol. 3, no. 4, pp. 258–261, Nov. 2012, doi: 10.1111/J.2041-1626.2012.00162.X.

- [49] T. Albrektsson and L. Sennerby, "Direct Bone Anchorage of Oral Implants: Clinical and Experimental Considerations of the Concept of Osseointegration.," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 3, no. 1, pp. 30–41, 1990, Accessed: Aug. 20, 2024. [Online]. Available: <https://openurl.ebsco.com/contentitem/edb:37702914?sid=ebsco:plink:crawler&id=ebsco:edb:37702914&crl=c>
- [50] "Dental Implant: A Long-Term Tooth Loss Solution." Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available: <https://mytowncenterdental.com/solving-tooth-loss-with-dental-implant-a-long-term-solution/>
- [51] "İmplant Materyali -." Accessed: Aug. 20, 2024. [Online]. Available: <https://www.bredent-implants.com/tr/urunler-cozumler/sky-implant-sistemi/implant-materyali/>
- [52] "What are the 3 Stages of Dental Implants? - Reveal." Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available: <https://reveal.ae/what-are-the-3-stages-of-dental-implants/>
- [53] F. Rahmitasari, Y. Ishida, K. Kurahashi, T. Matsuda, M. Watanabe, and T. Ichikawa, "PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications," *Dent J (Basel)*, vol. 5, no. 4, Dec. 2017, doi: 10.3390/DJ5040035.
- [54] S. M. Kurtz and J. N. Devine, "PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants," *Biomaterials*, vol. 28, no. 32, pp. 4845–4869, Nov. 2007, doi: 10.1016/J.BIOMATERIALS.2007.07.013.
- [55] L. Le Guéhennec, A. Soueidan, P. Layrolle, and Y. Amouriq, "Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration," *Dental Materials*, vol. 23, no. 7, pp. 844–854, Jul. 2007, doi: 10.1016/J.DENTAL.2006.06.025.
- [56] Ş L. I. M. Miculescu, "L I S T A D E L U C R Ă R I Ş .L.Dr. Ing. Marian Miculescu," vol. 7, pp. 1–11, 2012, Accessed: Aug. 12, 2024. [Online]. Available: https://books.google.com/books/about/Implant_Dentistry.html?hl=tr&id=S9CPDwAAQBAJ
- [57] L. Le Guéhennec, A. Soueidan, P. Layrolle, and Y. Amouriq, "Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration," *Dent Mater*, vol. 23, no. 7, pp. 844–854, Jul. 2007, doi: 10.1016/J.DENTAL.2006.06.025.
- [58] B. G. X. Zhang, D. E. Myers, G. G. Wallace, M. Brandt, and P. F. M. Choong, "Bioactive Coatings for Orthopaedic Implants—Recent Trends in Development of Implant Coatings," *International Journal of Molecular Sciences 2014, Vol. 15, Pages 11878-11921*, vol. 15, no. 7, pp. 11878–11921, Jul. 2014, doi: 10.3390/IJMS150711878.
- [59] R. Bosco, E. R. U. Edreira, J. G. C. Wolke, S. C. G. Leeuwenburgh, J. J. J. P. van den Beucken, and J. A. Jansen, "Instructive coatings for biological guidance of bone implants," *Surf Coat Technol*, vol. 233, pp. 91–98, Oct. 2013, doi: 10.1016/J.SURFCOAT.2013.02.039.

