

T.C.
İSTANBUL YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI



DİŞ İMPLANTININ BİYOMEKANİK DAVRANIŞININ
SONLU ELEMANLAR METODUYLA MODELLENMESİ VE
ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ROZELİN ERDEMLİ

21242401004

İSTANBUL, AĞUSTOS 2024

T.C.
İSTANBUL YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI



DİŞ İMPLANTININ BİYOMEKANİK DAVRANIŞININ
SONLU ELEMANLAR METODUYLA MODELLENMESİ VE
ANALİZİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ROZELİN ERDEMLİ

21242401004

DR. ÖĞR. ÜYESİ DİYADİN CAN
DOC. DR. KADRIYE KIZILBEY

TEŞEKKÜR

Tez çalışmalarım boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen, teşvik ve destekleri ile her türlü problemin üstesinden gelmemde bana yardımcı olan saygıdeğer danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Diyadin CAN'a ve akademik hayatıma vizyon kazandıran ikinci danışmanım Doç. Dr. Kadriye Kızılbey'e en içten teşekkürlerimi sunarım. Çizim ve tasarım aşamasında desteğini esirgemeyen sevgili çalışma arkadaşım Mehmet Kadir Altun'a ve dijital ekipteki mesai arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme ve sevgili kuzenlerim Alparslan ve Mehmet Özkahraman'a teşekkürlerimi sunmaktan onur duyarım.

Rozelin ERDEMLİ

İSTANBUL, 2024

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, dental implantlarda kullanılan iki farklı abutment tasarımını (düz ve 17 derece açılı abutment) ve iki farklı malzeme türünü (Grade 4 ve Grade 5) mekanik dayanıklılık açısından karşılaştırmaktır. İmplantlar SolidWorks yazılımında tasarlanmış ve ANSYS yazılımı kullanılarak farklı yük koşulları altında analiz edilmiştir. Bu analizler, implant sistemlerinin farklı yükler altında nasıl davrandığını ve malzeme seçiminin bu davranışlar üzerindeki etkilerini anlamamızı sağlamıştır.

Elde edilen sonuçlara göre, açılı abutmentlerin maksimum stres değerlerinin, özellikle açılı kuvvetler altında, düz abutmentlere kıyasla daha yüksek olduğu bulunmuştur. Grade 5 malzeme, bu yüksek streslere karşı daha dirençlidir ve özellikle açılı abutmentlerle kullanıldığında daha iyi performans göstermiştir. Grade 4 malzeme, düz abutment tasarımlarında yeterli dayanıklılık sağlamış, ancak açılı abutmentlerle daha düşük performans sergilemiştir.

Bu bulgular, abutment ve implant tasarımlarının dental uygulamalarda dikkatlice değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Özellikle açılı abutmentler kullanıldığında, daha yüksek mekanik dayanıklılık sağlayacak malzemelerin tercih edilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Ayrıca, bu tür tasarımların ve malzeme kombinasyonlarının bireysel hasta özelliklerine göre özelleştirilmesi tedavi başarısını artırabilir.

Sonuç olarak, implant tasarımlarında ve malzeme seçiminde dikkatli mühendislik analizlerinin diş hekimliği uygulamalarında daha başarılı ve uzun ömürlü sonuçlara katkıda bulunacağı öne sürülmektedir. Bu çalışma, gelecekteki araştırmalara rehberlik edecek önemli veriler sunmakta olup, bulguların klinik ortamda daha kapsamlı bir şekilde doğrulanması gerektiği belirtilmektedir.

Anahtar Kelimeler: *İmplant, Abutment, Grade4, Grade5, Gerilim Analizi, Ansys Analizi, SolidWork*

ABSTRACT

The aim of this study is to compare the mechanical durability of two different abutment designs (straight and 17-degree angled abutments) and two different material types (Grade 4 and Grade 5) used in dental implants. The implants were designed using SolidWorks software and analyzed under different loading conditions using ANSYS software. These analyses allowed us to understand how implant systems behave under different loads and the impact of material selection on these behaviors.

The results showed that the maximum stress values of the angled abutments were higher, especially under angled forces, compared to the straight abutments. Grade 5 material was found to be more resistant to these high stresses and performed better, particularly when used with angled abutments. Grade 4 material provided sufficient durability in straight abutment designs but showed lower performance with angled abutments.

These findings highlight the need for careful consideration of abutment and implant designs in dental applications. It was concluded that when angled abutments are used, materials that offer higher mechanical durability should be preferred. Additionally, customizing these designs and material combinations according to individual patient characteristics may enhance treatment success.

In conclusion, it is suggested that careful engineering analyses in implant designs and material selection will contribute to more successful and long-lasting outcomes in dental applications. This study provides significant data that will guide future research, emphasizing the need for more extensive clinical validation of the findings.

Keywords: *Implant, Abutment, Grade 4, Grade 5, Stress Analysis, ANSYS Analysis, SolidWorks*

İÇİNDEKİLER

1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Dental İmplantlar.....	2
2.2. Dental İmplantların Tarihçesi.....	3
2.3. Ossteointegrasyon	4
2.4. Biyouyumluluk.....	5
2.5. Biyomalzeme Türleri.....	5
2.6. Dental İmplantlarda Kullanılan Biyomateryaller	5
2.6.1. Titanyum	5
2.6.2. Biyoseramikler	8
3.DENTAL İMPLANTIN YAPISAL BİLEŞENLERİ	11
3.1.İmplant Gövdesi	11
3.2.İmplant Abutment	11
3.3. Geçici Abutment	12
3.4. Daimi Abutment.....	12
3.4.1. Stok Abutmentlar	12
3.4.2. Kişiyeye Özel Abutmentlar.....	13
4. DENTAL İMPLANT TASARIMI YAPILIRKEN ÖNE ÇIKAN UNSURLAR.....	14
4.1 Dental İmplantın Sistematik (Yapısal) Tasarımı.....	14
4.2. Biyomekanik İlkeler	15
4.2.1 Mekanik Yapılar ve Bileşenleri	16
4.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Temel Kavramları.....	20
4.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Temel Aşamaları	21
4.3.3. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları	22
4.3.4. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları.....	22
4.3.5. Dental Alanda Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi	23
4.4. Dental İmplant Dizaynında Bilimsel Esaslar ve Yöntemler	23
4.5. İmplant Dizaynının Biyomühendislik Prensipleri.....	24
4.6. Biyomateryal Seçimi için Temel Kriterler	26
4.7 Dental İmplantlarda Kullanım Ömrünün Belirlenmesi	27
4.7.1 Dental İmplantlar Yorulma Testi	27

4.8. Dental İmplantlarda Kuvvet Dinamikleri.....	28
4.8.1.Kuvvetin Yönü ve Büyüklüğünün Analizi.....	29
4.8.2. İmplantların Makrogeometrik Tasarımı	30
4.8.3. İmplant Boyutlandırma Prensipleri	31
4.8.4. İmplant Uzunluğu: Seçim Kriterleri ve Etkileri.....	31
4.8.5. İmplant Yiv Geometrisinin İncelenmesi ve Önemi	32
5.MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	34
5.1. Kullanılan Programlar	34
5.1.1. SolidWorks ve Mühendislik Tasarımı:	34
5.1.2. ANSYS Yazılım ve Uygulamaları:	34
5.2. Üç Boyutlu Modelleme	35
5.3. İmplantların ve İmplant Bileşenlerinin Kemik Modellemesi.....	37
5.4. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Diş Eti Dokusunun 3B Modelleme Süreci	39
5.5. Sonlu Elemanlar Modeli.....	39
5.6. Malzeme Bilgileri.....	41
5.6.1. Grade 4 Titanyum	41
5.6.2. Grade 5 Titanyum	43
6.ANALİZ SENARYOSU.....	44
6.1. Sınır Koşullarının Belirlenmesi.....	44
6.1.1. Sınır Koşullarının Türleri:	45
6.1.2. Modelleme ve Analizin Önemi:	46
6.2. Kuvvet Senaryosu	46
6.2.1. Kuvvet Yükleme Durumu	46
6.2.2. Analiz Sonuçları.....	47
7.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	108
ÖZGEÇMİŞ.....	117

ŞEKİLLER LİSTESİ

ŞEKİL 1. İMPLANT MALZEMELERİNİN ÇEŞİTLERİ [9].	5
ŞEKİL 2. DIŞ İMPLANTLARINDA KULLANILAN ÇEŞİTLİ TİTANYUM ALAŞIMLARI VE BUNLARLA İLİŞKİLİ MEKANİK ÖZELLİKLER. ...	8
ŞEKİL 3. DÜZ STOK ABUTMENT.	13
ŞEKİL 4. AÇILI STOK ABUTMENT.	13
ŞEKİL 5. DÖKÜM ABUTMENT.	14
ŞEKİL 6.CUSTOM ABUTMENT [37].	14
ŞEKİL 7.GERİLİM ANALİZİNİN ŞEMATİK OLARAK GÖSTERİLMESİ [45].	17
ŞEKİL 8.NORMAL VE OSTEOPOROZ KEMİK YAPILARININ GÖRSELLEŞTİRİLMESİ.	25
ŞEKİL 9. KEMİK KALİTESİNİN SINIFLAMASINA GÖRE, KEMİK DOKUSUNUN ÇEŞİTLİ KALİTE KATEGORİLERİ TANIMLANMIŞTIR.	25
ŞEKİL 10.DENTAL İMPLANTLARIN YORULMA DAVRANIŞLARI S-N GRAFİĞİ.	28
ŞEKİL 11.İMPLANTIN FARKLI AÇILARDAN GÖRSELLERİ.	35
ŞEKİL 12. DÜZ ABUTMENTİN ALT TAN VE ÖNDEN GÖR GÖRÜNTÜSÜ.	36
ŞEKİL 13. AÇILI ABUTMENTİN ÖNDEN VE YAN AÇIDAN GÖRÜNTÜSÜ.	36
ŞEKİL 14. ÜÇ BOYUTLU MODELLEME (SOL PANEL: DÜZ ABUTMENT, SAĞ PANEL: AÇILI ABUTMENT).	37
ŞEKİL 15.SAYISAL AĞ.	40
ŞEKİL 16.SINIR KOŞULLARI.	45
ŞEKİL 17.KUVVET YÜKLEME DURUMU.	47
ŞEKİL 18.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.	48
ŞEKİL 19. YATAY KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.	48
ŞEKİL 20.X EKSENİNDE OLUŞAN DEFORMASYON DEĞERLERİ.	51
ŞEKİL 21.Z EKSENİNDE OLUŞAN DEFORMASYON DEĞERLERİ.	51
ŞEKİL 22. DÜZ ABUTMENT DÜŞEY KUVVET DURUMUNDA VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.	53
ŞEKİL 23. DÜZ ABUTMENT DÜŞEY KUVVET DURUMUNDA VON-MİSES İÇ YÜZEY GERİLME DEĞERLERİ.	53
ŞEKİL 24.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.	55
ŞEKİL 25.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.	56
ŞEKİL 26.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.	58
ŞEKİL 27.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.	59
ŞEKİL 28. 30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.	61
ŞEKİL 29.30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.	61
ŞEKİL 30.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.	63
ŞEKİL 31. 30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.	64
ŞEKİL 32.X EKSENİNDE OLUŞAN DEFORMASYON DEĞERLERİ.	66
ŞEKİL 33.Z EKSENİNDE OLUŞAN DEFORMASYON DEĞERLERİ.	66
ŞEKİL 34.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.	68
ŞEKİL 35.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.	68

ŞEKİL 36.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	70
ŞEKİL 37.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	70
ŞEKİL 38.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	72
ŞEKİL 39.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	73
ŞEKİL 40.30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	74
ŞEKİL 41.30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	75
ŞEKİL 42.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	79
ŞEKİL 43.YATAY KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	80
ŞEKİL 44.X EKSENİNDE OLUŞAN DIŞ DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	82
ŞEKİL 45.X EKSENİNDE OLUŞAN İÇ DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	83
ŞEKİL 46.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	85
ŞEKİL 47.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	85
ŞEKİL 48.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	87
ŞEKİL 49.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	88
ŞEKİL 50.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	89
ŞEKİL 51.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	90
ŞEKİL 52.30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	91
ŞEKİL 53.30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	92
ŞEKİL 54.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	93
ŞEKİL 55.YATAY KUVVET YÜKLEME DURUMU DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	94
ŞEKİL 56.X EKSENİNDE OLUŞAN DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	95
ŞEKİL 57. Z EKSENİNDE OLUŞAN DEFORMASYON DEĞERLERİ.....	96
ŞEKİL 58.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	97
ŞEKİL 59.AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA İMPLANT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	98
ŞEKİL 60.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA AÇILI ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	100
ŞEKİL 61.DÜŞEY KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA AÇILI ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	101
ŞEKİL 62. 30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA AÇILI ABUTMENT VON-MİSES DIŞ GERİLME DEĞERLERİ.....	102
ŞEKİL 63.30 DERECE AÇILI KUVVET YÜKLEME DURUMUNDA AÇILI ABUTMENT VON-MİSES İÇ GERİLME DEĞERLERİ.....	103

TABLÖLAR LİSTESİ

TABLO 1.ELEMAN DAĞILIMLARI.	39
TABLO 2.GRADE4 MALZEME ÖZELLİKLERİ.	42
TABLO 3.GRADE5 MALZEME ÖZELLİKLERİ.	43
TABLO 4.GRADE4 ANALİZ SONUCU.....	76
TABLO 5.GRADE5 ANALİZ SONUCU.....	104



KISALTMALAR LİSTESİ

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing)

OSSEO: Oseointegrasyon (Osseointegration)

MPa: Megapascal

MM: Milimetre

vb.: Ve benzeri

FEA: Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis)

N: Newton

Ti: Titanyum

Al: Alüminyum

V: Vanadyum

°C: Celsius

V: Voltaj

µm: Mikrometre

Pa: Paskal

F: Kuvvet

σ: Stres veya Gerilme

A: Alan

mm²: Milimetrekare

L: Malzemenin Uzunluğu

v: Poisson Oranı

1.GİRİŞ

Dental implantlar, eksik dişlerin yerine kalıcı ve işlevsel çözümler sunan diş hekimliğinde yaygın bir tedavi yöntemidir. İmplantlar, doğal diş köklerini taklit eden ve çene kemiğine yerleştirilen titanyum veya titanyum alaşımlarından yapılmış yapay köklerdir. Bu implantlar, üzerlerine yerleştirilen protez dişler için sağlam bir temel sağlar. Ancak implantların başarısı büyük ölçüde kullanılan malzemelerin ve tasarımların mekanik dayanıklılığına bağlıdır.

İmplant sistemlerinde kullanılan abutmentler, protez diş ile implant arasındaki bağlantıyı sağlayan kritik bileşenlerdir. Abutmentler farklı tasarımlarda ve açılarda üretilir ve bu tasarımların mekanik performansı, özellikle çiğneme sırasında maruz kaldıkları yükler altında önemlidir. Farklı klinik ihtiyaçlara göre düz ve açılı abutmentler tercih edilse de, bu yapıların farklı malzemelerle nasıl performans gösterdiği henüz tam olarak anlaşılamamıştır.

Bu çalışmada, Grade 4 ve Grade 5 olarak bilinen iki farklı titanyum alaşımı kullanılarak düz ve 17 derece açılı abutment tasarımlarının mekanik mukavemeti karşılaştırılacaktır. Bu amaçla, implant ve abutment sistemleri SolidWorks yazılımında tasarlanmış ve ANSYS yazılımı kullanılarak farklı yük koşulları altında analiz edilmiştir. Çalışmanın amacı, farklı abutment tasarımları ve malzeme tiplerinin implant sistemleri üzerindeki etkilerini inceleyerek klinik uygulamalarda daha dayanıklı ve uzun ömürlü çözümlerin geliştirilmesine katkıda bulunmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

İmplant kelimesi Latince “in: içinde, içinde” ve “plato: ekmek, dikmek, yerleştirmek, gömmek” kelimelerinin birleştirilmesiyle oluşmuştur.

Diş implantları üzerine ilk bilimsel çalışmalar yaklaşık elli yıl önce 1977 yılında Per-Ingvar Branemark ve meslektaşları tarafından yapılmıştır. Yapılan çalışmalarla titanyum implantlar üzerine çalışmalar ve araştırmalar hız kazanmıştır. Bu tarihten önceki döneme göre araştırmalar hızla ilerlemiştir. İmplantlar üzerine yapılan çalışmalar ve gelişmeler sayesinde implant cerrahisi kliniklerde pratik olarak yapılmaya başlanmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan cerrahi implantlar, hastaların kaybettikleri dişler yerine kemiğin içine yerleştirilen biyouyumlu cihazlar olarak tanımlanmaktadır [1].

Günümüzde aktif olarak kullanılan implantlar genellikle silindirik yapıdadır. Silindirik implantların geliştirilmesiyle birlikte çeşitli implant tasarımları da geliştirilmiş ve uygulanmıştır.

Hastanın kemiğine uygulanan diş implantları genellikle yerleştirildikleri bölgelere göre dört ana sınıfa ayrılır.

1. Ensosseal İmplantlar: Tüm endosseal implantlar, doku fiksasyonu (fiksasyon) sağlamak amacıyla kemiğin içine yerleştirilir. Endosseal implantlar, silindirik ve bıçak tipi implantlar olmak üzere iki ana başlığa ayrılır. İmplantı yerleştirmek için dişsiz bölgede bir frez ile implant yuvası açılır ve açılan bu yuvaların hazırlanmasında çeşitli büyüklük ve çaplarda frez kullanılır.
2. Subperiosteal İmplantlar: Periost altına ve kemiğin içine yerleştirilen implantlardır. Çoğunlukla diş kaybetmiş hastalarda destek sağlamak amacıyla kullanılırlar.
3. Endodontik İmplantlar: Diş kanalındaki kök kanalının içine yerleştirilen ve kök ucundan çıkan bir vida ile kemiğe sabitlenen implantlardır.
4. İntramukozal İmplantlar: Total protezlerde kemik tutulumunu artırmak için üst çeneye uygulanan, mukoza zarının altına yerleştirilen implantlardır [1].

2.2. Dental İmplantların Tarihçesi

Dental implantlar canlılığını yitiren veya fonksiyonel olarak amacını kaybeden dişlerin yerine diş formu verilmiş dental implantlar kullanılmaktadır.

Antik çağlardan bu yana kaybedilen dişlerin yerine diş işlevini görecekt doğada bulunan deniz kabuğu, tahta ve çeşitli hayvanlardan elde edilen dişler uzun süreler boyunca diş eksikliğini gidermek amaçlı kullanılmıştır [2-3].

İlk olarak patenti alınan diş implantı, 1908 yılında Amerika Birleşik Devletlerinde Greenfield tarafından tasarlanan irridio-platin implant olarak tasarımı yapılmıştır. Daha sonrasında 1939 yılında Strock, krom-kobalt diş implantını tanıtımını yapmıştır. 1949 yıllarında vitalyumdan yapılan vida ve kafes şeklinde implantları ise Rappapor ve Lubit geliştirmiştir. Cerrahi olarak implantın çift safhalı cerrahi teknik ile fonksiyona sokulmasını ise Chercheve geliştirmiş çift spiral yivli implant tasarımını ve frezleme sonrasında yiv açma tekniği olarak bilinen screw- tapping tekniğinin gelişmesine destek sağlamıştır.

Geçtiğimiz yüzyılın ortalarına kadar çeşitli diş hekimleri yapılan cerrahi işlemlere benzer implant vakaları yapmış fakat çalışmaları deneysel uygulama ve yapılan vakaların raporlanmasından öteye geçememiştir.