- [60] R. B. Heimann, "Thermal spraying of biomaterials," *Surf Coat Technol*, vol. 201, no. 5, pp. 2012–2019, Oct. 2006, doi: 10.1016/J.SURFCOAT.2006.04.052.
- [61] J. Kunze et al., "Challenges in the surface analytical characterisation of anodic TiO₂ films - A review," *Zeitschrift für Physikalische Chemie*, vol. 219, no. 11, pp. 1561–1582, Nov. 2005, doi: 10.1524/ZPCH.2005.219.11.1561/
- [62] S. Chowdhury and N. Arunachalam, "Surface functionalization of additively manufactured titanium alloy for orthopaedic implant applications," *J Manuf Process*, vol. 102, pp. 387–405, Sep. 2023, doi: 10.1016/J.JMAPRO.2023.07.015.
- [63] T. C. Dotta, S. D'Ercole, G. Iezzi, V. Pedrazzi, R. Galo, and M. Petrini, "The Interaction between Oral Bacteria and 3D Titanium Porous Surfaces Produced by Selective Laser Melting—A Narrative Review," *Biomimetics* 2024, Vol. 9, Page 461, vol. 9, no. 8, p. 461, Jul. 2024, doi: 10.3390/BIOMIMETICS9080461.
- [64] "İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİ KURON KÖPRÜ PROTEZİ ANABİLİM DALI Hazal DEMİRKOL 0801150176".
- [65] W. D. Callister and J. G. David Rethwisch, "MATERIALS SCIENCE and ENGINEERING".
- [66] R. L. Sakaguchi and J. M. Powers, "Craig's RESTORATIVE DENTAL MATERIALS THIRTEENTH EDITION EDITED BY," 2012, doi: 10.1016/B978-0-323-08108-5.10001-5.
- [67] "Mechanical Behavior of Materials: Fundamentals, Analysis, and Calculations - Zainul Huda - Google Kitaplar." Accessed: Sep. 05, 2024. [Online]. Available: [https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=yYNSEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR5&dq=Gere,+J.+M.,+%26+Goodno,+B.+J.,+\(2012\).+Mechanics+of+Materials+\(8th+ed.\).+Cengage+Learning&ots=NoIqom8B_c&sig=etJkCV3jSQBlZ1Jn6Ak8sCrS7po&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=yYNSEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR5&dq=Gere,+J.+M.,+%26+Goodno,+B.+J.,+(2012).+Mechanics+of+Materials+(8th+ed.).+Cengage+Learning&ots=NoIqom8B_c&sig=etJkCV3jSQBlZ1Jn6Ak8sCrS7po&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- [68] F. P. (Ferdinand P. Beer, E. R. (Elwood R. Johnston, J. T. DeWolf, and D. F. (David F. Mazurek, "Mechanics of Materials By B. J. 7th", Accessed: Sep. 05, 2024. [Online]. Available: https://www.academia.edu/35205827/Mechanics_of_Materials_By_B_J_7th
- [69] D. R. H. Jones, "Engineering Materials 1", Accessed: Sep. 05, 2024. [Online]. Available: www.books.elsevier.com
- [70] M. Kouhi *et al.*, "Recent advances in additive manufacturing of patient-specific devices for dental and maxillofacial rehabilitation," *Dental Materials*, vol. 40, no. 4, pp. 700–715, Apr. 2024, doi: 10.1016/J.DENTAL.2024.02.006.
- [71] L. Kumar, A. Haleem, and M. Javaid, "Impact of three dimensional printing in orthopedics," *Global Health Journal*, vol. 5, no. 4, pp. 178–182, Dec. 2021, doi: 10.1016/J.GLOHJ.2021.11.009.