1940lı yıllarda ise subperiostal implantlar ortaya çıkmış çene kemiği yetersiz olan hastalar üzerinde çalışmalar yapmaya başlanmıştır. 1960lı yıllardan levha implantlar Linkow tarafından tanıtılmaya başlanmıştır.

Oral implantolojideki bilimsel olarak adım atılmasının temeli Per-Ingvar Branemark ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilmiş. 1952 yılında arkadaşları ile yaptığı tavşanla üzerinde gerçekleştirdiği kemik iyileşmesi üzerinde gözlemlediği mikrobik çalışmalar olumlu sonuçlanmıştır. Branemark saf titanyum ile yapılan implant kemik uyumunun ankraj sağladığını keşfetmiştir. Andree Schroeder 1976 yılında çeşitli implant malzemeleri kullanarak doku entegrasyonunu incelemiş implantların kemikle uyumlu olarak kaynaştığını belgelemiştir. Belirlediği entegrasyonu “fonksiyonel ankiloz” olarak tanımlanmıştır. Günümüzde kullanılan implantın kemikle bütünleşmesi anlamına gelen “osseointegrasyon” kelimesini ise Branemark tanımlamıştır [4-5].

Dental implant tasarımlarında belirleyici kriterler, biyouyumluluk, osseointegrasyon süresi, mukavemet ve estetik gibi çok faktörlü parametrelerdir. Biyouyumluluk açısından uygun malzeme seçimi ile temel gereksinimler karşılanabilir. Dental implantoloji pratiğinde yaygın olarak kullanılan biyomateriyaller; yüksek saflıkta titanyum, titanyum alaşımları, seramikler ve kompozitlerdir. Dental implant kök vidalarında genellikle titanyum ve alaşımları tercih edilmektedir. Bu alaşımlar, doku uyumluluğu bakımından üstün özellikler sergileyen materyallerdir [6].

2.3. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon dental implantların canlı oral kavite içerisine yerleştirilerek “üzerine gelen yükü taşıyabilen kemik içi implant ile canlı kemik doku arasında kurulan mikroskobik düzeyde yapısal ve işlevsel bağlantı” olarak tanımlanmıştır [7].

Cerrahi iyileşme süreci dental implantın oral kavite içerisine yerleştirildikten sonra implantın hem sert doku hem yumuşak doku ve ağız içi sıvı ile temas ederek iyileşme sürecini oluşturur.

Kemik içerisine yerleştirilen implantın çevresinde yüzeyinin iyileşme süreci sonucunda kemikleşmesiyle osseointegrasyon süreci tamamlanmış olur.

Osseointegrasyon sürecinde implantlar oklüzal çiğneme kuvvetlerini direk olarak kemiğe kuvvet aktarımını yapmaktadırlar. Osseointegrasyon sonrası oluşan implant çevresi kemikleşme miktarı implantların uzun süre boyunca sabit ve sağlıklı kalmasının sonucunu oluşturur [8].

Literatür araştırmalarında fazla yeri olmamasına rağmen yapılan klinik çalışmalarda hasta değerlendirilmelerinde ilk 5 yılın büyük önem taşıdığı ve kritik olduğu sonucuna varılmıştır.

Yapılan klinik çalışmalarda üst yapının yerleştirme sürecini üst çene (maksilla) implant cerrahi sonucunda 6 ay, cerrahi sonrası alt çenenin ise 3 ay olduğu düşünülmektedir.

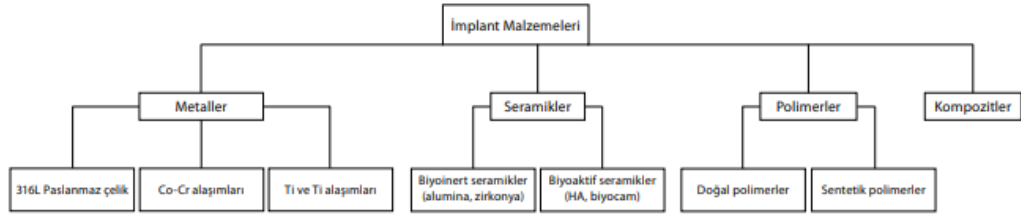
2.4. Biyouyumluluk

Biyoyumluluk (biocompatibility), canlı dokunun veya hasar görmüş bir organın işlevini tekrar yerine getirebilmek için vücut içerisine yerleştirilen doğal ya da yapay bir malzemenin vücut sistemine entegre olarak onu desteklemesi veya tedavi etmesidir.

Biyoyumluluk, tıbbi cihazlar, implantlar, ilaç taşıyıcı sistemler gibi biyomedikal uygulamalarda kritik bir özelliktir. Bir malzemenin biyoyumlu olması, vücut tarafından reddedilmemesi ve toksik, kanserojen veya bağışıklık sistemini olumsuz yönde etkileyen reaksiyonlara neden olmaması anlamına gelir.

2.5. Biyomalzeme Türleri

İmplantlar için kullanılan biyomalzemeler Şekil 1’de gösterildiği şekilde, seramikler, metaller, polimerler, kompozitler olmak üzere dört ana grup üzerinden incelenir.



Şekil 1. İmplant malzemelerinin çeşitleri [9].

2.6. Dental İmplantlarda Kullanılan Biyomateryaller

Dental implantlarda karbonlar, polimerler, metaller ve seramikler ile bu materyallerin karışımları veya alaşımlarından oluşan biyomalzemeler sıkça kullanılmaktadır.

Genel olarak kemik üzerine entegre edilen dental implantlarda titanyum ve titanyum alaşımları, zirkonyum alaşımları, krom kobalt alaşımları, östenitik demir-kobalt-nikel-molibden çelikler, niyobyum, tantal, seramikler, değerli metaller ve polimerik materyaller kullanılmaktadır.

2.6.1. Titanyum

Son zamanlarda titanyum veya titanyum alaşımları dental implantolojide mekanik olarak dayanımının yüksek olması, kimyasal stabilite sonucu hızlı osseointegrasyon sağlamasından kaynaklı yüksek biyoyumluluğu nedeniyle altın standart haline

gelmiştir [10].

Titanyum yapı olarak daha yumuşak olan alaşımlara katılarak sertlik kazandırarak, alkallen ve asidik ortamlarda oluşturduğu, aşınma sebebiyle oldukça dirençli bir yapıya sahiptir. Hafif bir metaldir.

- Titanyum kendi üzerinde oksit bir tabaka oluşturur. Bunun sebebi havada su da ya oksit olan herhangi bir metal üzerinde kendiliğinden bir tabaka oluşturur. Kendi yapısını korumuş olur. Kan ve ağız içi sıvılar dahil olmak üzere metal yapısını korumaktadır.
- Doku teması sonrasında üzerinde bulunan film tabakası çözünmediği için kimyasal olarak aktif değildir. Bu yapıda olduğu için organik olan modelküllerle reaksiyona giremez ve iyon salınımı gerçekleştiremez.
- Dayanıklılık gücü oldukça yüksek olan bir malzemedir titanyum. Titanyumun, dentinden veya kortikal kemikten çok daha sert yapıda olduğu bilinmektedir. Zayıf ve ince yapıdaki dental implantların üretiminde kullanılmasına rağmen, büyük yükleri taşıyabilecek kadar dayanıklıdır. Ayrıca, bu metalin sert ve dövülebilir olması, şok yüklemelerden etkilenmemesine ve eğilme ile bükülmelere rağmen kırılmamasına olanak tanımaktadır.
- Titanyum alaşımları, restoratif diş hekimliğinde diş implantları olarak kullanılır ve eksik bir diştten full ağız diş eksikliğine varıncaya kadar güvenli bir zemin oluşturmaktadır, yapay kökler olarak işlev görür. Titanyum implantlar, doğal dişin eksik olduğu çene kemiğine implant cerrahisi sonucu yerleştirilerek biyouyumlu bağlanmakar oluşur ve osseointegrasyon dönemi tamamlandığında yapay kron destekler. Bu süreçte kemik titanyum implantla kaynaşır ve onu çevreler. Daha sonra, diş üst yapısı takılır.
- Titanyum, doku ve kemik içine yerleştirildikten sonra pasif olarak kalmaz. Kemik, titanyumun pürüzlü yüzeyine doğru büyüyerek titanyumla bütünleşir ve implantın kemikle birleşmesini sağlayarak osseointegrasyon sürecinin oluşmasına yardımcı olur [6].

İki ana basamakta incelenir titanyum alaşım ve saf titanyum olmak üzere,

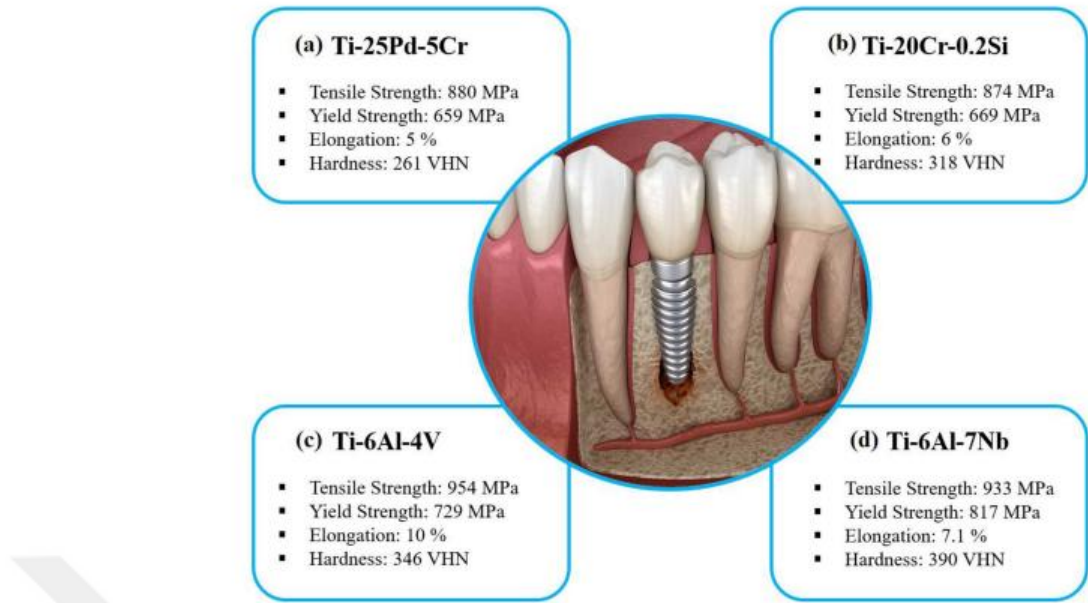
2.6.1.1. Saf Titanyum

Saf titanyum (CP-Ti), dental implantlar için yaygın olarak kullanılır ve biyouyumluluk, korozyon direnci ve mukavemete sahiptir. Titanyum, biyouyumlu olması nedeniyle vücut tarafından iyi tolere edilir ve osseointegrasyon süreci boyunca kemik hücrelerinin implant yüzeyine tutunmasına olanak tanır. Ayrıca, titanyumun düşük yoğunluğu ve yüksek mukavemeti, dental implantlar, kalça ve diz protezleri gibi ortopedik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmasını sağlar. Korozyon direnci, implantın vücut sıvılarıyla temasında bozulmadan kalmasını sağlar [11].

2.6.1.2. Titanyum Alaşımı

Titanyum alaşımlarından yapılmış ortodontik braketler, çelikten daha hafif, daha güçlü ve daha iyi biyouyumluluk özelliklerine sahiptir. Bu bağlamda, saf titanyum, Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb, cerrahi ve diş uygulamalarında kullanılan başlıca titanyum alaşımlarıdır.

Döküm süreci, düşük uzama ve yüksek mukavemete gibi özellikler dental uygulamaları için önemlidir. Hidrojenasyon işleme ve dehidrojenasyon işleme, dökme titanyum alaşımlarının mukavemetini koruyarak uzamayı artırmak için etkili tekniklerdir. Bu, kırık yapı veya β ve α - β çözümleme tedavisi gibi son ısı işlemlerle termokimyasal işlemeyi içerir. Titanyum alaşımları, daha yüksek bir erime noktasına sahiptir ve hassas diş dökümleri için tercih edilen Ag ve Au bazlı alaşımlardan daha reaktiftir.



Şekil 2. Diş implantlarında kullanılan çeşitli titanyum alaşımları ve bunlarla ilişkili mekanik özellikler.

Estetik olarak kullanılan implantlar genellikle kobalt-krom-molibden (Co-Cr-Mo) alaşımından üretilirken, diş eti altına yerleştirilerek tam dişsizlik veya arka dişsizlik durumlarında kullanılan implantlar için sıklıkla titanyum-alüminyum-vanadyum (TiAl6V4), demir-krom-nikel (Fe-Cr-Ni) veya sertleştirilmiş 316L paslanmaz çelik kullanılmaktadır [12-13].

2.6.2. Biyoseramikler

Biyoseramikler yüksek biyoyumluluğa sahip oldukları için insan vücudunda kırık kemikler, diş implantları ve diş kaplamaları yerine kullanılabilen biyoyumlu malzemelerdir.

Biyoaktif seramikler kemik ya da doku ile implant arasındaki kimyasal bağın oluşmasına izin veren biyomalzemelerdir [9].

2.6.2.1. Hidroksiapatit (HA) Kaplama

Hidroksiapatit, ortopedik metal implantlar veya kemik dokusu üzerine yerleştirilen dental implantlarda kullanılan malzemeler için biyolojik olarak aktif biyoyumlu ve osteointegrasyon özelliklere sahip bir biyoseramik türüdür.

Nano hidroksiapatit yüksek çözünürlüğe sahip ve rezorbe ederek yüzey özellikleri

sayesinde hücrel iyileşme sürecini hızlandırma da mükemmel sonuçlar yakalamaktadır. Üstelik katalitik, manyetik, elektriksel ve optiksel yeteneklere sahiptir. Diğer kaplamalara kıyasla daha esnek yapıya sahip olduğu için elektroforetik biriktirme yöntemiyle kaplaması yapılır. Ekipmanlar basit, ucuzdur ve doğru bileşimde, iyi yapışma gücüne sahip, 1-500 µm kalınlığında ve değişken kalınlıkta kaplamalar üretir, ayrıca yapışma, osteoblast, proliferasyon ve mineralizasyonu artırır. Elektroforetik biriktirme yönteminin avantajı, kısa sürede kompleks kaplamalar oluşturma yeteneği, homojen substratlar ve işlem sırasında faz dönüşümü olmamasıdır [14]. Tıbbi uygulamalarda bioaktif inorganik kaplama ve nano biyomedikal yapılar için uygundur [15], düşük sıcaklık kullanılarak kontrollü ve çeşitli ürünler üretilebilir, bu da optimal hidroksiapatit kaplama kalitesi sağlar [16]. Bu yöntem, bir sıvı içinde süspansiyon halindeki yüklü parçacıkları bir substrat yüzeyine biriktirmek için elektrik akımı kullanır [17] ve oda sıcaklığında gerçekleştirilir, böylece hidroksiapatit kaplamanın yapısında değişiklik olmaz. Daha sonra sinterlenerek hidroksiapatit kaplamanın yapısal ve bileşimsel değişiklikler olmaksızın korunması sağlanır [18]. Elektroforetik biriktirme ile yapılan hidroksiapatit kaplaması, nano yapının homojen, aglomeratsız ve yüksek sinterlenebilir olması için düşük sıcaklıkta sinterlenmelidir [19].

Hidroksiapatit kaplı dental implantlar ince yüzey kaplaması sonucu doku ve implant arasında güçlü bağlar sunarak iyileşme sürecini artırır. Bu kaplama yapısı metalin korozyon direncini arttırdığı için implantın kemik dokusuna daha hızlı şekilde bağlanmasını sağlar.

Önceki araştırmalara göre, elektroforetik biriktirme ile hidroksiapatit kaplanmış Ti6Al4V ELI, alaşımın bioaktivitesini artırır ve implantasyon sırasında kemik yeniden yapılanmasını ve osseointegrasyonu hızlandırır [16]. 3 V voltaj ve 3 dakika süre ile 800°C'de sinterlenen nano hidroksiapatit kaplaması ince, yoğun, düzgün ve çatlak içermez [16]. Erakovic'in 40 V voltaj ve 45 dakika süre ile 900°C'de sinterlediği çalışmada, homojen ve çatlak içermeyen bir kaplama yüzeyi elde edilmiştir [20]. Maleki, 40 V voltaj ve 120 dakika süre ile 800°C'de sinterlediği çalışmada, yoğun ve sürekli bir kaplama elde etmiştir [14]. Magesh, 30 V voltaj ve 10 dakika süre ile 300°C'de sinterlediği çalışmada, yüksek yapışma gücü ve korozyon direncine sahip bir kaplama elde etmiştir [21]. Önceki araştırmalara

dayanarak, araştırmacılar 5 V voltaj ve 5 dakika süre ile 800°C'de sinterleme yaparak ince, yoğun, düzgün, çatlak içermeyen ve korozyona dayanıklı bir kaplama malzemesi elde etmeyi amaçlamışlardır. Bu malzeme, ağız boşluğundaki tükürük sıvısı tarafından etkilenen diş implantları için kullanılmaktadır.

Ağız boşluğuna yerleştirilen diş implantlarının kullanımı, çiğneme fonksiyonu nedeniyle implantların kolayca korozyona uğramasına neden olur. İmplantları korozyondan korumak ve biyomedikal uygulamalarda implantın konak doku ile entegrasyonunu artırmak için hidroksiapatit kaplaması yapılması gerekmektedir. Bu nedenle araştırmacılar, Ti6Al4V ELI üzerine elektroforetik biriktirme yöntemiyle nano hidroksiapatit kaplaması yapmayı tartışmışlardır. Bu araştırmanın amacı, malzeme kaplamasının voltaj ve biriktirme süresi ile ince, yoğun, düzgün, çatlak içermeyen ve korozyona dayanıklı bir kaplama elde edilmesini gözlemlemektir [22].

2.6.2.2. Electro-polished (okside edilmiş) Yüzeyler -Ti Unite İmplantlar

Ti unite implantlarda anodik oksidasyon işlemi, galvanostatik modda oluşturulan elektrik alan ile birlikte yüzeyde gözenekler meydana gelir. Metal ve oksijen iyonları difüzyon yöntemiyle yüzeyin kaplanması için seçilen metalin anot tarafından yerleştirilerek yüzeyde oksit film bir tabaka oluşturduğu elektroliz reaksiyonlara denir [23-24].

Titanyuma yapılan anodik oksidasyon sonucunda titanyumun yapısında oluşan oksit filmi malzemenin korozyon, aşınma direncini, yüzey pürüzlülüğünü ve biyo uyumluluğunu artırır [25].

Ti6Al4V alaşımı paslanmaz çelik ile kıyaslandığında vücut sıvılarında yapılan çalışmalarda daha iyi performans gösterdiği gözlenmiştir. Korozyon dirençlerine bakıldığında ise paslanmaz çeliğin Ti6Al4V ya göre daha fazla zararlı metal iyonlarının zamanla vücut sıvılarına yaydığı gözlemlenmiştir, Ti6Al4V ise zamanla iyon yayılımı sağlamamıştır korozyondan etkilenmemiştir. [26]. Korozyon çifti üzerinde yapılan çalışmada Ti6Al4V ve altın çifti en iyi performans gösteren implant malzemeleri olarak kabul edilmiştir [24-27].

3.DENTAL İMPLANTIN YAPISAL BİLEŞENLERİ

Dental implantlar kemik içerisine yerleştirildikten sonra osseointegre sürecini tamamlayan implant gövdesi ve kemik dışarısında kalarak protezin üzerine sabitlenmesi gereken kısım olan abutment olmak üzere iki ana temel parçaya ayrılır.

3.1.İmplant Gövdesi

Cerrahi işlemler sonucu hasta kemiği içerisine yerleştirilen ve kemik içerisinde kalarak osseointegre sürecini tamamlayan yapıya implant gövdesi olarak isimlendirilir. Osseointegre olma sürecinde kemikle bütünleşen implantın tutunma aşamasında geçen sürecin uzunluğu seçilen implantın materyallerine, yüzeyin makro ve mikro tasarımına bağlı olarak değişmektedir.

Fiziksel yöntem, kimyasal yöntem ve biyokimyasal yöntem olarak üç ana sınıfa ayrılarak implant yapısında değişiklikler sağlanmıştır.,

Fiziksel Yöntem: Kesme tornalama, kumlama (blasting) ya da titanyum plazma sprej (tpd)

Kimyasal Yöntem: Asitle dağlama ve anozdizasyon

Biyokimyasal Yöntem: Flor modifikasyonu ve Kalsiyum fosfat uygulamasıdır.

3.2.İmplant Abutment

Dental alanda kullanılan implant abutmentler, implant için “implant protez üst yapısına retansiyon sağlayan dayanak kısmı” şeklinde isimlendirilmektedir. 34

Cerrahi işlemler sonucu implant destekli protezlerde uygun abutment çeşitlerinin tedavi planlamasına ve yapılacak olan protez cinsine göre çeşitli değişiklikler göstermektedirler. Farklı firmaların farklı protezlerde kullanmak üzere çeşitli abutment seçenekleri mevcuttur.

Literatürde, abutment seçimi abutmentin materyaline, yapılacak olan protezin çeşidine, protezin yapım yöntemine ve tutuculuk tipine göre çok sayıda sınıflandırılır.

Abutmentler genel olarak geçici ve daimi abutment olmak üzere iki sınıfa ayrılır.

3.3. Geçici Abutment

Geçici abutmentlar, implant cerrahisi yapıldıktan sonra hastanın üst çene için 6 ay, alt çene için 3 ay bekleme sürecinden hastanın yumuşak dokusunun ideal bir şekilde biçimlenmesini sağlamak amaçlı kullanılır. Hasta konforunu arttırmak, geçici abutmentın üzerine takılan geçici protezlerle hastanın estetik parametrelerde değerlendirmesine avantaj sağlamaktadır [31].

3.4. Daimi Abutment

Daimi abutmentlar hastanın daimi protezine destek sağlamak amaçlı kullanılır. Daimi abutmentlar üretim şekline göre 2 başlığa ayrılırlar.

3.4.1. Stok Abutmentlar

Stok abutmentlar, implant abutment üretimi yapılan firmaların prefabrik titanyum ve kron yapısına benzerliğinden kaynaklı zirkonyadan üretilen abutmentlardır. Hastaya uygun olarak tasarlanacak protezin çıkış profili ve hastanın dikey boyutuna uygun olacak şekilde diş teknisyeni veya diş hekiminin abutmentı modifiye edilerek yapılacak olan proteze uygun hale getirmesidir. Zamanla üretimi yapılan abutmentların tasarımları geliştirilerek hastaların dikey boyutlarına uygun çeşitli boy ve çapta çıkış profiline uygun estetik abutmentlar kullanımına sunulmuştur [33].

Stok abutmentlar, cerrahi işlem sonucu yerleştirilen implantların ön bölge veya arka bölgelerde yerleşiminden kaynaklı çeşitli açılarla hasta profiline uygun halde üretilir. Üretici firmaların birçoğu açılı ve düz abutment seçeneklerini sunmaktadırlar.



Şekil 3. Düz Stok Abutment.



Şekil 4. Açılı Stok Abutment.

3.4.2. Kişiyeye Özel Abutmentler

Kişiyeye Özel Abutment, hastanın yetersiz oklüzal yüzeyleri arasındaki dikey mesafenin az olduğu durumlarda implantın açılanma probleminin oluşması ya da ideal bir çıkış profilinin tam sağlanamadığı durumlarda çıkış profilini tam sağlamak için dişlerin ve yumuşak dokunun orjinal kesitinin taklit edilmesinin gerektiği durumlarda genel olarak tercih edilir [31-32-33]. Bu işlem maliyeti yüksek ve laboratuvar için uğraş gerektiren bir işlemdir. Kişiyeye özel abutment custom olarak

titanyum bloklar halinde CAD-CAM cihazlarına uygun olarak üretilmeye başlandığından beri popüler hale gelmiştir.



Şekil 5. Döküm Abutment.



Şekil 6. Custom Abutment [37].

4. Dental İmplant Tasarımı Yapılırken Öne Çıkan Unsurlar

4.1 Dental İmplantın Sistematik (Yapısal) Tasarımı

Tıp ve mühendislik iş birliğiyle belirlenen sorunların mühendislik alanında çözüme kavuşturulması ve bu çözümlerin teknolojik, insan ilişkileri, etik ve ahlaki unsurlar, yasal ve çevresel faktörler dikkate alınarak optimize edilip geliştirilmesi mühendislerin görevidir. Önceden yapılan veya yeniden tasarlanan ürünlere ait tasarım, fikir ve geliştirme sürecinde mühendislik büyük öneme sahiptir. İhtiyaçların zamana bağlı değişimlerinden kaynaklı olarak, yeni çağa ayak uydurmak, güncel

problemlere çözüm üretmek ve toplumun talep ve isteklerine yanıt vermek mühendisliğin görevleri arasındadır.

Dental alanda implant tasarımını göz önüne aldığımızda dikkat etmemiz gereken bazı noktalar vardır. Seçilen malzemelerin biyouyumlu olması, tasarlanan implantın estetik ve kuvvet gereksinimlerine uygun şekilde bölgesel talepleri karşılaması gerekmektedir. Cerrahi işlemler sırasında diş hekimlerine kolaylık sağlaması ve uzun ömürlü olması büyük önem taşır.

4.2. Biyomekanik İlkeler

Biyomekanik, insan dokularının özellikleri ve mekanik streslere dokuların cevabının ne olacağıyla ilgili sorularla ilgilenen alandır. Biyomedikal, fizyoloji, tıp, biyoloji ve mekanik konuların tamamını kapsamaktadır. Dental implantlar ağız boşluğuna yerleştirilmesiyle beraber çiğneme güçlü çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar. Uygulanan kuvvetler implantın ağız içerisinde bulunduğu konuma göre değişiklik gösterir [34].

Dişli bir bireyin ortalama çiğneme kuvveti yaklaşık 60 ile 270N arasındadır [35]. Yapısal olarak daha sert besinlerin çiğnerken 530N'a kadar çıktığı yapılan araştırmalar sonucu bilinmektedir [36]. İmplant destekli protezlerde doğal kas fonksiyonu ile oluşan kuvvetler doğal dişlerin uyguladığı kuvvete yakındır [37]. İmplant kullanan hastalarda yaklaşık çiğneme kuvveti minimum 50 N maksimum ise 145 N arası olarak tespit edilmiştir [38].

Doğal dişlerde alveol kemiği ile sement kemiği varlığından dolayı 25-10 μ m hareket etmektedir. İmplant desteli protezlerde ise bu hareketin miktarı yaklaşık olarak 3-5 μ m'dir [34-39]. Bu iki model arasındaki kuvvet tamamen farklı olduğu için implant üstü protezlerde direkt yükleme tavsiye edilmez aşamalı olarak yükleme yapılması tavsiye edilmektedir. Uygulanan kuvvet implant açısına dik olarak gelmesi gerekmektedir, açılı kuvvetlerden sakınılması gerekmektedir [40-41].

İmplant destekli protezin fazla derecede yüke maruz kalması, implantın fail olmasının temel sebebidir [12]. Özellikle yatay olarak uygulanan kuvvetlerin implant üzerinde oluşturduğu stres dağılımı implantın zarar görmesinin en mühim sebebidir. İmplant çevresini çerçeveleyen kemik rezorpsiyonunun temel sebebini de yatay

olarak gelen kuvvetler etkilemektedir. Yatay olarak gelen kuvvetin büyüklüğüne bağlı olarak hastanın implant destekli protezinde vida kırığı oluşması, vida gevşemesi ya da porselen kırığı oluşması vb. durumlar gözlemlenebilir [42,43].

Ağız boşluğu içerisine yerleştirilen dental implantların aşırı yüklenmeden kaynaklı implantın kemiğe tutunamaması riskini önlemek amaçlı dikkat edilmesi gereken çeşitli biyomekanik düzenlemeler vardır.

4.2.1 Mekanik Yapılar ve Bileşenleri

4.2.1.1. Stres ve Gerilim Analizi

Bir nesne üzerine dışarıdan uygulanan kuvvetlerin etkisin nesnenin herhangi bir kesitinden geri tepki olarak iç kuvvetler meydana getirir. Her kesitine ayrı ayrı isabet eden kuvvetlere iç kuvvet gerilimi denir. Gerilimlerin birim alanlara uyguladıkları kuvvetler tanımlanabilir sigma sembolü (σ) ile gösterilir [44].

$$\sigma = F/A$$

$$\sigma = \text{Gerilme (MPa = N/mm}^2 \text{)}$$

$$F = \text{Kuvvet (N)}$$

$$A = \text{Birim alan (mm}^2 \text{)}$$

Birçok çalışmada ve dental alanda en çok tercih edilen kuvvet Newton (N), stres birimi olarak ise Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır. Oluşan bu kuvvetler nesne içerisinde karmaşık streslerin oluşmasına sebep olabilirler. Bu gerilimler:

Sıkıştırma (Basma) Gerilimi (Compressive Stres): Herhangi bir nesneyi sıkıştırmak ya da bastırmak amacıyla etki eden yüke karşı nesnenin oluşturduğu dirençtir.

Uzama veya Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Nesneyi uzatmak veya çekmek için uygulanan kuvvetin yarattığı deforme olmanın karşısında oluşturduğu dirence uzama gerilimi adı verilir.

Makaslama Deneyimi Stres Prensipleri (Shear Stres): Bir nesnenin bükülme hareketine veya başka bir nesne üzerinde kaymasına karşı oluşan gerilme tipine denmektedir [44].



Şekil 7. Gerilim analizinin şematik olarak gösterilmesi [45].

Herhangi bir nesneye tek tip kuvvet uygulamak oldukça güçtür bir yöntemdir. Uygulamada bir varlık üzerine sürekli uygulanan bir tip stres bulunuyorsa, baskın olmamakla birlikte diğer iki tip stres de nesne içerisinde oluşum göstermektedir. Meydana gelen stresler; kompleks stres olarak adlandırılmaktadır. Diş hekimliğinde protetik yöntemlerde kompleks stresler diğer streslere göre daha fazla karşılaşılan türlerdir.

Gerinim (Strain): Nesneye gösterilen güçten yani stresten kaynaklanan nesnenin birim boyutunda oluşan boyutsal değişimdir. Tek tip elastik veya plastik şekilde ya da ikisi bir arada şekilde gerçekleşebilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür, bu geri dönüşüm özelliği sonucunda gerinim sona erdiğinde atomlar ilk durumlarına geri dönüş gösterirler. Oysa plastik gerinimde nesne içinde yer alan atomlar verilerinden oynadıklarında geri dönüşümleri mümkün olmamaktadır.

$$\text{Strain} = \Delta L / L$$

$$\Delta L = \text{Birim boyutta oluşan değişiklik}$$

$$L = \text{Gerçek uzunluk}$$

$$\text{Elastisite modülü (E)}$$

Elastisite modülü, malzemenin güç etkisiyle elastik şekil değiştirmesinin boyutudur.

Tanımı gereği Birim kesit alanına sahip bir malzemede (genellikle 1 mm²) birim boyu bir kat daha arttırmak için gerekli kuvveti ifade etmektedir, young modülü

olarak da bilinmektedir.

$$E = \sigma / \varepsilon$$

E: Elastisite modülü

σ : Standart gerilme kuvveti

ε : Birim uzama-Gerinim

Akma sınırına kadar olan veriler içinde gerilim, gerinim (ε) ile doğrusal yönde orantılıdır. Her malzeme kendine ait/has elastisite modülüne sahiptir. Bu formül,

Hooke tarafından açığa çıkarılmıştır, yüzde uzama miktarının veya gerinimin gerilme oranına adı geçen araştırmacının adından dolayı Hooke kanunu olarak isimlendirilmiştir.

Elastisite modülü nesnenin sertliğine dair bilgi sağlar. Elastisite modülü büyüme gösterdikçe cismin sertliği de artış göstermektedir. Sonuç olarak moleküller arasında meydana gelen çekim gücü daha da genişler/artış gösterir.

Poisson Oranı (Poisson's ratio ν): Çekme veya basma yüklerinin etkisinde nesnelerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim_uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı (ν) adı verilir. Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan nesnelerde, diğer yönde de şekil değişikliği meydana gelmektedir.

Bütün malzemeler için “0” ve “0.5” arasında değişen ve teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye göre değişiklik gösteren bir niteliktir. (Kılıçarslan ve ark., 1999).

$$\nu = \Delta L / L_0$$

ν : Poisson Oranı

ΔL : Endeki Birim Uzama Miktarı

L_0 : Boydaki Birim Uzama Miktarı

Lineer Elastik Cisim: Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun öne sürülmesi ve aradaki ilişkinin kolayca ifade edilmesidir. Bu varsayım yalnızca belli bir sınıra kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da yumuşak dokularda fazlasıyla küçüktür. İzotropik Cisim Yapısal elamanın her yönünde

materyal niteliklerinin aynı olduğu pozisyonudur. Homojen Cisim, Elastik niteliklerin nesne içerisinde noktadan noktaya değişiklik göstermediğinin kabul edilmesidir [55].

İzotropik Cisim: Yapısal elamanın her yönünde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumdur.

Homojen Cisim: Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir [55].

4.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Son yıllarda diş hekimliğinde yoğun olarak kullanılan sonlu elemanlar analizi (FEA), implant ve çevresindeki kemikte oluşan gerilmelerin incelenmesinde ve klinik olarak zor durumların incelenmesinde kullanışlı bir analiz yöntemidir. Biyolojik yapıların bilgisayar ortamında simüle edilmesi ilkesine dayanan FEA, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerinden biridir [47]. Karmaşık geometriye sahip yapıları küçük elemanlara bölerek analitik analiz yapılmasına olanak sağlayan bu teknik, 1909 yılında Ritz tarafından tanımlanan sayısal analiz yöntemi ile başlamıştır. İlk olarak 1960 yılında havacılık ve havacılık mühendisliğinde kullanılan FEA, zamanla diş hekimliği de dahil olmak üzere birçok farklı mühendislik ve tıbbi alanda popülerlik kazanmıştır [55].

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometriler içeren ve analitik çözümlere ulaşılması çok zor olan problemleri çözmek için ideal bir sayısal yöntemdir. Bu yöntemde, mekanik bir problemin çözümü, alan değişkenlerinin şekil fonksiyonları kullanılarak problem alanının daha küçük ve daha basit elemanlara bölünmesiyle elde edilir. Başka bir deyişle, tüm alan için bir çözüm fonksiyonu aramak yerine, FEA her bir eleman için ayrı bir çözüm fonksiyonu formüle eder ve bunları birleştirerek tüm yapı için bir çözüm bulur. Diş hekimliğinde, kemik-implant sistemindeki bileşenlerin geometrisi son derece karmaşık olduğundan, FEA bu yapıların analizi için en uygun yöntemdir [55]. FEA iki veya üç boyutlu analize izin verir; iki boyutlu modellemede yalnızca iki eksen (x, y) üzerindeki stres koşulları değerlendirilirken, üç boyutlu modellemede üç eksen (x, y, z) üzerindeki stres

koşulları değerlendirilir [56]. İki boyutlu modelleme zamandan tasarruf sağlar, ancak üç boyutlu modelleme daha gerçekçi ve ayrıntılı veriler sağlar [57].

SEA yöntemi diş hekimliğinde kullanılan implantların başarısını değerlendirmek için yaygın olarak kullanılır. Bu analizle, implantın etrafındaki kemik dokusunun mekanik yükler altındaki biyolojik tepkisi ve implant-kemik arayüzündeki stres dağılımı incelenir. SEA, farklı implant tasarımlarının ve yerleştirme tekniklerinin kemik üzerindeki etkilerini değerlendirmek için ayrıntılı modelleme sunar ve böylece implantların mekanik performansı optimize edilebilir [58]. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, modelin geometrisine, sınır koşullarındaki ve implant-kemik arayüzündeki ilişkinin tanımına ve malzeme özelliklerine göre stres dağılımını değiştirir. SEA ayrıca ortopedi, kardiyovasküler cerrahi, plastik, rekonstrüktif ve estetik cerrahi gibi birçok tıbbi alanda yaygın olarak kullanılır [47].

4.3.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Temel Kavramları

Sonlu Elemanlar Analizinde Element Kavramı: SEA yapılırken, sistemi tanımlayan bölge, eleman adı verilen sonlu sayıda basit geometrik şekle bölünür. Eleman sayısı arttıkça, sonuçların gerçeğe yakın olma olasılığı da artar. Elemanlar, incelenecek ana modelin geometrisini taklit eder ve bu modelin her bölgesinde belirlenen mekanik özellikleri gösterir.

Elemanlara bölünecek incelenecek modelin biçimine matematiksel model denir [48].

Sonlu Elemanlar Analizinde Düğüm (Node) Kavramı: Elemanların birbirine bağlandığı noktalara düğüm adı verilir. Bir elemandaki fiziksel değişimler düğümler aracılığıyla diğer elemanlara yansıtılır [48].

Sonlu Elemanlar Analizinde Ağ Yapısı (Mesh) Kavramı: Düğüm noktalarının ve elemanlarının koordinatları, ağ oluşturma süreci tarafından oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabilirken, programlar kullanıcının da ağı oluşturmaya izin verir. SEA kesin olmayan yaklaşık sonuçlar sağlasa da, ağ boyutunu azaltarak ve düğüm sayısını artırarak SEA sonuçlarının doğruluğu artırılabilir [49].

Sonlu Elemanlar Analizinde Sınır Şartları (Boundary Conditions): Sınır koşulları, nesnenin nerede sabitlendiğini, nesnenin hareketinin nerede engellendiğini gösterir ve sınır koşulları, kuvvetin analiz edilen nesnenin hangi kısmına uygulanacağına göre belirlenir [49-50].

Sonlu Elemanlar Analizinde Katı Modelleme Tekniği: En üst düzey modelleme tekniği olup, gerçek anlamda nesnenin iç ve dış geometrisi tanımlanır. SEA uygulanacak test parçasının üç boyutlu katı modelini oluşturmak için bilgisayar tomografisi veya manyetik rezonans yardımıyla elde edilen görüntü bilgisi 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılarak bir ağ yapısı oluşturulur ve son yıllardaki teknolojik gelişmeler sayesinde daha doğru anatomik modeller elde edilebilir. Katı modellemenin temel özelliği, nesnenin görüntü dışında kalan iç ve dış geometrisinin veri dosyası şeklinde bilgisayara aktarılmasıdır. Böylece ağırlık ve moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak nesnenin iç geometrik formu incelenebilir [49-50].