- [72] P. Kazimierczak and A. Przekora, "Osteoconductive and Osteoinductive Surface Modifications of Biomaterials for Bone Regeneration: A Concise Review," *Coatings* 2020, Vol. 10, Page 971, vol. 10, no. 10, p. 971, Oct. 2020, doi: 10.3390/COATINGS10100971.
- [73] T. Stich, F. Alagboso, T. Křenek, T. Kovářik, V. Alt, and D. Docheva, "Implant-bone-interface: Reviewing the impact of titanium surface modifications on osteogenic processes in vitro and in vivo," *Bioeng Transl Med*, vol. 7, no. 1, p. e10239, Jan. 2022, doi: 10.1002/BTM2.10239.
- [74] J. H. Park *et al.*, "Effect of cleaning and sterilization on titanium implant surface properties and cellular response," *Acta Biomater*, vol. 8, no. 5, pp. 1966–1975, May 2012, doi: 10.1016/J.ACTBIO.2011.11.026.
- [75] H. Providing, D. de Melo Costa, K. Vickery, A. Ferreira Veiga Tipple, and H. Hu, "Providing Sterile Orthopedic Implants: Challenges Associated with Multiple Reprocessing of Orthopedic Surgical Trays," *Hygiene* 2022, Vol. 2, Pages 63-71, vol. 2, no. 1, pp. 63–71, Mar. 2022, doi: 10.3390/HYGIENE2010005.
- [76] M. García-González, S. Blasón-González, I. García-García, M. J. Lamela-Rey, A. Fernández-Canteli, and Á. Álvarez-Arenal, "Optimized Planning and Evaluation of Dental Implant Fatigue Testing: A Specific Software Application," *Biology* 2020, Vol. 9, Page 372, vol. 9, no. 11, p. 372, Oct. 2020, doi: 10.3390/BIOLOGY9110372.
- [77] B. D. Ratner, "The Biocompatibility of Implant Materials," *Host Response to Biomaterials: The Impact of Host Response on Biomaterial Selection*, pp. 37–51, Jan. 2015, doi: 10.1016/B978-0-12-800196-7.00003-7.
- [78] A. Bagegni, B. C. Spies, M. Kern, D. Hazard, and R. Kohal, "The influence of prosthetic crown height and implant-abutment connection design selection on the long-term implant-abutment stability: A laboratory study," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 113, p. 104095, Jan. 2021, doi: 10.1016/J.JMBBM.2020.104095.
- [79] A. Zembic, S. Kim, M. Zwahlen, and J. R. Kelly, "Systematic Review of the Survival Rate and Incidence of Biologic, Technical, and Esthetic Complications of Single Implant Abutments Supporting Fixed Prostheses.," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 29, no. Supplement, pp. 99–116, Jan. 2014, doi: 10.11607/JOMI.2014SUPPL.G2.2.
- [80] H. R. Shafie and B. A. White, "Implant Abutment Materials," *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*, pp. 1–16, Jan. 2014, doi: 10.1002/9781118928547.CH1.
- [81] J.-G. Wittneben, C. Millen, and U. Brägger, "Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions- A Systematic Review.," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 29, no. Supplement, pp. 84–98, Jan. 2014, doi: 10.11607/JOMI.2014SUPPL.G2.1.
- [82] J. Osorio and R. B. Kerstein, "Use of CAD/CAM Technology in Custom Abutment Manufacturing," *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*, pp. 65–101, Jan. 2014, doi: 10.1002/9781118928547.CH6.