4.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Temel Aşamaları

Sonlu elemanlar analizinin 3 aşaması vardır [51];

1. Ön işleme: Manyetik rezonans ve/veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri bilgisayar yazılımına aktarılır veya bilgisayar destekli tasarımla iki veya üç boyutlu bir model oluşturulur. Modellenen yapı eleman adı verilen geometrik parçalara bölünür ve bir ağ yapısı oluşturulur. Malzemenin young modülü ve poisson oranları, yükleme koşulları ve sınır koşulları belirlenir.
2. İşleme: Bu, yazılım formülasyonları, ters çevirme, çarpma ve analiz gibi hesaplamaların bilgisayar yazılımıyla yapıldığı aşamadır.
3. Son İşlem: Sonuçlar ve doğrulamalar bilgisayar programları yardımıyla elde edilir. Buradaki etkenler düğüm noktalarından elde edilen değerlerdir. Düğüm noktaları ne kadar çok olursa gerçek değerlere o kadar yaklaşırlar. Yapılan analizler sonucunda farklı değişkenlere ait veriler elde edilebilir ve bu veriler asal gerilmeler, eksenel gerilmeler, yer değiştirmeler, deformasyon veya

eşdeğer gerilmelerden oluşur. Kemik gibi kırılğan malzemelerde asal gerilme değerleri kullanılırken, implant ve abutment gibi çekilebilir malzemelerde daha güvenli sonuçlar veren Von Mises gerilme değerleri kullanılır [49-52].

4.3.3. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Avantajları

- Karmaşık geometriye sahip gerçek bir klinik durumu modellemek için kolayca oluşturulabilir [53].
- Çakışan yapıların görselleştirilmesini sağlar.
- Anatomik kraniyofasiyal yapıların özellikleri ve malzeme özellikleri değerlendirilir.
- Uygulanan bir kuvvetin büyüklüğü ve yönü bulunabilir.
- Teorik olarak ölçülebilir stres noktaları oluşturmaktadır.
- Uygulanan kuvvetin malzeme özelliklerini ve geometrilerini kolayca değiştirmek ve analizi kolayca tekrarlamak mümkündür.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Hem statik hem de dinamik analiz yapılabilir.
- Daha az zaman harcanarak sonuçlar elde edilir.
- Çalışma birçok kez tekrarlanabilir.
- Stres ve zorlanma değerlerini ölçmek için hayvanları feda etmeye gerek yoktur [53].

4.3.4. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Dezavantajları

- Doğru analiz için model sisteminin gerçeğe yakın olması gerekir.
- Yanlış bilgi ve yorumlama tamamen yanlış sonuçlara yol açacaktır.
- Mesleki bilgi, bilgisayar bilgisi, deneyim ve değerlendirme becerisi gerektirir.
- Analiz yazılımı güvenli olmalı ve kullanılan bilgisayar donanımlı olmalıdır.

- Hatalı sonuçlara açıktır. SEA tarafından sağlanan stres değerleri gerçek değerlerle aynı olmak zorunda değildir. Deneysel verilerin aktarılması ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacıya aittir [53-54].

4.3.5. Dental Alanda Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi

Weinstein ve meslektaşları 1976 yılında SEA (Sonlu Elemanlar Analizi) yöntemini kullanarak dental implantoloji de önemli bir yenilik getirmişlerdir. Son yıllarda SEA diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu analiz yöntemi implant üzerindeki fonksiyonel kuvvetlerin ve çevre dokulardaki streslerin değerlendirilmesine olanak tanır. Kısa implantlar, kişiselleştirilmiş implant tasarımları, zigomatik implantlar ve açılı implantlar gibi dental implantolojinin çeşitli alanlarında birçok SEA çalışması yapılmıştır.

SEA'nın güvenilirliği üzerine birçok çalışma yapılmıştır. Baiamonte ve meslektaşları tarafından yapılan bir çalışmada, implantlar maymun mandibulasına yerleştirilmiş ve osseointegrasyon tamamlandıktan sonra stres değerleri hem in vitro hem de SEA tekniği kullanılarak analiz edilmiştir. Çalışmanın bulguları SEA'nın dental alanda güvenilir bir yöntem olduğunu göstermiştir.

SEA uygulamalarının dezavantajları arasında kişiden kişiye değişen kortikal ve trabeküler kemik yoğunlukları gibi faktörlerin sabit veri olarak dikkate alınması gerekliliği yer almaktadır. Günümüz teknolojisi, doğa koşullarının tüm detaylarını modeller üzerine tam olarak yansıtmaya yetmemektedir.

4.4. Dental İmplant Dizaynında Bilimsel Esaslar ve Yöntemler

Diş implantları yükleri çevredeki biyolojik dokulara aktarma işlevi görür.

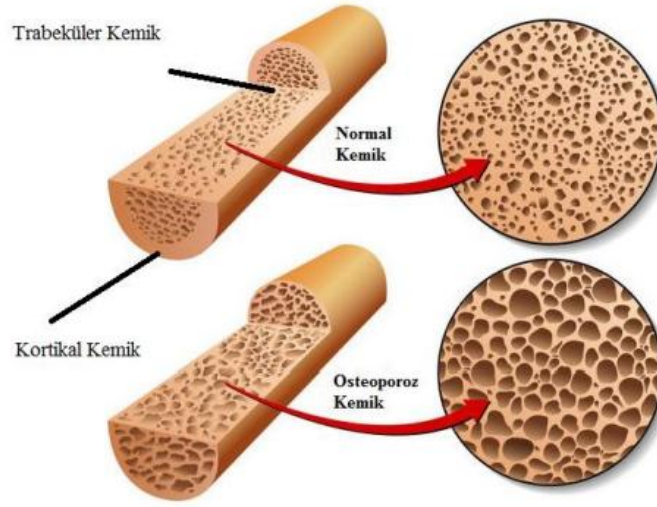
Bu sebeple, işlevsel tasarımın birincil amacı, implant destekli protez işlevini en iyi şekilde kullanmak için biyomekanik yükleri yönetmektir. Biyomekanik yük yönetimi, uygulanan kuvvete ve yükün dağıtıldığı işlevsel yüzey alanına göre değişir. Günümüzde 90'dan fazla diş implantı gövde tasarımı bulunmaktadır.

Tasarım yaparken, implantın izole edilmiş parçalarına (implant-abutment bağlantısı, tüm yüzey alanı) odaklanmak yerine tüm sistem yaklaşımını (tedavi planlaması vb.) dikkate almak faydalıdır [58].

4.5. İmplant Dizaynının Biyomühendislik Prensipleri

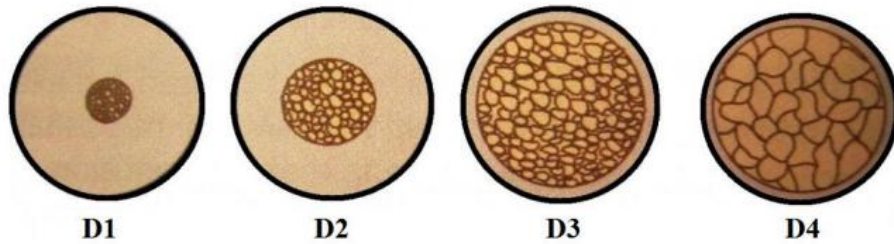
Canlı kemik, bölgesel yüklere ve sistematik değişikliklere yanıt veren bir organdır. Kemik dokusunun mekanik uyarılarla kurduğu ilişkiler 1892 yılında Wolff tarafından gözlemlenmiştir. Bu çalışmalar sonucunda “kemiğin her şekli ve işlevi, matematiksel kurallara uygun olarak iç ve dış yapısal değişiklikleri izler” hipotezi ortaya çıkmıştır [60]. Dolayısıyla kemikte oluşan stres değişikliklerinde kemik sadece hacim olarak değil, aynı zamanda kalan kemiğin iç yapısının özelliklerinde de değişiklik gösterir. Kemik histolojik olarak lameller kemik, örgülü kemik, bileşik kemik ve demet kemik olarak tanımlanmaktadır. Bu kemik tiplerinden ilk üçü sıklıkla osteointegre dental implantların yakınında bulunur. Bileşik kemik, lameller ve örgülü kemiğin birleşimidir ve kortikal kemiğin intraosseöz ve periosteal yüzeylerinde oluşur. Lameller kemik, yük taşıyan kemik olarak bilinen ve implantın yakınında en çok istenen kemik türü olan en iyi organize olmuş, en mineralize ve en güçlü kemik tipidir. Örgülü kemik, diğer tiplere göre düzensiz, daha az mineralize ve daha az dayanıklı olduğu için olgunlaşmamış kemik olarak bilinir. Bu histolojik terimler, kortikal ve trabeküler kemiğin makroskobik tiplerini tanımlamak için kullanılır [60].

İmplantın etrafındaki kemiğin davranışını anlamak için ağız boşluğuna yerleştirilen implantların biyomekaniğini bilmek gerekir. Bazı araştırmacılar, kortikal kemikte maksimum stres konsantrasyonları oluştuğunda, implant ve kemiğin temas ettiği yüzeylerde biriktiğini bildirmiştir. Trabeküler kemikteki maksimum stres konsantrasyonunun, implantın apeksi (taban kısmı) etrafında olduğu bulunmuştur [61].



Şekil 8. Normal ve Osteoporoz Kemik Yapılarının Görselleştirilmesi.

Şekil 8'de görüldüğü gibi, kemikler yoğunluklarına göre iki tiptedir: kompakt (kortikal) ve trabeküler (süngerli). Kompakt kemiği kaplayan periosteum, kolajen lifleri, osteoblastlar ve osteoklastlar içerir. Osteoblastlar ve osteoklastlar kemik yeniden şekillenmesinde, rezorpsiyonunda ve apozisyonunda rol oynar. Kompakt kemik tabakasının altında bulunan trabeküler veya süngerli kemik gözenekli bir yapıya sahiptir ve kompakt kemikten daha az yoğun ve daha az serttir.



Şekil 9. Kemik kalitesinin sınıflamasına göre, kemik dokusunun çeşitli kalite kategorileri tanımlanmıştır.

Araştırmacılar kemiği 4 ayrı gruba ayırarak yapısal ve işlevsel olarak tanımlamışlardır.

D1 Kemik; Kalın ve yoğun kortikal tabaka, düşük gözeneklilik ve çok az süngerimsi tabaka içeren kemik türüdür. En sık mental foramen arasında atrofik mandibulada görülür. Yüksek mineralizasyon kapasitesine sahip bu kemik türünün kısa iyileşme

süresi, kolay ilk fiksasyon ve yüklere karşı direnç gibi avantajları vardır. Ancak düşük kemik içi kan dolaşımı, ameliyat sırasında aşırı ısınma olasılığı ve kemik implant arayüzü oluşumunun gecikmesi gibi dezavantajları vardır.

D2 Kemik; Kalın ve yoğun kortikal tabaka, gözenekli ve zayıf trabeküler yapıya sahip süngerimsi tabakadan oluşur. Genellikle alveolar çıkıntılar atrofiye olmuşsa mandibulanın ön tarafında, değilse maksillanın ön tarafında ve mandibulanın arka tarafında yer alır. İmplantın yüksek ilk fiksasyonu ve daha iyi kan dolaşımı gibi avantajları vardır.

D3 Kemik; Kortikal tabaka ince ve kırılımandır, süngerimsi tabaka kalın ve daha az mineralizedir. Genellikle mandibula ve maksillanın arka kısmında bulunur. Düşük fiziksel dirence sahip bir kemik türüdür.

D4 Kemik; Çok ince bir kortikal tabaka ve az mineralizasyona sahip süngerimsi bir tabakadan oluşur. Tübüler bölgelerde ve yaşlı bireylerde yaygındır [58].

4.6. Biyomateryal Seçimi için Temel Kriterler

Birçok biyouyumlu malzeme, diş implantlarının maruz kaldığı parafonksiyonel yüklere dayanamaz. Silisyum, hidroksiapatit ve karbon gibi malzemeler, biyolojik dokularla uyumlu olmalarına rağmen, ilk implant biyomalzemesi olarak kullanıldıklarında çok düşük mukavemete sahiptirler. Mevcut uygulamalarda, bu malzemeler daha güçlü alt yapı malzemelerine uygulanan kaplamalar olarak kabul edilir. Titanyum ve titanyum alaşımları uzun zamandır diş ve ortopedik uygulamalarda başarıyla kullanılmaktadır. Titanyum ve alaşımlarının mükemmel biyouyumluluğu doğrulanmıştır. TiO₂ tabakasıyla, malzeme canlı dokularla uyumludur. Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımları, tüm metalik biyomalzemelerin en iyi mekanik ve fizyolojik özelliklerini, korozyon direncini ve genel biyouyumluluğunu sergiler. Titanyum alaşımlarının ticari olarak saf titanyuma göre ilk avantajı dayanıklılıklarıdır.

Titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri, ticari olarak saf titanyumunkinden çok daha yüksektir. Bu nedenle, ticari olarak saf titanyum sınıfları ve alaşımları arasında

önemli bir mukavemet farkı olmasına rağmen, elastik modülü tüm bu malzemeler için yüksektir. Titanyum alaşımı, kemik-implant arayüzünde biyomekanik dayanıklılık, biyouyumluluk ve modül uyumluluğu açısından en iyi çözümü sunar [58]. Bu özellikler, titanyum alaşımlarının diş hekimliği ve ortopedide tercih edilmesinin başlıca nedenleridir. Bu malzemelerin mükemmel biyomekanik özellikleri, uzun vadeli ve güvenilir kullanımlarını garanti ederek onları implant malzemeleri olarak ideal hale getirir.

4.7 Dental İmplantlarda Kullanım Ömrünün Belirlenmesi

Yorgunluk kırıkları dinamik döngüsel yüklemeler sonucu oluşur ve dental implantlarda bu tür kırıklar malzemenin mekanik özelliklerine, implant geometrisine, döngü sayısına, kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne bağlıdır. İmplantlar aşırı yüklere maruz kaldığında kırılmadan önce çok az döngüye dayanabilirler; ancak düşük yük değerlerinde teorik olarak sonsuz sayıda döngüye dayanabilirler. İmplant malzemesinin sonsuza kadar yüklenebileceği stres seviyesi, dayanıklılık sınırı, yani yaşam değeri olarak belirlenir.

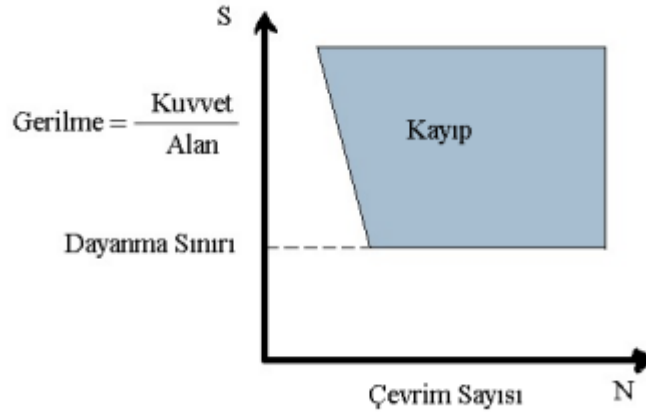
İmplant gövdelerinde yorgunluk kırıkları nadiren eksenel basınç ve gerilim yükleri nedeniyle oluşur. Çoğunlukla yanal yükler sonucu oluşan kayma gerilmeleri implantlarda kırıklara neden olur [65]. Yorgunluk kırıkları implant gövdesinin kalınlığına bağlı olarak değişir. Stres değeri malzemenin alanına göre değişir; örneğin, yüzey alanı diğerinin iki katı olan bir malzeme yaklaşık 16 kat daha güçlüdür. Bu ilişki 4. dereceden bir ilişkiye sahiptir [66]. Bu bilgi implant tasarımı ve malzeme seçimi sürecinde dikkate alınmalıdır, çünkü doğru tasarım ve malzeme seçimi implantların mekanik ömrünü önemli ölçüde artırabilir.

4.7.1 Dental İmplantlar Yorulma Testi

Diş implantlarının çene kemiklerine yerleştirildikten sonra kırılmadan yük altında çalışabileceği süre, ISO 14801 standardı altında yürütülen yorulma testleri ile belirlenir. Bu testler, implantların maksimum dayanıklılık limitlerini ve yorulma mukavemetini değerlendirmek için tasarlanmıştır. Test sonuçları, test edilen ürünün maksimum çevrim süresine göre dayanabileceği maksimum yük değerini ortaya koyar. Kemik içi diş implantlarının yorulma mukavemeti, ISO 14801 standardı

kullanılarak yürütülen dinamik yorulma testleri ile belirlenir. Bu tür tıbbi cihazların yorulma davranışı genellikle bir S-N eğrisi ile grafiksel olarak gösterilir (Şekil 10).

Bu eğride, implant yüksek streslere maruz kaldığında kırılmadan önce yalnızca birkaç yükleme döngüsüne dayanabilirken, teorik olarak düşük stres seviyelerinde sonsuz sayıda yükleme döngüsü için çalışabilir. İmplantın dayanabileceği stres seviyesinin üzerindeki değer, dayanma sınırı olarak tanımlanır ve bu sınır, implantın klinik hizmet ömrünü belirleyen kritik bir faktördür (ISO, 2007). Bu testler, implant tasarımlarını optimize etmede ve güvenilirliklerini artırmada önemlidir. İmplantların mekanik yük altında ne kadar süre güvenli bir şekilde performans gösterdiğini anlayabilmek hem hastaların sağlığı hem de implant teknolojisinin gelişimi açısından hayati önem taşımaktadır.



Şekil 10.Dental implantların yorulma davranışları S-N grafiği.

4.8. Dental İmplantlarda Kuvvet Dinamikleri

Diş implantları çiğneme sırasında karmaşık kuvvetlere maruz kalır ve bu kuvvetler implant-çevreleyen kemik arayüzüne üç ana şekilde etki eder: oklüzal (basma gerilmesi), lateral ve çekme kuvvetleri (Şekil 10). Kemik, sıkıştırma kuvvetlerine karşı oldukça dirençli olsa da çekme kuvvetlerine %30, kesme kuvvetlerine ise %65 daha az dirençlidir [67]. Bu bilgiler ışığında, kesme ve çekme gerilimlerini en aza indirmek için implant tasarımında geometrik düzenlemeler yapılmalıdır. İdeal

implant tasarımı, implanta uygulanan kuvvetleri en iyi şekilde dağıtmak ve implant destekli protezin işlevsel kalmasını sağlamak için tasarlanmıştır.

İmplantlardan kemik dokusuna kuvvet iletimi çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunlara yükleme türü ve yoğunluğu, implant ve protezin malzeme özellikleri, implant geometrisi, implant yüzey özellikleri, implant-kemik arayüzü ve çevreleyen kemiğin yoğunluğu dahildir [74]. Bu faktörlerin her biri implantın başarılı entegrasyonunu ve uzun vadeli işlevselliğini etkileyebilir. İmplant tasarımındaki bu ayrıntılar, implantın mekanik streslere başarılı bir şekilde direnmesini sağlamak için kritik öneme sahiptir. Bu nedenle, her faktörün ayrıntılı olarak incelenmesi ve optimum implant tasarımı için dikkate alınması gerekir.

4.8.1.Kuvvetin Yönü ve Büyüklüğünün Analizi

Mandibula ve maksilla anatomisi, implantların uzun aksları boyunca yüklenmesi amacıyla cerrahi olarak kök formu implantların yerleştirilmesi için önemli kısıtlamalar sunar. Uzun süre dişsizlik sonucunda meydana gelen kemik kayıpları, kullanılabilir alanı azaltarak implant yerleştirme işlemini daha da zorlaştırır. Oklüzal yönden gelen baskı ve gerilme kuvvetleri implantın uzun aksı boyunca uygulandığında, kemik en güçlü durumdadır. Ancak, yüklemenin açısı 30 dereceye ulaştığında kemikteki basma dayanıklılığı %11, gerilme dayanıklılığı ise %25 azalır. Hassas alveol kemik bölgesine etki eden kuvvetin açısı arttıkça, implant çevresinde oluşan gerilme de artar. Bu nedenle, tüm implant dizaynları, oklüzal düzleme dik olarak yerleştirilecek şekilde planlanır. Bu şekilde yapılan yerleştirme, gelen kuvvetlerin implantın aksiyal yüzey boyunca iletilmesini sağlar ve böylece kemiğe uygulanan gerilmeyi azaltır. Bu planlama, implantlarda oluşabilecek kırıkları azaltmayı amaçlar.