- [83] S. Dittmer, M. P. Dittmer, P. Kohorst, M. Jendras, L. Borchers, and M. Stiesch, "Effect of Implant–Abutment Connection Design on Load Bearing Capacity and Failure Mode of Implants," *Journal of Prosthodontics*, vol. 20, no. 7, pp. 510–516, Oct. 2011, doi: 10.1111/J.1532-849X.2011.00758.X.
- [84] G. Jaramillo *et al.*, "Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study," *Clin Oral Implants Res*, vol. 25, no. 9, pp. 1078–1083, Sep. 2014, doi: 10.1111/CLR.12217.
- [85] J. P. Da Silva-Neto, M. S. Prudente, T. S. Dantas, P. M. Senna, R. F. Ribeiro, and F. D. Das Neves, "Microleakage at Different Implant-Abutment Connections under Unloaded and Loaded Conditions," *Implant Dent*, vol. 26, no. 3, pp. 388–392, Jun. 2017, doi: 10.1097/ID.0000000000000568.
- [86] L. Canullo, A. Giuliani, M. Furlani, M. Menini, A. Piattelli, and G. Iezzi, "Influence of abutment macro- and micro-geometry on morphologic and morphometric features of peri-implant connective tissue," *Clin Oral Implants Res*, vol. 34, no. 9, pp. 920–933, Sep. 2023, doi: 10.1111/CLR.14118.
- [87] M. Nevins, C. A. Shapoff, K. Al Hezaimi, and D. M. Kim, "Engineering Biologic Width and Tissue Levels with Implant and Abutment Surface Preparation," *Minimally Invasive Dental Implant Surgery*, pp. 107–118, Dec. 2015, doi: 10.1002/9781119421405.CH6.
- [88] E. D. Rekow, "Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive?," *Dental Materials*, vol. 36, no. 1, pp. 9–24, Jan. 2020, doi: 10.1016/J.DENTAL.2019.08.103.
- [89] L. A. Dobrzański and L. B. Dobrzański, "Dentistry 4.0 Concept in the Design and Manufacturing of Prosthetic Dental Restorations," *Processes* 2020, Vol. 8, Page 525, vol. 8, no. 5, p. 525, Apr. 2020, doi: 10.3390/PR8050525.
- [90] "Standart Abutment." Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://dxl.com.tr/standart-abutment>
- [91] "T6 Standard | Açılı Abutment - Ürünler - Nucleoss." Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.nucleoss.com/urunler/t6-standard-acili-abutment-384/>
- [92] "Custom Abutment | Dent Ankara - Kişiyi Özel Abutment." Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.dentankara.com.tr/custom-abutment/>
- [93] "T6 Torq | Simante Çözümler - Ürünler - Nucleoss." Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.nucleoss.com/urunler/t6-torq-simante-cozumler-342/>
- [94] "Viento Group Dental Sanayi." Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://vientogroup.com.tr/>
- [95] "Magnet - Dyna Dental." Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://dynadental.com/en/prosthetic-components/attachments/magnet/>
- [96] L. Gao *et al.*, "Evaluation of antibacterial activity and biocompatibility of nano-titanium dioxide coatings prepared by atomic layer deposition for dental titanium abutments," *Surfaces and Interfaces*, vol. 48, p. 104280, May 2024, doi: 10.1016/J.SURFIN.2024.104280.

- [97] A. Khaohoen, T. Sornsuan, P. Chaijareenont, P. Poovarodom, C. Rungsiyakull, and P. Rungsiyakull, "Biomaterials and Clinical Application of Dental Implants in Relation to Bone Density—A Narrative Review," *Journal of Clinical Medicine* 2023, Vol. 12, Page 6924, vol. 12, no. 21, p. 6924, Nov. 2023, doi: 10.3390/JCM12216924.
- [98] A. Furuhashi, Y. Ayukawa, I. Atsuta, Y. D. Rakhmatia, and K. Koyano, "Soft Tissue Interface with Various Kinds of Implant Abutment Materials," *Journal of Clinical Medicine* 2021, Vol. 10, Page 2386, vol. 10, no. 11, p. 2386, May 2021, doi: 10.3390/JCM10112386.
- [99] R. del Castillo, K. Chochlidakis, P. Galindo-Moreno, and C. Ercoli, "Titanium Nitride Coated Implant Abutments: From Technical Aspects And Soft tissue Biocompatibility to Clinical Applications. A Literature Review," *Journal of Prosthodontics*, vol. 31, no. 7, pp. 571–578, Aug. 2022, doi: 10.1111/JOPR.13446.
- [100] S. Kligman *et al.*, "The Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation," *Journal of Clinical Medicine* 2021, Vol. 10, Page 1641, vol. 10, no. 8, p. 1641, Apr. 2021, doi: 10.3390/JCM10081641.
- [101] T. A. B. Bressel *et al.*, "Laser-modified titanium surfaces enhance the osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells," *Stem Cell Res Ther*, vol. 8, no. 1, pp. 1–11, Nov. 2017, doi: 10.1186/S13287-017-0717-9/FIGURES/8.
- [102] S. Tuikampee, P. Chaijareenont, P. Rungsiyakull, and A. Yavirach, "Titanium Surface Modification Techniques to Enhance Osteoblasts and Bone Formation for Dental Implants: A Narrative Review on Current Advances," *Metals* 2024, Vol. 14, Page 515, vol. 14, no. 5, p. 515, Apr. 2024, doi: 10.3390/MET14050515.
- [103] "Finite Element Simulations with ANSYS Workbench 2023: Theory, Applications ... - Huei-Huang Lee - Google Kitaplar." Accessed: Nov. 05, 2024. [Online]. Available: [https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=HaK_EAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA1&dq=Swanson+Analysis+Systems+\(ANSYS\)+is+a+powerful+software+platform+for+engineering+simulations+and+analysis.+It+is+used+to+perform+advanced+engineering+calculations,+design+optimisations+and+performance+analyses.&ots=8uSOtRso29&sig=q667u6uvSF34cydBPuo-aO_DRU4&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false](https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=HaK_EAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA1&dq=Swanson+Analysis+Systems+(ANSYS)+is+a+powerful+software+platform+for+engineering+simulations+and+analysis.+It+is+used+to+perform+advanced+engineering+calculations,+design+optimisations+and+performance+analyses.&ots=8uSOtRso29&sig=q667u6uvSF34cydBPuo-aO_DRU4&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false)
- [104] V. Raja *et al.*, "Multi-Domain Based Computational Investigations on Advanced Unmanned Amphibious System for Surveillances in International Marine Borders," *Aerospace* 2022, Vol. 9, Page 652, vol. 9, no. 11, p. 652, Oct. 2022, doi: 10.3390/AEROSPACE9110652.
- [105] A. Haider, "Efficiency enhancement techniques in finite element analysis: navigating complexity for agile design exploration," *Aircraft Engineering and Aerospace Technology*, vol. 96, no. 5, pp. 662–668, Jul. 2024, doi: 10.1108/AEAT-02-2024-0053/FULL/PDF.

- [106] P. G. Dake, J. Mukherjee, · Kirti, C. Sahu, · Aniruddha, and B. Pandit, “Computational Fluid Dynamics in Cardiovascular Engineering: A Comprehensive Review,” *Transactions of the Indian National Academy of Engineering* 2024 9:2, vol. 9, no. 2, pp. 335–362, May 2024, doi: 10.1007/S41403-024-00478-3.
- [107] O. Kayabaşı, E. Yüzbasioğlu, and F. Erzincanlı, “Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method,” *Advances in Engineering Software*, vol. 37, no. 10, pp. 649–658, 2006, doi: 10.1016/J.ADVENGSOFT.2006.02.004.
- [108] A. C. Davis et al., “Comparison of cough particle exposure for indoor commercial and aircraft cabin spaces,” *medRxiv*, p. 2021.03.24.21254275, Mar. 2021, doi: 10.1101/2021.03.24.21254275.
- [109] M. M. Hamdamov, A. I. Ishnazarov, and K. A. Mamadaliev, “Numerical Modeling of Vertical Axis Wind Turbines Using ANSYS Fluent Software,” *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 13772 LNCS, pp. 156–170, 2023, doi: 10.1007/978-3-031-30258-9_14.
- [110] P. K. Nkounhawa et al., “Analysis of the Behavior of a Square Plate in Free Vibration by FEM in Ansys,” *World Journal of Mechanics*, vol. 10, no. 2, pp. 11–25, Mar. 2020, doi: 10.4236/WJM.2020.102002.
- [111] S. J. Min and H. S. Lee, “Modeling and Analysis of Lead Frame Structure in Electronic Packaging Using Java and ANSYS,” *Key Eng Mater*, vol. 306–308, pp. 1055–1060, Mar. 2006, doi: 10.4028/WWW.SCIENTIFIC.NET/KEM.306-308.1055.
- [112] Z. Yang, “Multiphysics Modeling with Application to Biomedical Engineering,” *Multiphysics Modeling with Application to Biomedical Engineering*, Jul. 2020, doi: 10.1201/9780367510800.
- [113] S. Bhardawaj, R. C. Sharma, and S. K. Sharma, “Analysis of frontal car crash characteristics using ANSYS,” *Mater Today Proc*, vol. 25, pp. 898–902, Jan. 2020, doi: 10.1016/J.MATPR.2019.12.358.
- [114] H. bin Ismail and M. Q. Nguyen, “A Comparative Analysis of Efficiency in Fluid Dynamic Devices: Experimental and Computational Approaches,” *Quarterly Journal of Emerging Technologies and Innovations*, vol. 8, no. 3, pp. 85–102, Sep. 2023, Accessed: Nov. 05, 2024. [Online]. Available: <https://vectoral.org/index.php/QJETI/article/view/23>
- [115] M. Ferreira, V. Carvalho, J. Ribeiro, R. A. Lima, S. Teixeira, and D. Pinho, “Advances in Microfluidic Systems and Numerical Modeling in Biomedical Applications: A Review,” *Micromachines (Basel)*, vol. 15, no. 7, p. 873, Jul. 2024, doi: 10.3390/MI15070873/S1.
- [116] K. K. Alaneme, S. A. Kareem, B. N. Ozah, H. A. Alshahrani, and O. A. Ajibuwa, “Application of finite element analysis for optimizing selection and design of Ti-based biometallic alloys for fractures and tissues rehabilitation: a review,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 19, pp. 121–139, Jul. 2022, doi: 10.1016/J.JMRT.2022.05.001.