Dental implantların ağız içerisinde üzerlerine gelen yükler karşısında devamlılıklarını koruyabilmeleri için çeşitli tasarımlar geliştirilmiştir. İmplant üzerine gelen ısırma kuvvetleri, bulundukları anatomik bölgeye göre değişiklik gösterir. Yapılan çalışmalarda, ısırma kuvvetlerinin kesici bölgelerde daha az, molar bölgelerde ise en fazla olduğu, 42 ile 1245 Newton (N) arasında değiştiği rapor edilmiştir [75]. Bu bilgiler, implant tasarımlarının ve yerleştirme stratejilerinin, anatomik ve fonksiyonel koşullara göre özelleştirilmesinin önemini vurgular.

Optimal implant yerleşimi ve tasarımı, hem yük taşıma kapasitesini artırır hem de uzun vadeli başarı oranlarını optimize eder.

4.8.2. İmplantların Makrogeometrik Tasarımı

İmplant makro tasarımı veya şekli, implant-kemik etkileşiminde büyük önem taşır. Yük aktarıldığında, tepe, diş veya diş ucu gibi implant yüzeyinin çıkıntılı elemanları stres yükseltici görevi görür ve kemik üzerlerinde yoğunlaşır ve sertleşir. Bu yapılar stres aktarımı için mevcut yüzey alanını belirler ve implantın ilk stabilitesini yönetir. İmplantların şekli, sonlu eleman analizi çalışmalarında kemik stres dağılımını ve büyüklüğünü gösterir ve farklı implant tasarımlarının kemik üzerindeki etkilerini ortaya koyar.

Pürüzsüz, silindirik implantlar cerrahi yerleştirmede konfor sağlar, ancak kemik-implant arayüzü büyük kesme kuvvetlerine maruz kalabilir. Buna karşılık, pürüzsüz, konik implantlar, koniklik derecesine bağlı olarak, sıkıştırıcı yük bileşenlerinin kemik-implant arayüzüne daha etkili bir şekilde dağıtılmasına izin verir. Daha büyük bir koniklikle, arayüze daha fazla sıkıştırıcı yük bileşeni dağıtılır, ancak koniklik miktarı 30 dereceyi geçmemelidir. Pürüzsüz implantların konikliği arttıkça, implant gövdesinin yüzey alanı azalır ve ilk iyileşme için gereken fiksasyon azalır [62].

Dairesel kesit alanlarına sahip dişli implantlar, cerrahi yerleştirme için konfor sağlar ve sıkıştırıcı yükleri kemik-implant arayüzüne iletmek için daha fazla işlevsel yüzey alanına izin verir. Dişli implantlar, iyileşme sırasında mikro hareketi önlemek için kolayca sert bir şekilde bağlanır. Bu yüzey işlemi, işlevsel yüzey alanını artırmak için vida tasarımına da uygulanabilir [58].

Buna karşılık, konik dişli implantlar, pürüzsüz dişli implantlardan daha az yüzey alanına sahiptir ve ideal protez pozisyonuna yerleştirildiğinde dişsiz olamaz. Konik dişli implantlar, implant çapındaki sürekli azalma nedeniyle daha az diş derinliğine sahiptir. Diş kökleri apekse doğru konikleşse de, dişli implant daha az avantaj sunar ve diş kökü tasarımına kıyasla birçok dezavantaja sahiptir [62]. Bu bilgi, implant tasarımlarının ve yerleştirme stratejilerinin anatomik ve işlevsel koşullara göre özelleştirilmesinin önemini vurgular. Optimal implant yerleşimi ve tasarımı hem yük taşıma kapasitesini artırır hem de uzun vadeli başarı oranlarını optimize eder.

4.8.3. İmplant Boyutlandırma Prensipleri

Ağız boşluğuna yerleştirilen implantların 50 yıllık gelişimi boyunca, implantlar giderek boyut olarak genişlemiştir. Scialom'un pin implantları 1960'larda ve 1970'lerde günümüz standartlarından 2 mm daha darken, Bränemark implantları ilk olarak 3,75 mm'lik bir gövde genişliği sunmuştur. Günümüzün diş implantları genellikle implant genişliğinin artırılmasının oklüzal kuvvetlerin daha geniş bir alana dağıtılmasına izin verdiği bilimsel prensibini yansıtır. Bu genişleme, özellikle daha geniş kök formu tasarımların daha geniş kemik temas alanına katkıda bulunarak, daha dar implantlardan daha geniş bir kemik temas alanı sağlar.

Ayrıca, streslerin implantın tepesinde yoğunlaştığı düşünüldüğünde, ilk fiksasyon ve tork direnci elde edildikten sonra genişliğin yükseklikten daha önemli olduğu görülmektedir. Kök formu implantların dairesel kesit alanı, abutment platformunun yük taşıma alanını kare çapın bir fonksiyonu olarak artırır. Örneğin, 4 mm genişliğindeki kök formu bir implant, 3 mm genişliğindeki kök formu bir implanttan %33 daha büyük bir yüzey alanına sahiptir. Bu artış, implant genişliğinin doğal dişin çıkış profilini daha yakından yansıtmaya için önemlidir, çünkü çoğu doğal diş 6-12 mm genişliğindedir [63].

Klinik uygulamada, genellikle doğal dişlere benzer boyutlardaki implantlar tercih edilir. Ancak titanyum implantlar doğal dişlerden 5-10 kat daha serttir. Bu sertlik yalnızca malzemenin doğal elastik modülüyle (örn. camsı karbon ve alüminyum oksit) değil, aynı zamanda malzemenin fiziksel boyutlarıyla da (örn. bükülme ve kırılmaya karşı direnç) ilgilidir. İmplant genişliklerini 6-12 mm'ye kadar artırmak, implantın bükülme direncini, çapın dördüncü kuvvete kadar artmasıyla doğru orantılı olarak etkileyebilir ve bu da stres korumasını artırır [64]. Bunlar, implant seçimi ve tasarımında dikkate alınması gereken önemli faktörlerdir, çünkü implantın başarılı entegrasyonu ve işlevselliği büyük ölçüde bu özelliklere bağlıdır.

4.8.4. İmplant Uzunluğu: Seçim Kriterleri ve Etkileri

İmplant uzunluğunun artırılması temas yüzey alanını da artırır, bu da implantları mümkün olduğunca uzun ve tercihen karşıt kortikal tabakaya yerleştirmenin önemini vurgular. Ancak bu görüşte bazı zorluklar vardır. Özellikle ağzın ön bölgesinde, daha

düşük ısırma kuvvetleri ve daha fazla kemik yoğunluğu gibi faktörler nedeniyle karşıt kortikal tabaka ile bağlantı genellikle bu bölgede korunur. Arka bölgede, karşıt kortikal tabaka ile bağlantı, yokluk (maksilla) veya anatomik yapılar (mandibuladaki nörovasküler kanal) nedeniyle sağlanamaz [58].

Klinik çalışmalarda, kısa implantların kullanımı genellikle önerilmez çünkü uzun implantlar, lateral yük altında daha fazla stabilite sağlamak için gereklidir. Ancak, implant çapının ve uzunluğunun artırılması, implant başarı oranlarını etkileyen önemli faktörlerdir. Daha kısa ve daha küçük çaplı implantlar, daha uzun ve daha geniş çaplı implantlardan daha düşük başarı oranlarına sahiptir. Sonlu elemanlar analizi kullanan bir çalışmada, implant uzunluğunun 10 mm'den fazla olduğu her bir eklem, lateral kuvvet altında karşılaşılan maksimum stres oranını azaltmada etkili olmuştur. Bu analiz, 5 mm'lik bir implantın yanal kuvvetlere dayanmak için yetersiz olduğunu, 10 mm ve üzeri implantlarda ise stresin daha iyi dağıldığını göstermiştir. Özellikle 15 mm ve 20 mm uzunluklarda maksimum stresin %80'i gömülü uzunluğun %90'ına dağılırken, bu oran 30 mm için %70'e düşmüştür [58].

Doğal diş kökleri arasındaki uzunluk farkı önden arkaya doğru artmaz; azı dişleri kesici dişlerden daha uzun değildir. Bunun yerine çap artar, özellikle azı dişleri bölgesinde. İmplant tasarımında bu biyomekanik farklılıkların dikkate alınması ideal implant tedavi planlamasının bir parçasıdır. Geleneksel implant üreticileri büyük çaplı implantlarda tasarım değişikliği yapmazken, diş tasarımını değiştirmek yüzey alanını %200'e kadar artırabilir. Bu, implant yüzey alanının daha da artması ve bunun sonucunda implantın kemikle daha iyi bütünleşmesi anlamına gelir. Bu nedenle, implant seçimi ve yerleştirme stratejileri hem anatomik koşullar hem de işlevsel ihtiyaçlar göz önünde bulundurularak yapılmalıdır.

4.8.5. İmplant Yiv Geometrisinin İncelenmesi ve Önemi

Yivler, diş implantı tasarımında kritik bir rol oynar; ilk etkinlikleri en üst düzeyde çıkarma, yüzey uzatma artırma ve kemik-implantın yüzeyinde stres gelişimini artırmak için özel olarak şekillendirilirler [69]. İmplantın birim birim başına fonksiyonel yüzey alanı, diş aralığı, diş şekli ve diş derinliği gibi moleküler etkiyle ayarlanabilir.

Diş aralığı, sağlıklı diş formları arasındaki mesafe ile dayanıklılık ve implantın teknik terimi olan diş üst çapı (D) ile bulunabilir. Daha küçük diş aralığı, belirli bir uzunluk için daha fazla sayıda diş ve dolayısıyla daha fazla yüzey alanını tanıma olanağı sağlar. Örneğin Straumann implantları için diş aralığı 1,5 mm iken BioHorizons için 0,4 mm'dir. Diş aktarımları, devre kartının değiştirilmesi gelir ve diğer tüm değişkenler sabit tutulursa, daha fazla sayıda diş daha fazla yüzey alanı aktarım gelir [58].

Diş geometrisi önemli bir faktördür. Dörtgen, V şekilli ve payanda şekli gibi farklı diş şekilleri, intrüzif ve oklüzal yük ayrıntıları altında uzun vadeli fonksiyon için tasarlanmıştır. Özellikle, dörtgen diş, intrüzif basıncının mevcut olduğu yer için en uygun yüzey koruması sağlar ve V şeklinde diş üzerindeki kesme kuvveti, dörtgen diş üzerindeki kesme kuvvetinden 10 kat daha büyüktür [70].

Diş derinliği, implantın yüzeyindeki kartın bir diğer faktörüdür. Daha fazla diş derinliği, daha fazla yüzey alanı anlamına gelir. Konik implantlarda, diş derinliği implantın diş çapı azaldıkça azalır ve daha az yüzey alanı kalır. Kısa implantlarda yüzey alanı daha önemli hale gelir çünkü bu tasarımlara yüksek yüklere dayanıklılık için yüzey aralığını artırmak üzere farklı yüzey kaplamaları veya işlemler uygulanabilir [71].

Sonuç olarak implant tasarımında diş sayısı, aralıkları, şekli ve derinliği gibi faktörler implantın başarısında önemli rol oynar. Bu belgenin performansını, implantın biyomekanik verisinin yerini ve uzun vadeli stabiliteyi sağlamak için kritik veri akışına sahiptir.

5.MATERYAL VE YÖNTEMLER

Bu tez kapsamında yapılan deneysel çalışmalarda, implantların 3 boyutlu modellemeleri ve çizimleri SolidWorks programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çizilen implantlar, sonlu elemanlar analizi yöntemi ile ANSYS programında test edilmiştir.

5.1. Kullanılan Programlar

5.1.1. SolidWorks ve Mühendislik Tasarımı:

SolidWorks, mühendislik tasarım süreçlerinde yaygın olarak kullanılan güçlü bir bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımıdır. Özellikle mekanik tasarım alanında 3D modelleme, montaj ve çizim özellikleriyle öne çıkar. Yazılım, kullanıcıların hızlı ve etkili bir şekilde ayrıntılı tasarımlar oluşturmalarına, bu tasarımları analiz etmesine ve bunları üretim süreçlerine uyarlamasına olanak tanır. SolidWorks tarafından sunulan parametrik modelleme özelliği, tasarımcıların bir tasarımda değişiklik yaparken tüm ilgili bileşenleri otomatik olarak güncellemesine olanak tanır, bu da tasarım sürecini hızlandırır ve hata olasılığını azaltır [73]. Ayrıca, SolidWorks Simülasyon modülü mühendislerin tasarımlarını sanal bir ortamda test etmelerine ve stres analizi, titreşim analizi ve termal analiz gibi mühendislik hesaplamaları yapmalarına olanak tanır [72]. Bu özellikler, ürün geliştirme sürecinde tasarım optimizasyonuna ve maliyet azaltımına katkıda bulunur.

5.1.2. ANSYS Yazılım ve Uygulamaları:

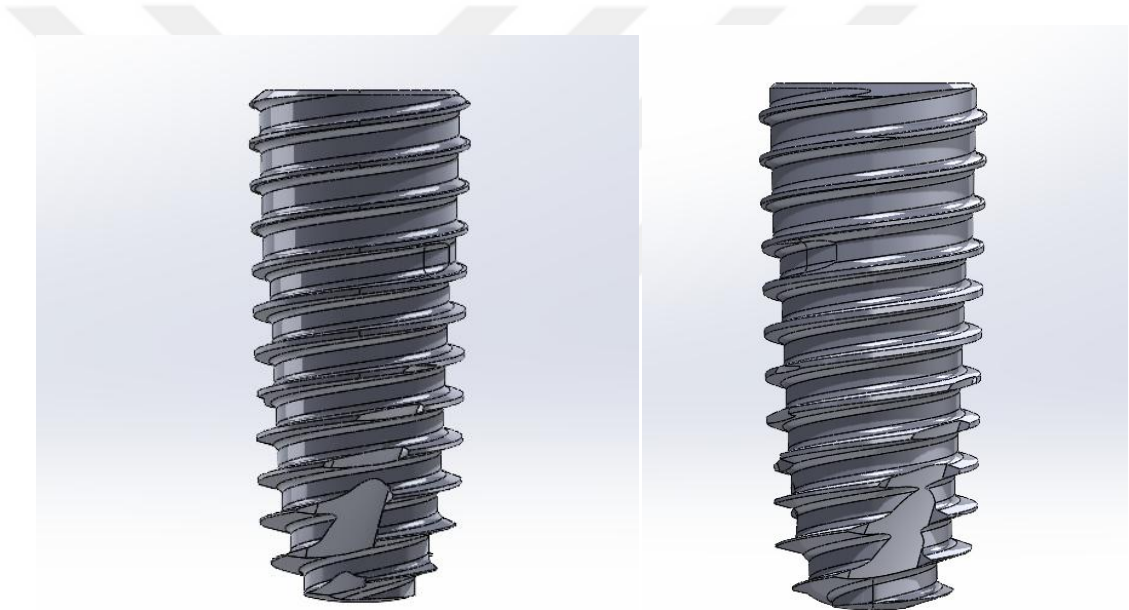
ANSYS, mühendisler tarafından güç, titreşim, akışkanlar mekaniği, ısı transferi ve elektromanyetik alanlarındaki tüm fizik disiplinlerinin etkileşimlerini simüle etmek için kullanılan gelişmiş bir sonlu elemanlar yazılımıdır. Yazılım, sanal ortamda gerçekleştirilen 3B simülasyonlar sayesinde yapıların zayıf noktalarını belirleme, bu noktaları geliştirme, ömür hesaplamaları yapma ve olası sorunları öngörme gibi birçok mühendislik probleminin çözümüne katkıda bulunur [73].

ANSYS, dışarıdan 3B çizim verisi alma özelliğine sahip olmasının yanı sıra, kendi "ön işleme" araçlarıyla geometri oluşturulmasına da olanak tanır. Aynı süreçte analizler için gerekli sonlu elemanlar modeli (ağ) oluşturulur ve yükler

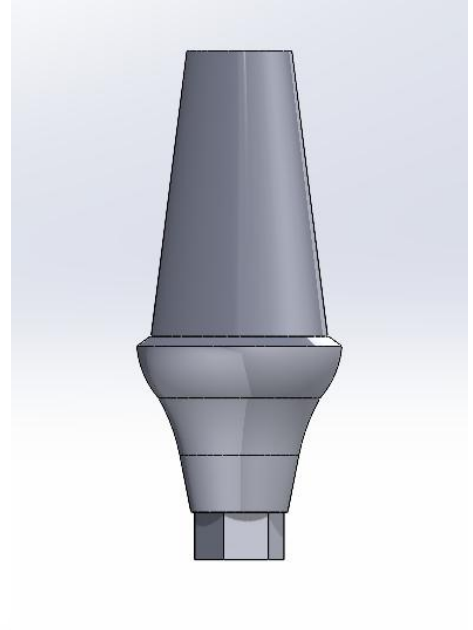
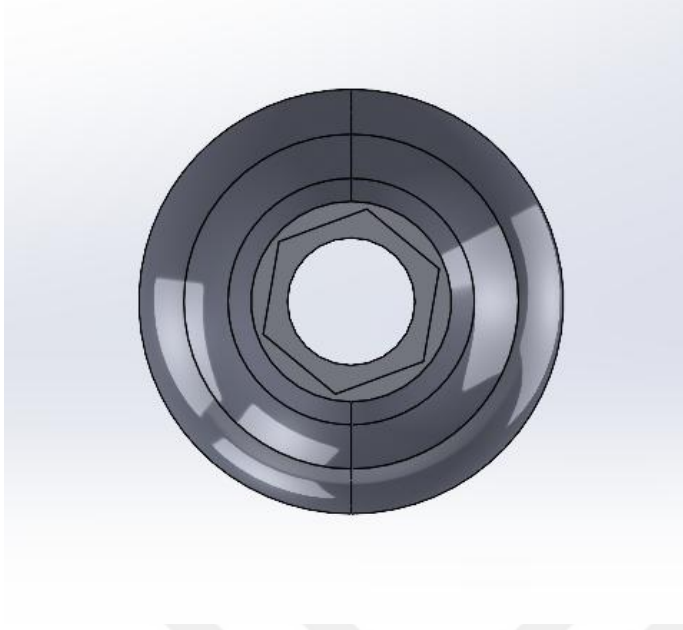
tanımlandıktan sonra yapılan analiz sonucunda verilere hem sayısal hem de biçimsel olarak erişilebilir. ANSYS yazılımı, çeşitli bağlantı algoritmaları, zamana bağlı yükleme özellikleri ve doğrusal olmayan malzeme modelleri sayesinde karmaşık mühendislik analizlerinin hızlı, güvenilir ve pratik bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlar [73].

5.2. Üç Boyutlu Modelleme

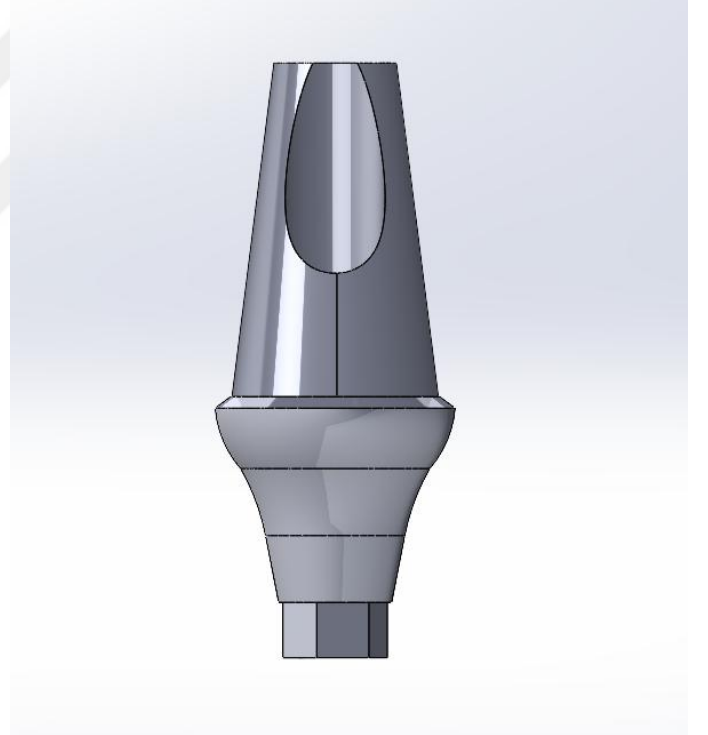
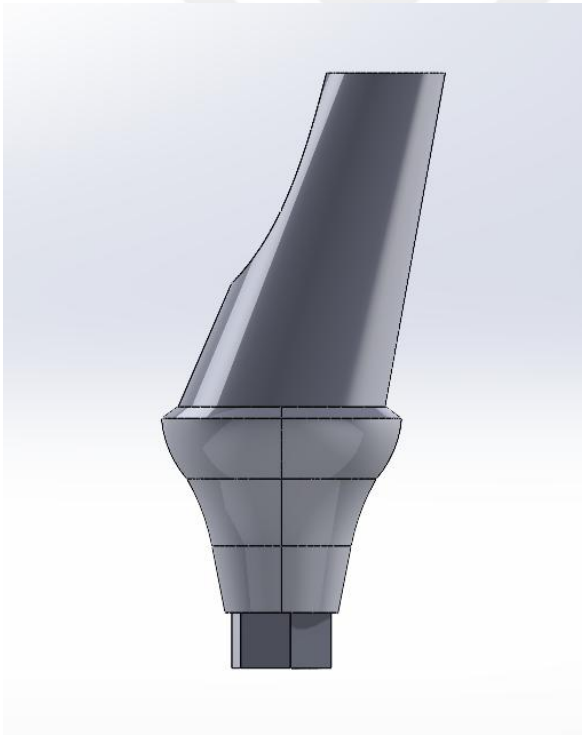
SolidWorks yazılımı kullanılarak oluşturulan üç boyutlu modeller çeşitli perspektiflerden ve farklı açılardan detaylı olarak sunulmuştur.



Şekil 11.İmplantın Farklı Açılardan Görselleri.

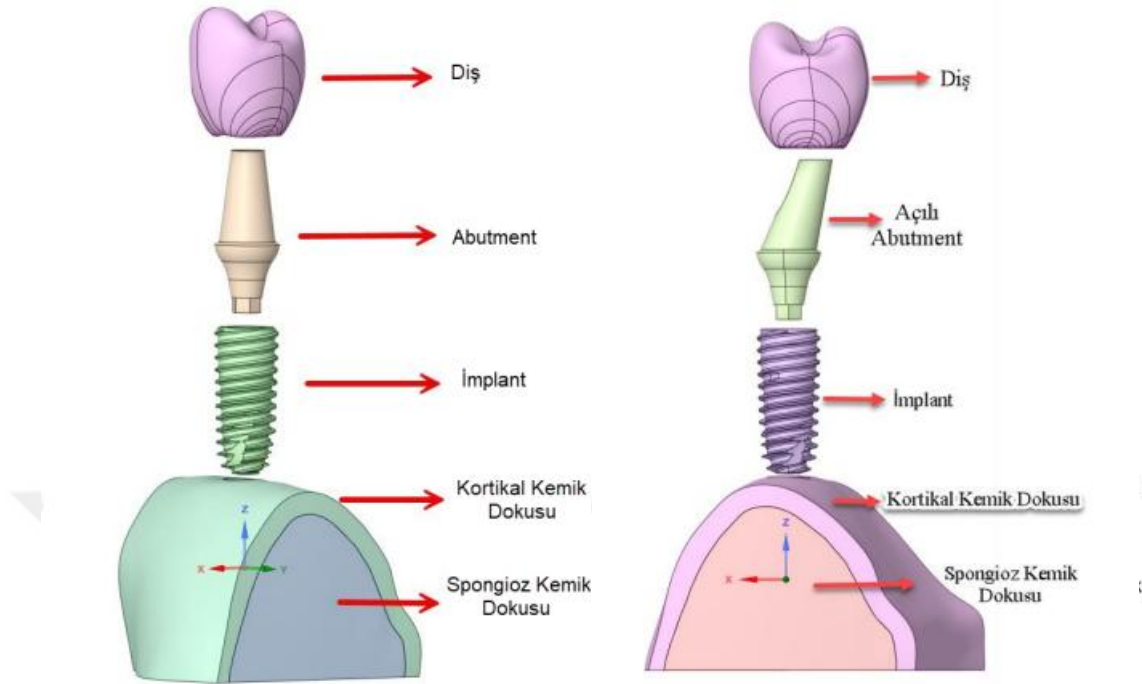


Şekil 12. Düz Abutmentin Alttan Ve Önden Gör Görüntüsü.



Şekil 13. Açılı Abutmentin Önden Ve Yan Açidan Görüntüsü.

5.3. İmplantların ve İmplant Bileşenlerinin Kemik Modellemesi



Şekil 14. Üç boyutlu modelleme (sol panel: düz abutment, sağ panel: açılı abutment).

Bu görüntü, iki farklı dental implant modelinin 3D tasarımını göstermektedir: Açılmalı Abutment Modeli ve Düz Abutment Modeli. Her iki model de implantın kemiğe yerleştirilme şeklini ve proteze olan bağlantısını simüle etmek için tasarlanmıştır.

1. Düz Abutment Modeli:

Abutment Yapısı: Düz abutmentler, protez ve implant eksenlerinin paralel olmasını sağlayarak daha kararlı bir yapı oluşturur. Bu yapı, protezin implantla daha uyumlu bir şekilde yerleştirilmesini sağlar.

Yük Dağılımı: Düz abutmentler, yükleri implant boyunca daha homojen bir şekilde dağıtarak kortikal ve süngerimsi kemik dokularında dengeli bir stres profili oluşturur. Bu, implantın uzun vadeli kararlılığını destekleyen bir yapı sağlar.

Klinik Uygulama: Düz abutmentler, çiğneme kuvvetleri gibi günlük yükler altında daha kararlı bir performans sağlar ve implant-kemik entegrasyonunu optimize eder.

2. Açısal Abutment Modeli:

Abutment Açısı: Açısal abutment, protezin doğru konumlandırılmasını ve estetik uyumu sağlamak için belirli bir açıyla yerleştirilir. Bu, implant eksenini ile protez eksenini arasındaki uyumsuzluğu ortadan kaldırmak için kullanılır.

Yük Dağılımı: Açısal abutment kullanımı, implant-kemik arayüzünde daha karmaşık stres dağılımlarına yol açabilir. Bu, kortikal kemik dokusunda farklı stres konsantrasyonlarına neden olabilir ve bu da implantın uzun vadeli stabilitesini etkileyebilir.

Klinik Uygulama: Açısal abutmentler, protezin doğal diş yapısına uygun olarak yerleştirilmesi gereken durumlarda tercih edilir. Estetik ve işlevsel avantajlar sağlamalarına rağmen, bu tür yapılar stres dağılımı açısından dikkatlice değerlendirilmelidir.

3D Modelleme:

Geometri ve Tasarım: Her iki model de implant, abutment, diş protezi, kortikal kemik dokusu ve süngerimsi kemik dokusu gibi bileşenlerin 3 boyutlu olarak modellenmesiyle oluşturulur. Bu tür modeller, implantın mekanik performansını ve kemikle etkileşimini değerlendirmek için sonlu elemanlar analizi (FEA) mühendislik simülasyonlarında kullanılacaktır.

Yükleme Koşulları: 3 boyutlu modeller, farklı yükleme koşulları altında nasıl davranacaklarını analiz etmek için kullanılır. Açısal ve düz abutment modelleri arasında stres dağılımı, deformasyon ve stabilite açısından karşılaştırmalar yapılacaktır.

Klinik Açıdan Önemli: Bu tür 3 boyutlu modeller, implant tasarımlarının klinik performansını tahmin etmek ve komplikasyon riskini en aza indirmek için kritik öneme sahiptir. Bu modeller, hastaya özęü implant tasarımlarını optimize etmek için kullanılabilir.

5.4. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Diş Eti Dokusunun 3B Modelleme Süreci

Alt ve üst çeneler için kortikal ve trabeküler kemik katmanlarının modellenmesi baş ve boyun anatomisi kitabına (Baker vd., 2010) başvurularak gerçekleştirildi.

Kortikal kemik katmanı trabeküler kemik üzerine 2 mm kalınlığında hazırlandı.

Diş etleri, ilgili bölgenin kortikal kemik yüzeyinin protezlerin alt yüzeyi ile benzer genişlikte olacak şekilde kesilmesi ve Design Modeler modülündeki “extrude” komutu ile 2 mm kalınlık oluşturulmasıyla modellendi. Diş eti yapısının stres transferine etkisi olmamasına rağmen kemik ile protez arasındaki mesafeyi yaratacak ve böylece gerçeğe yakın modeller elde edilecek şekilde tasarlandı.

İmplantların kemik yapısı üzerinde konumlandırılacağı alanlar belirlendi, implant ve kemik modelleri iç içe geçirildi ve “subtract” işlemi ile kemik üzerinde implantlar için bir boşluk oluşturuldu.

5.5. Sonlu Elemanlar Modeli

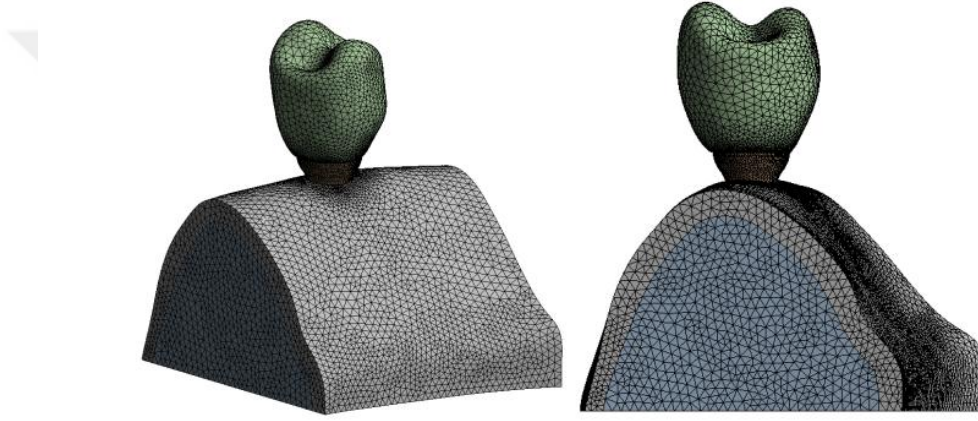
Sonlu eleman modeli, ağ yapısı üzerinde analiz edilecek Solid 187 tipi 10 düğümlü tetrahedral elemanlar kullanılarak oluşturulmuştur. Modeldeki toplam eleman sayısı 1.100.898'dir ve bu elemanlar çeşitli bileşenler arasında dağıtılmıştır. Tablo 1'de, üç boyutlu montaj modelini oluşturan parçaların eleman ve düğüm sayıları ayrıntılı olarak verilmiştir.

Tablo 1. Eleman dağılımları.

Parça Adı	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası Sayısı
Diş	50438	74811
Açılı Abutment	105006	105006
Düz Abutment	52565	11520
İmplant	291603	723608

Spongioz Kemik Dokusu	513581	291603
Kortikal Kemik Dokusu	140270	207442

Sonlu elemanların modellenmesinin yapısı, elemanların ve düğüm noktalarının e dağıtıldığı ve modelin yüksek doğrulukla analiz edilebileceği bir ayrıntıya sahip olduğu görülmektedir. Bu detaylandırma, analizde kullanılan bir parçanın mekanik değişimi ve stres durumunun hassas bir şekilde incelenmesine olanak tanımlanır.



Şekil 15.Sayısal Ağ.

Şekil 'de modelin dijital ağı gösterilmektedir. Görselde, implant, diş protezi, dayanaklar ve kemik dokularının ağ yapısının nasıl oluştuğu ve farklı elemanların bu yapıda nasıl dağıldığı gösterilmiştir. Hata yapısı, koşullar ve malzeme özelliklerine dayalı olarak deformasyonların, gerilmelerin ve diğer mekanik özelliklerin analiz edilmesi mümkündür.

Bu ürün sayesinde hem açılı hem de dayanıklı modeller için detaylı mekanik analizler yapılabilir ve elde edilen sonuçlar, implant sonuçlarının klinik muayene sonuçları için kullanılabilir. Ağın elemanlarının bağlantılarının ve düğüm noktalarının yüksek olması, modelin kesilmesini artırarak daha hassas sonuçların elde edilmesini sağlar.

5.6. Malzeme Bilgileri

5.6.1. Grade 4 Titanyum

Dental implant modellemesinde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri Tablo 2’de sunulmuştur. Her malzeme için tanımlanan yoğunluk, elastikiyet modülü ve Poisson oranı gibi parametreler sonlu elemanlar analizinin doğruluğu için kritik öneme sahiptir.

Grade4 Titanyum, yüksek mukavemeti ve biyouyumluluğu ile implant yapılarında yaygın olarak kullanılan bir malzemedir. Bu malzeme, yüksek elastikiyet modülü sayesinde yük taşıma kapasitesini artırırken, implantın uzun ömürlü olmasını sağlar. Poisson oranı, titanyumun yük ve hacimsel deformasyonlar altında nasıl deforme olduğunu tanımlar.

Kortikal kemik, vücuttaki en sert ve en yoğun kemiktir ve implantı desteklemede kritik bir rol oynar. Yüksek elastikiyet modülü, sertliğini ve yük taşıma kapasitesini yansıtır. Poisson oranı, kortikal kemiğin elastik davranışını gösterir.

Süngerimsi kemik, kortikal kemikten daha yumuşaktır ve daha düşük bir yoğunluğa sahiptir. Bu kemik dokusu, implantın etrafında bir şok emici görevi görerek yüklerin daha eşit bir şekilde dağılmasını sağlar. Süngerimsi kemiğin elastikiyet modülü, bu dokunun esnekliğini ve yükler altındaki davranışını açıklar.

Kron bölümünde kullanılan polimer hibrit seramik malzeme, yüksek elastikiyet modülü ve biyomekanik uyumluluk özellikleriyle dikkat çekmektedir. Bu malzeme, diş protezinin estetik ve işlevsel gereksinimlerini karşılamak üzere seçilmiştir. Elastikiyet modülü malzemenin sertliğini ifade ederken, Poisson oranı yük altındaki hacimsel değişimleri ifade eder.

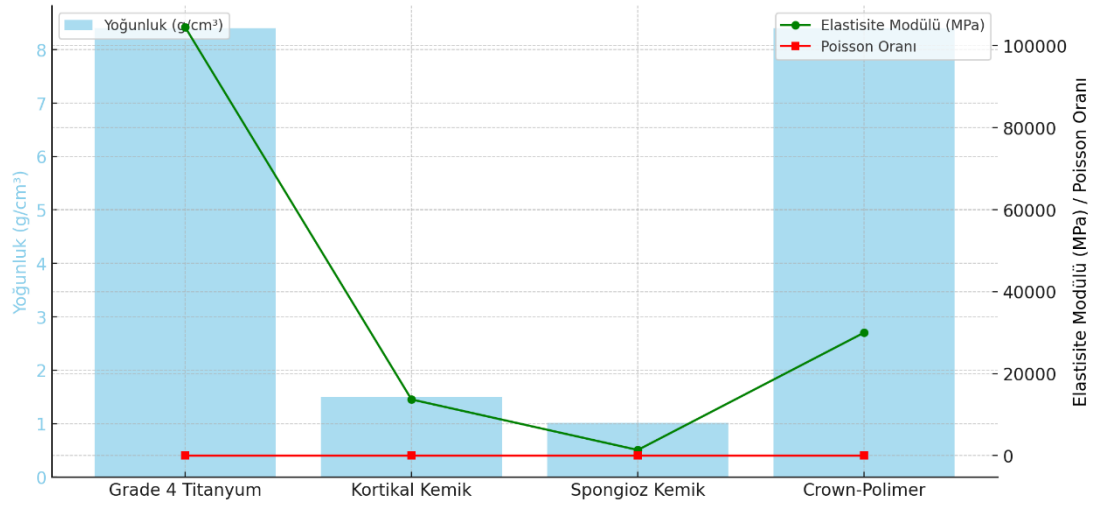
Grade 4 titanyum, ticari olarak saf titanyum (CP titanyum) sınıfları arasında en yüksek mukavemetli olanlardan biridir ve biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sınıf titanyumun kimyasal bileşimi %99.0-99.5 oranında saf titanyum içermekte olup, oksijen, demir, karbon, azot ve hidrojen gibi iz elementlerin çok düşük miktarlarda bulunmasına izin verilmektedir (oksijen maksimum %0.40, demir maksimum %0.50, karbon maksimum %0.08, azot maksimum %0.05, hidrojen maksimum %0.015). Grade 4 titanyum, yüksek biyouyumluluğu ve dayanıklılığı

nedeniyle özellikle dental implantlar gibi medikal cihazlarda tercih edilmektedir.

Bu sayede, dental implant tasarımlarında biyouyumlu, güvenilir ve dayanıklı bir malzeme olarak öne çıkmaktadır.

Tablo 2. Grade4 Malzeme Özellikleri.

Malzeme	Grade4 Titanyum	Kortikal Kemik	Spongioz Kemik	Crown-Polimer Hibrit Seramik
Yoğunluk(g/cm ³)	8,4	1,5	1,015	8,4
Elastisite Modülü (MPa)	104500	13700	1370	30000
Poisson Oranı	0,37	0,33	0,3	0,23



Malzemelerin elastik ve mekanik özelliklerinin doğru tanımlanması, implant ile implantı çevreleyen dokular arasındaki etkileşimlerin gerçekçi bir şekilde simüle edilmesini sağlar. Bu nedenle, her bir malzemenin özelliklerinin doğru bir şekilde belirlenmesi ve bu özelliklerin modele doğru bir şekilde uygulanması, analiz sonuçlarının güvenilirliğini artırır.

5.6.2. Grade 5 Titanyum

Grade 5 Titanyum, yüksek mukavemeti, korozyon direnci ve biyouyumluluğu nedeniyle dental implantlar için yaygın olarak tercih edilen bir malzemedir.

Elastikiyet modülü, bu kemiğin sertliğini ve yük taşıma kapasitesini yansıtırken, Poisson oranı kemik dokusunun elastik davranışını gösterir. Kortikal kemik, implantın stabilitesini sağlamada kritik bir rol oynar.

Süngerimsi kemik, kortikal kemiğe göre daha düşük bir yoğunluğa ve elastikiyet modülüne sahiptir ve daha yumuşak ve daha esnek bir dokuya sahiptir.

Kron bölümünde kullanılan polimer hibrit seramik malzeme hem estetik hem de mekanik gereksinimleri karşılayacak şekilde seçilmiştir. Yüksek elastikiyet modülü, bu malzemenin sertliğini ifade ederken, Poisson oranı yük altındaki hacimsel değişiklikleri gösterir.