- [117] B. Noronha, S. Yesudasan, and S. Chacko, "Static and Dynamic Analysis of Automotive Leaf Spring: A Comparative Study of Various Materials Using ANSYS," *Journal of Failure Analysis and Prevention*, vol. 20, no. 3, pp. 804–818, Jun. 2020, doi: 10.1007/S11668-020-00877-Y/TABLES/9.
- [118] O. Kayabasi, "Design methodology for dental implant using approximate solution techniques," *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*, vol. 121, no. 6, pp. 684–695, Dec. 2020, doi: 10.1016/J.JORMAS.2020.01.003.
- [119] "State Stress Analysis of Dental Restoration Materials Using the ANSYS Progr...: EBSCOhost." Accessed: Nov. 05, 2024. [Online]. Available: <https://web.p.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=8a02f28a-f178-49f7-a754-9899756aa455%40redis>
- [120] S. M. S. Petrescu *et al.*, "Modeling and Simulating an Orthodontic System Using Virtual Methods," *Diagnostics 2022, Vol. 12, Page 1296*, vol. 12, no. 5, p. 1296, May 2022, doi: 10.3390/DIAGNOSTICS12051296.
- [121] V. Patil, N. Naik, S. Gadicherla, K. Smriti, A. Raju, and U. Rathee, "Biomechanical Behavior of Bioactive Material in Dental Implant: A Three-Dimensional Finite Element Analysis," *The Scientific World Journal*, vol. 2020, no. 1, p. 2363298, Jan. 2020, doi: 10.1155/2020/2363298.
- [122] F. Schwendicke *et al.*, "Artificial intelligence in dental research: Checklist for authors, reviewers, readers," *J Dent*, vol. 107, p. 103610, Apr. 2021, doi: 10.1016/J.JDENT.2021.103610.
- [123] L. Sthle and S. Wold, "Analysis of variance (ANOVA)," *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 6, no. 4, pp. 259–272, Nov. 1989, doi: 10.1016/0169-7439(89)80095-4.
- [124] P. E. McKight and J. Najab, "Kruskal-Wallis Test," *The Corsini Encyclopedia of Psychology*, pp. 1–1, Jan. 2010, doi: 10.1002/9780470479216.CORPSY0491.
- [125] S. Liu, C. Tang, J. Yu, W. Dai, Y. Bao, and D. Hu, "The effect of platform switching on stress distribution in implants and periimplant bone studied by nonlinear finite element analysis," *J Prosthet Dent*, vol. 112, no. 5, pp. 1111–1118, Nov. 2014, doi: 10.1016/J.PROSDENT.2014.04.017.
- [126] J. Park, S. Park, I. Kang, and G. Noh, "Biomechanical effects of bone quality and design features in dental implants in long-term bone stability," *J Comput Des Eng*, vol. 9, no. 5, pp. 1538–1548, Oct. 2022, doi: 10.1093/JCDE/QWAC069.
- [127] K. Tian, J. Chen, L. Han, J. Yang, W. Huang, and D. Wu, "Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: A finite element analysis," *Med Eng Phys*, vol. 34, no. 10, pp. 1526–1531, Dec. 2012, doi: 10.1016/J.MEDENGPY.2012.10.003.
- [128] T. KITAGAWA, Y. TANIMOTO, K. NEMOTO, and M. AIDA, "Influence of Cortical Bone Quality on Stress Distribution in Bone around Dental Implant," *Dent Mater J*, vol. 24, no. 2, pp. 219–224, 2005, doi: 10.4012/dmj.24.219.

- [129] X. Ding, S. H. Liao, X. H. Zhu, X. H. Zhang, and L. Zhang, “Effect of Diameter and Length on Stress Distribution of the Alveolar Crest around Immediate Loading Implants,” *Clin Implant Dent Relat Res*, vol. 11, no. 4, pp. 279–287, Dec. 2009, doi: 10.1111/J.1708-8208.2008.00124.X.
- [130] L. Baggi, I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri, and G. Vairo, “The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis,” *J Prosthet Dent*, vol. 100, no. 6, pp. 422–431, Dec. 2008, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0.
- [131] Y. C. Huang, Y. C. Huang, and S. J. Ding, “Primary stability of implant placement and loading related to dental implant materials and designs: A literature review,” *J Dent Sci*, vol. 18, no. 4, pp. 1467–1476, Oct. 2023, doi: 10.1016/J.JDS.2023.06.010.
- [132] Yağır, M. O., Şen, Ş., & Şen, U. (2024). Examination of Various Abutment Designs Behavior Depending on Load Using Finite Element Analysis. *Biomimetics 2024, Vol. 9, Page 498*, vol. 9, no. 8, p. 498, Aug. 2024, doi: 10.3390/BIOMIMETICS9080498.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Mehmet Onur YAĞIR

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2005, Sakarya Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği
- **Lisans** : 2006, Sakarya Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : 2014, Sakarya Üniversitesi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Makine Tasarım İmalat Bilim Dalı

MESLEKİ DENEYİM

- 2006-2012 yılları arasında Federal Elektrik firmasında Mekanik Ar-Ge Mühendisi, 2012-2019 yılları arasında Mekanik Ar-Ge Şefi olarak çalıştı.
- 2019 yılında Sakarya Üniversitesi'nde tam zamanlı öğretim görevlisi olarak çalışmaya başladı.

TEZDEN TÜRETİLEN ESERLER:

Yağır, M.O.; Şen, Ş.; Şen, U. Examination of Various Abutment Designs Behavior Depending on Load Using Finite Element Analysis. *Biomimetics* **2024**, 9, 498. <https://doi.org/10.3390/biomimetics9080498>

TEZDEN ÜRETİLEN ULUSAL PATENT (İNCELEMELİ) BAŞVURUSU :

Mehmet Onur Yağır, Şaduman Şen, Uğur Şen - Gömlekli implant - 2023/005163 – 2023

Mehmet Onur Yağır, Uğur Şen, Bülent Yağır - Manyetik montajlı implant kaplaması - 2023/014327 – 2023

Uğur ŞEN, Şaduman ŞEN, Mehmet Onur YAĞIR - Diş İmplantı Komplexinde Gerçek Diş Elastoplastik ve Sınırlı Visko Elastik Hareketine Uyumlu Küresel ve Eliptik Geometrilik Abutment Kullanımı - 2023/017116 - 2023