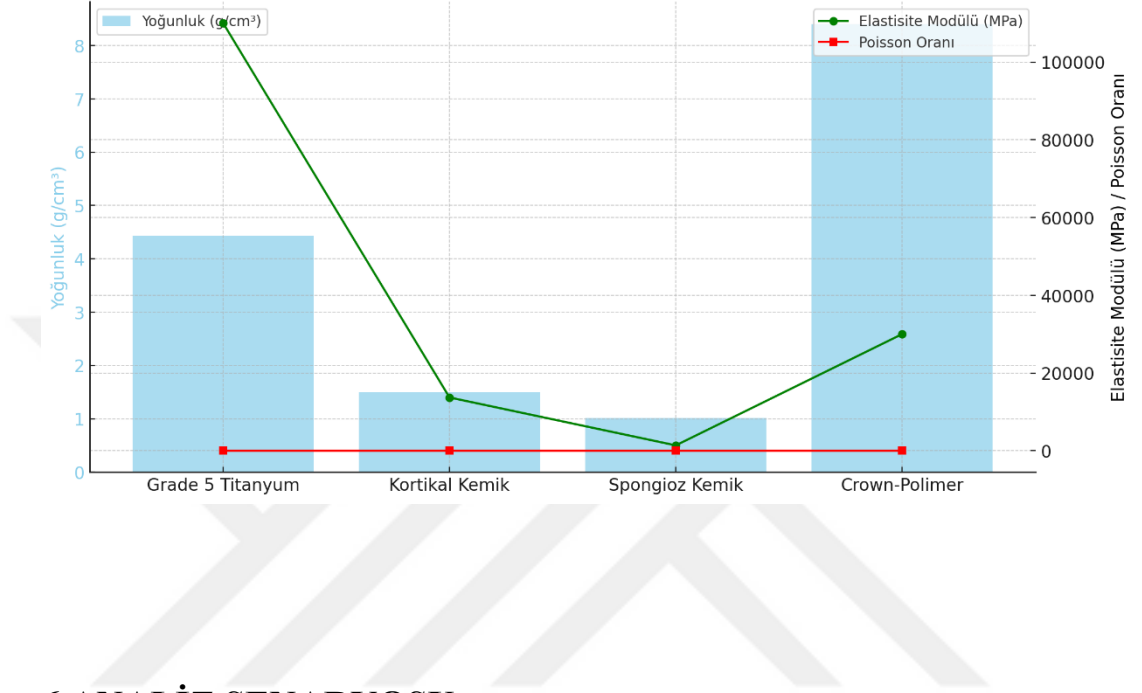
Grade 5 titanyum (Ti-6Al-4V), biyomedikal ve endüstriyel uygulamalarda en yaygın kullanılan titanyum alaşımıdır. Bu alaşımın kimyasal bileşimi yaklaşık olarak %90 titanyum, %6 alüminyum ve %4 vanadyumdan oluşmakta olup, yüksek mukavemet ve korozyon direnci ile öne çıkmaktadır. İçeriğinde ayrıca oksijen (%0.20'ye kadar), demir (%0.40'a kadar), karbon (%0.08'e kadar), azot (%0.05'e kadar) ve hidrojen (%0.015'e kadar) gibi iz elementler bulunmaktadır.

Grade 5 titanyum, yüksek mekanik mukavemetinin yanı sıra biyouyumlu özelliklere de sahip olduğu için dental implantlar ve ortopedik cihazlar gibi biyomedikal uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir. Özellikle implant tasarımlarında, mukavemet gereksinimlerinin yüksek olduğu durumlarda güvenilir ve dayanıklı bir malzeme olarak kullanılmaktadır.

Tablo 3. Grade5 Malzeme Özellikleri.

Malzeme	Grade5 Titanyum	Kortikal Kemik	Spongioz Kemik	Crown-Polimer Seramik	Hibrit
Yoğunluk(g/cm ³)	4,43	1.5	1.015	8.4	
Elastisite Modülü	110000	13700	1370	30000	

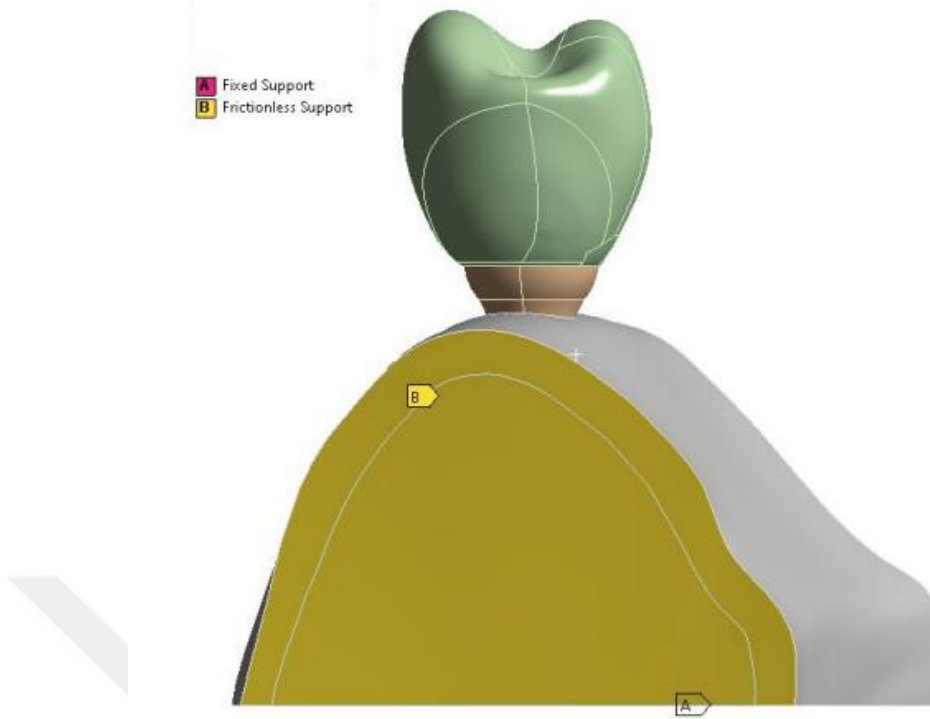
(MPa)				
Poisson Oranı	0.34	0.33	0.3	0.23



6. ANALİZ SENARYOSU

6.1. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Bir diş implantı üzerinde sonlu eleman analizinde (FEA) kullanılan sınır koşullarını gösterir. Sınır koşulları, modelin belirli bölgelerine hangi tür desteklerin uygulandığını ve bu bölgelerde hareket özgürlüğünün nasıl sınırlandırıldığını belirtir. Bu, analizin doğruluğunu ve sonuçların gerçek dünya koşullarına ne kadar iyi uygulandığını belirlemede kritik bir adımdır.



Şekil 16.Sınır Koşulları.

6.1.1. Sınır Koşullarının Türleri:

a. Fixed Support (Sabit Destek - A):

Bu koşul altında, modelin belirli bir bölgesindeki tüm hareket özgürlüğü (x, y ve z yönlerinde) tamamen kısıtlanır. Yani, bu noktada herhangi bir yer değiştirme veya dönüş meydana gelmez.

Sabit destek genellikle implantın kemiğe entegre olduğu veya kemikle doğrudan temas halinde olduğu bölgelerde uygulanır. Bu, implantın kemiğe sabit bir şekilde oturduğunu ve bu bölgede herhangi bir hareket olmadığını varsayar.

b. Frictionless Support (Sürtünmesiz Destek - B):

Bu koşul altında, yalnızca modelin belirli bir yüzeyi boyunca yüzey normaline dik hareketler kısıtlanır, ancak bu yüzey boyunca kayma hareketlerine izin verilir. Sürtünmesiz destek genellikle yüklerin daha düzgün bir şekilde dağıtılmasının gerektiği ve modelin belirli bölgelerinde kayma hareketlerine izin verilen durumlarda kullanılır.

Bu durumda, implantın etrafındaki kemik dokusunun bazı bölgelerine

uygulanmış gibi görünür. Bu destek, implantın etrafındaki kemik dokusunun yük altında belirli bir esneklik gösterdiğini simüle eder.

6.1.2. Modelleme ve Analizin Önemi:

Sınır koşulları sonlu eleman analizinin doğruluğunda kritik bir rol oynar. Bu koşullar, modelin gerçek dünya yükleme senaryolarını simüle ederken nasıl davrandığını etkiler.

Sabit bir destek, implantın stabilitesini ve kemik entegrasyonunu simüle ederken, sürtünmesiz bir destek implant-kemik arayüzünde daha gerçekçi esneklik sağlar. Bu, implantın çevredeki dokularla etkileşimini ve yükler altındaki davranışını anlamak için önemlidir.

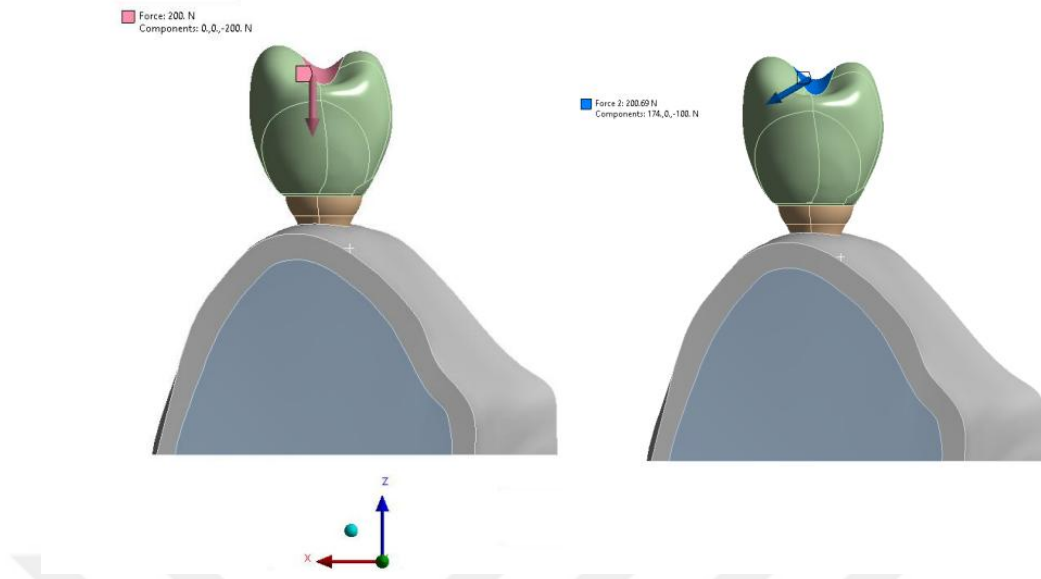
Yanlış sınır koşullarının seçilmesi, analiz sonuçlarının doğruluğunu olumsuz etkileyebilir ve gerçek klinik senaryolarla tutarsız sonuçlar üretebilir. Bu nedenle, kullanılan sınır koşullarının uygunluğu analizin güvenilirliği için önemlidir.

Bu tür modelleme, implantın kemiğe entegrasyonunu, yükler altındaki davranışını ve uzun vadeli stabilitesini değerlendirmek için kullanılır. Doğru sınır koşulları, implantın gerçek hayatta karşılaşılabileceği streslerin ve deformasyonların doğru bir şekilde simüle edilmesini sağlar.

Sabit ve sürtünmesiz desteklerin uygun şekilde kullanılması, implant başarısını değerlendirmek ve olası komplikasyonları tahmin etmek için önemlidir.

6.2. Kuvvet Senaryosu

6.2.1. Kuvvet Yükleme Durumu



a. Düşey Kuvvet Yükleme Durumu

b. Açısal Kuvvet Yükleme Durumu

Şekil 17.Kuvvet Yükleme Durumu.

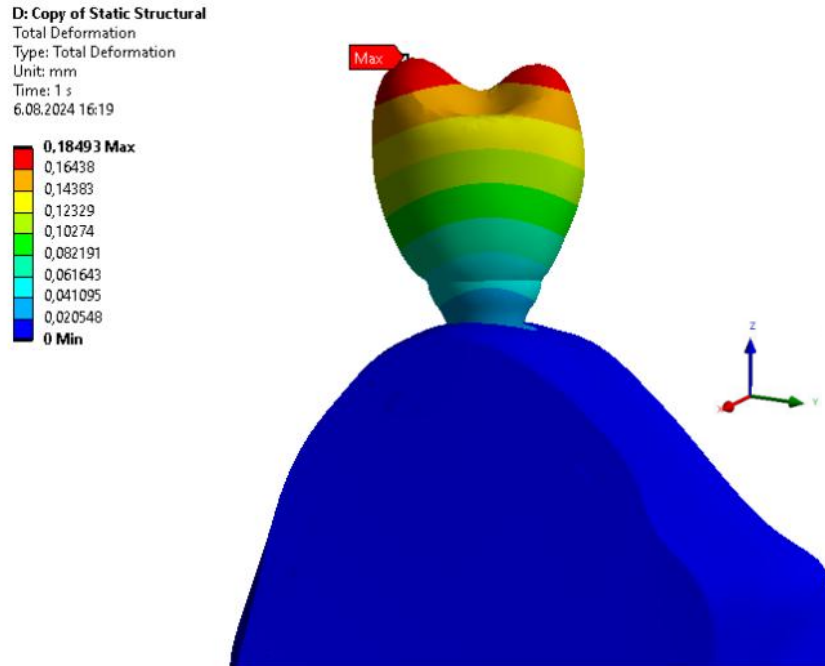
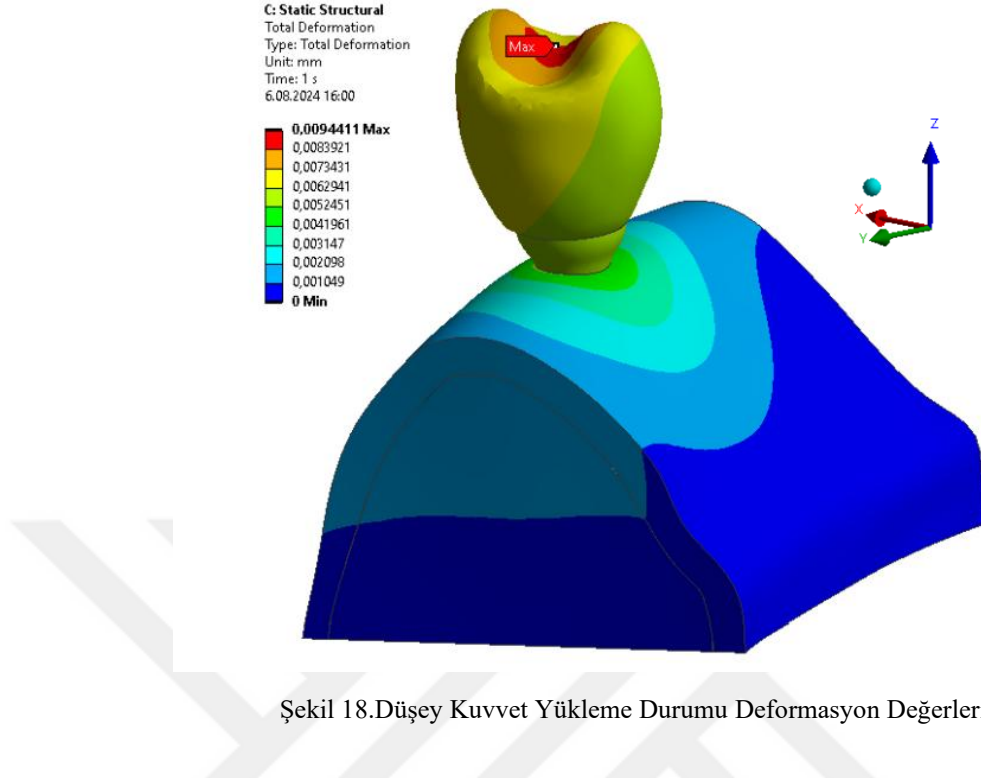
Dental implanta uygulanan farklı kuvvet senaryoları gösterilmiştir. Resimde iki farklı yükleme durumu incelenmiştir:

- Düşey Kuvvet Yükleme Durumu:** Bu senaryoda, kronun başına dikey eksen, yani Z eksenini boyunca 200 N'luk bir kuvvet uygulanır. Bu durum, implant yapısına dikey bir basınç uygulayarak implant ve abutment yapılarında oluşan gerilmeleri ve deformasyonları hesaplamayı amaçlamaktadır.
- Açısal Kuvvet Yükleme Durumu:** Bu durumda, aynı kuvvet 30 derecelik bir açıyla uygulanır ve kuvvetin yatay bileşeni dikey bileşenle oluşturulur. Kuvvetin açısal uygulanması, implant ve abutment üzerinde farklı gerilmeler ve deformasyonlar oluşturur.

Bu yükleme senaryoları, dental implantların farklı kuvvetler altındaki davranışını anlamak için kullanılır. Özellikle, bu tür simülasyonlar implantların kemik dokusuyla etkileşimlerini ve uzun vadeli dayanıklılıklarını değerlendirmek için kritik öneme sahiptir.

6.2.2. Analiz Sonuçları

6.2.2.1. Grade 4 Titanyum İmplant-Düz Abutment Sonuçları



İki farklı yükleme senaryosuna göre elde edilen deformasyon sonuçlarını detaylı bir şekilde analiz sonuçları:

1. Düz Abutmentin Deformasyon Değerleri - Dikey Kuvvet Yükleme Durumu: İlk şekil, düz abutmente dikey kuvvet uygulandığında oluşan toplam deformasyon değerlerini göstermektedir. Renk skalası deformasyonun büyüklüğünü temsil etmektedir.

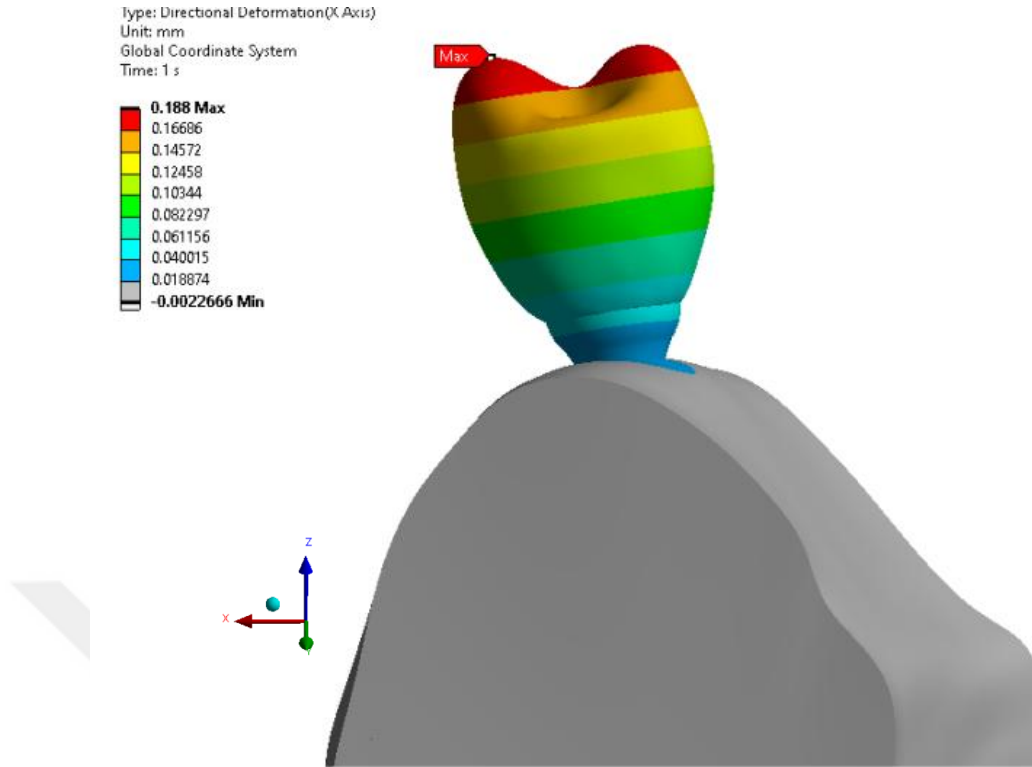
- Deformasyon Dağılımı: Maksimum deformasyon değeri 0,0094411 mm olarak belirlenmiştir. Bu değer, kuvvetin doğrudan uygulandığı alanda, abutmentin üst kısmında meydana gelmiştir. Kırmızı ile işaretlenen bu alan, yükün en yüksek stresi oluşturduğu alanı temsil etmektedir.
- Malzeme Performansı: G4 titanyumun yüksek mukavemeti, dikey kuvvet yüklemesi altında deformasyonun düşük olmasını sağlar. 0,0094411 mm seviyesinde kalan maksimum deformasyon, bu malzemenin dikey yüklere karşı oldukça dayanıklı olduğunu gösterir.
- Klinik Uygulamalar: Dikey kuvvet yüklemesi genellikle implant yerleştirme sırasında veya çiğneme gibi dikey yüklere maruz kaldığında meydana gelir. Bu düşük deformasyon değeri, G4 titanyumun implant stabilitesini korumada etkili olduğunu gösterir.
- Analiz: Dikey kuvvet, implant sistemine dikey bir basınç uygular ve bu da implant ile abutment arasındaki bağlantıda önemli deformasyona neden olabilir. Dikey yükleme altında oluşan deformasyon nispeten düşüktür, bu da implantın genel olarak dikey kuvvetlere dirençli olduğunu göstermektedir.

2. Düz Abutmentin Deformasyon Değerleri - Yatay Kuvvet Yükleme Durumu: İkinci şekil, düz abutmente yatay kuvvet uygulandığında oluşan toplam deformasyon değerlerini göstermektedir. Bu senaryo, abutmentin açılı bir kuvvet altında nasıl tepki verdiğini analiz eder. 30 derecelik açıyla uygulanan kuvvet altında maksimum deformasyon 0,18493 mm olarak ölçülmüştür. Bu, G4 titanyumun açılı ve yatay kuvvetler altında daha önemli deformasyona maruz kaldığını gösterir.

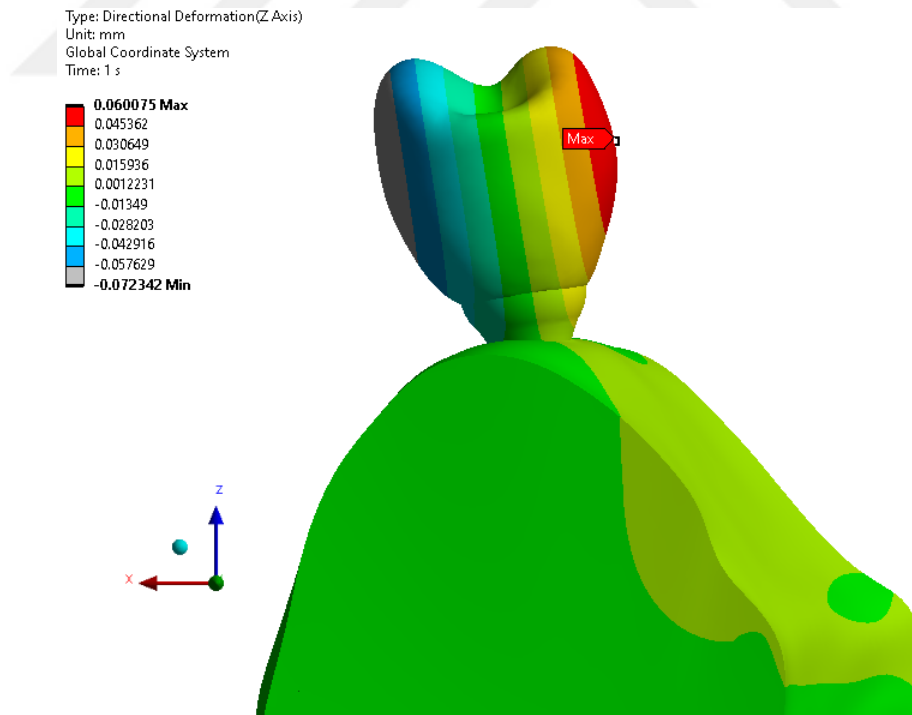
- Deformasyon Dağılımı: Maksimum deformasyon değeri 0,18493 mm olarak belirlenmiştir. Deformasyonun en yüksek olduğu bölge yine abutmentin üst kısmıydı, ancak bu sefer kuvvetin uygulandığı açılı bölgedeydi. Bu, açılı kuvvetlerin abutment üzerinde daha fazla stres ve dolayısıyla daha fazla

deformasyon yarattığını gösterir.

- **Malzeme Performansı:** Yatay kuvvetler altındaki bu deformasyon, implantın yanal dayanıklılığı hakkında önemli veriler sağlar. Yüksek mukavemetine rağmen, G4 titanyum açılı kuvvetlerin yarattığı stres altında belirli deformasyonlar gösterir.
 - **Klinik Uygulamalar:** Bu sonuçlar, çiğneme sırasında implantların açısall yüklerle karşı dayanıklılığını değerlendirmede önemlidir. G4 titanyum genel olarak yüksek mukavemetli olmasına rağmen, implant tasarımının bu tür yanal yüklerle karşı daha dayanıklı hale getirilmesi gerekebilir.
 - **Analiz:** Yatay veya açılı kuvvetler özellikle implantın yanal dayanıklılığı üzerinde daha büyük bir etkiye sahiptir. Bu, implantın uzun vadeli başarısını etkileyebilir, çünkü bu tür kuvvetler daha fazla strese ve potansiyel olarak implantın başarısızlığına yol açabilir. Yatay yükleme altındaki deformasyonun dikey yükleme altındakinden çok daha yüksek olması, implantın bu tür yanal kuvvetlere karşı daha hassas olduğunu gösterir.
3. **Genel Sonuç ve Değerlendirme:** Düz bir abutmenta uygulanan dikey ve açısall kuvvetlerin karşılaştırılması, G4 titanyumun implant uygulamalarında nasıl performans gösterdiğini ortaya koymaktadır. Dikey kuvvet altında minimal deformasyon gözlemlenirken, açısall kuvvetin (30 derece) daha önemli deformasyona neden olduğu görülmüştür. Bu durum, implant tasarımında açısall kuvvetlere karşı özel önlemler alınması gerektiğini göstermektedir. Yüksek mukavemetine rağmen, G4 titanyum açısall kuvvetler altında deformasyona eğilimli olabilir. Bu nedenle, implant yerleştirme sırasında dikkatli planlama ve tasarım optimizasyonu, uzun vadeli stabiliteyi artırmak için kritik öneme sahiptir.



Şekil 20.X ekseninde oluşan deformasyon değerleri.



Şekil 21.Z ekseninde oluşan deformasyon değerleri.

X eksenini ve Z eksenini üzerindeki deformasyon değerlerini birlikte değerlendirilmesi.

1. X Eksen Deformasyon Analizi:

- Maksimum Deformasyon: X eksenini boyunca elde edilen maksimum deformasyon değeri 0,188 mm olarak ölçölmüştür. Bu deformasyon, kuvvetin doğrudan uygulandığı alanda, abutmentin üst kısmında meydana gelmiştir.
- Analiz: X eksenini boyunca bu kadar yüksek bir deformasyon, implant üzerindeki yanal kuvvetlerin etkisini göstermektedir. Bu, implantın yanal kuvvetlere karşı daha savunmasız olduğunu ve bu kuvvetlerin implantın stabilitesini tehdit edebileceğini göstermektedir. İmplantın yanal yükler altında bu tür deformasyonlara maruz kalması, uzun vadede kron kırılmalarına yol açabilir.

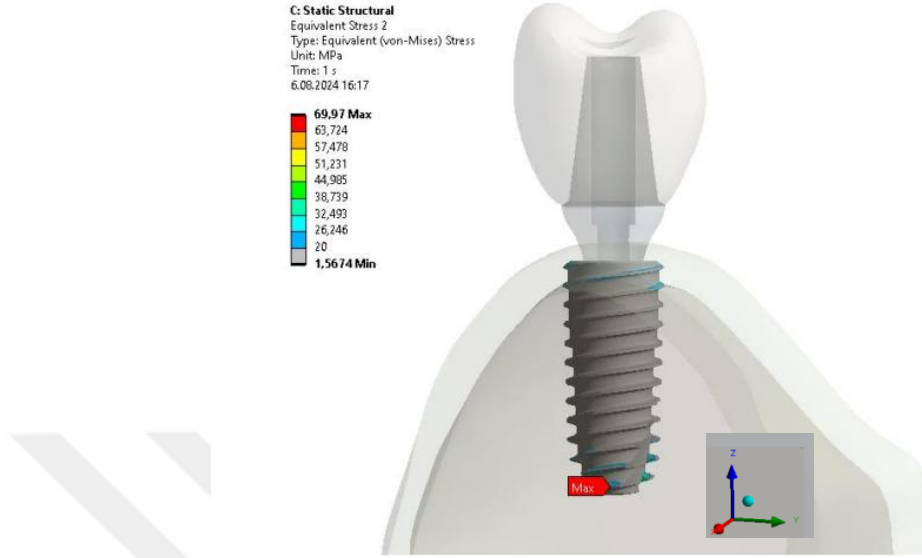
2. Z Eksen Deformasyon Analizi:

- Maksimum Deformasyon: Z eksenini boyunca elde edilen maksimum deformasyon değeri 0,060075 mm olarak belirlenmiştir. Bu deformasyon değeri, X eksenine göre oldukça düşüktür. Yine bu deformasyon, yükün doğrudan uygulandığı alanda, abutmentin üst kısmında meydana gelmiştir.
- Analiz: Z eksenini boyunca deformasyon genellikle dikey yükler ve kuvvetler altında meydana gelir. Bu durumda Z eksenindeki deformasyonun daha düşük olması implantın dikey kuvvetlere karşı daha dirençli olduğunu gösterir. Ancak bu değerlerin çok düşük olmaması dikey yüklerin de dikkatli yönetilmesi gerektiğini gösterir.

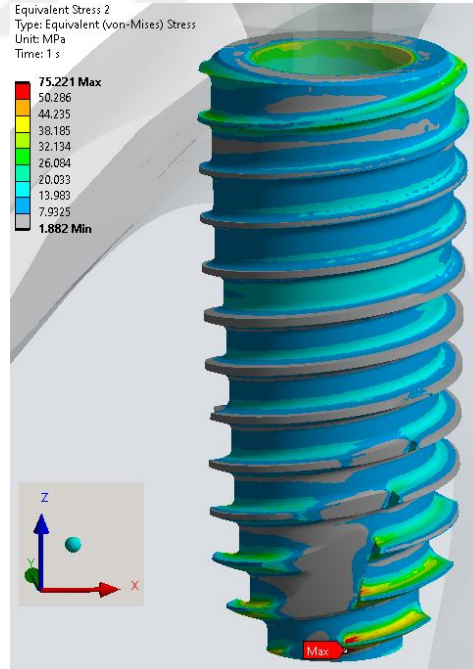
3. Genel Değerlendirme: X Eksenine Karşı Z Eksenine, X eksenindeki deformasyonun Z eksenindeki deformasyona kıyasla daha yüksek olması, implant üzerindeki yanal kuvvetlerin daha fazla etkisini ortaya koyar. Bu, implant tasarımında yanal dayanıklılığın artırılması gerektiğini ve özellikle G4 titanyum olmak üzere yüksek mukavemetli malzemelerin kullanımının bu tür kuvvetler altında daha dikkatli değerlendirilmesi gerektiğini gösterir.

- Malzeme Performansı: G4 titanyum genellikle yüksek mukavemet ve düşük yoğunluk sunar, ancak bu analizler özellikle yanal kuvvetlere karşı performansının daha da optimize edilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.
- Klinik Uygulamalar: İmplant yerleştirmede sırasında yanal kuvvetlerin etkisi en aza indirilmeli ve implantın en yüksek deformasyona maruz kaldığı bölgeler

güçlendirilmelidir. Bu, implantın uzun vadeli başarısını ve stabilitesini artırabilir.



Şekil 22. Düz Abutment Düşey Kuvvet Durumunda Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 23. Düz Abutment Düşey Kuvvet Durumunda Von-Mises İç Yüzey Gerilme Değerleri.

Düz bir abutment kullanılarak yapılan implant analizinde, Grade 4 titanyum implant üzerinde oluşan Von-Mises stres dağılımı hem iç hem de dış yüzeyler açısından

gösterilmiştir. Bu analiz, implantın yük altında nasıl davrandığını ve stres dağılımının nasıl oluştuğunu anlamak açısından önemlidir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Von-Mises Stres Dağılımı- İç Yüzey (İlk Görüntü):

Maksimum Stres: 69,97 MPa

- Gerilim Dağılımı: Bu görüntü, implantın iç yüzeyinde oluşan Von-Mises streslerini göstermektedir. Maksimum stres, implantın kemiğine en yakın bölgelerde ve implant-abutment bağlantısına yakın bölgelerde yoğunlaşmıştır.
- Klinik Önemler: İç yüzeydeki yüksek stres alanları, implantın bu bölgelerinde potansiyel stres birikimlerini gösterir. Bu, uzun süreli kullanımda implantın iç yüzeyinde yorgunluk veya mikro çatlaklar oluşabileceği anlamına gelir. Bu nedenle, bu bölgelerdeki stres konsantrasyonu dikkatlice izlenmelidir.

2. Von-Mises Stres Dağılımı- Dış Yüzey (İkinci Görsel):

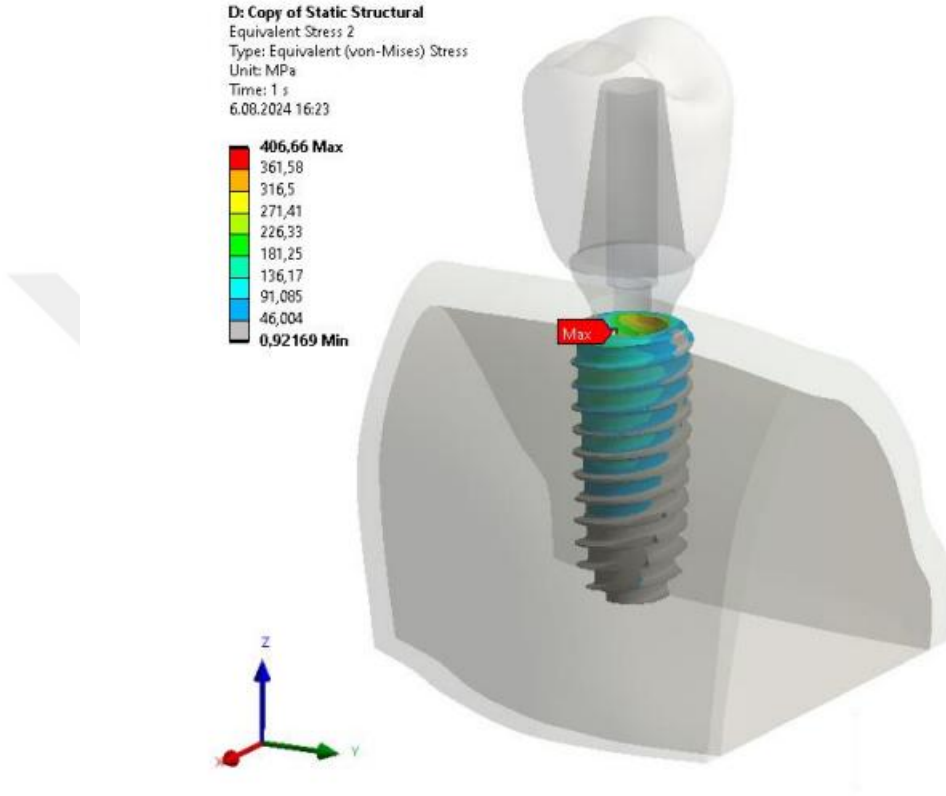
Maksimum Stres: 75.221 MPa

- Gerilim Dağılımı: Dış yüzeydeki stres dağılımı, özellikle implantın vidalı kısımlarında (dişli yapı) yüksek stres konsantrasyonlarının oluştuğunu göstermektedir. Bu bölgelerdeki stresler, implantın kemiğe mekanik bağlantısının kalitesini etkileyebilir.
- Klinik Önem: Dış yüzeydeki yüksek stresler, implantın kemiğe entegrasyonunu ve uzun vadeli stabilitesini etkileyebilir. Özellikle vidalı bölgelerdeki yüksek stresler, implantın çevresindeki kemik dokusuyla etkileşimini olumsuz etkileyebilir ve bu da implantın stabilitesini tehlikeye atabilir.

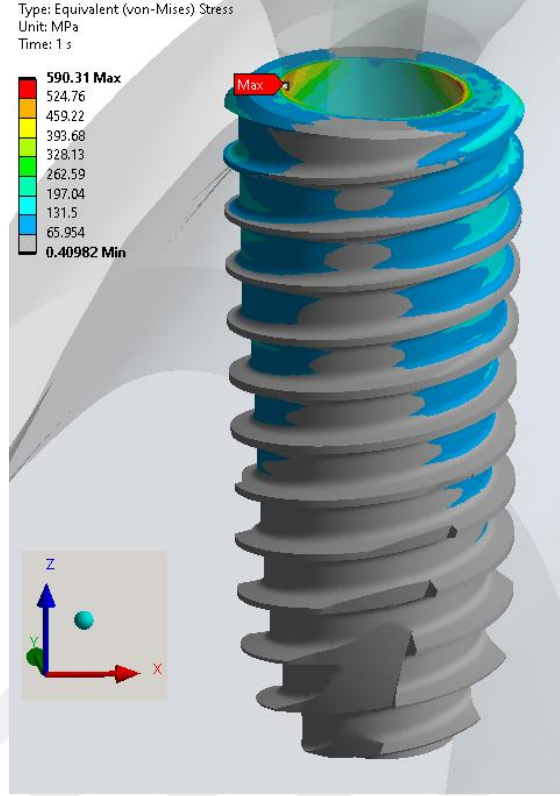
3. Sonuç ve Değerlendirme:

- Gerilim Yoğunlukları: Her iki görselde görülen maksimum stres değerleri, implantın belirli bölgelerde yüksek stres konsantrasyonlarına neden olduğunu göstermektedir. İç yüzeydeki yüksek stresler, implant-abutment bağlantısında ve kemiğe yakın bölgelerde stres yoğunlaşması olduğunu gösterirken, dış yüzeydeki stresler özellikle implantın dişli yapısında yoğunlaşmaktadır.
- Malzeme Dayanıklılığı: 4. sınıf titanyum, yüksek mukavemet ve

biyoyumluluk özellikleriyle bu tür yüklemelere dayanıklı olsa da stres yoğunlaşmalarının olduğu alanlarda malzeme yorgunluğu riski dikkate alınmalıdır.



Şekil 24. Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 25.Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 4 titanyumdan yapılmış bir implantın hem iç hem de dış yüzeyleri için açılı kuvvetin uygulanması sonucu elde edilen Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Bu analiz, implantın çeşitli yükleme senaryoları altında ne tür bir stres profili sergilediğini anlamak açısından önemlidir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Açılı Kuvvet Yükleme Durumu - Dış Yüzey (İlk Resim):

Maksimum Stres: 590,31 MPa

1. Gerilim Dağılımı: Resimde implantın vidalanmış dış yüzeyinde oluşan Von-Mises stresleri gösterilmektedir. En yüksek stres değeri, implantın üst kısmındaki vidalanmış parçaların üst kısmında yoğunlaşmıştır. Bu bölgelerdeki yüksek stresler, implantın yük taşıma kapasitesinin sınırlarını zorladığını göstermektedir.

- Klinik Olarak İlgili: Yüksek stres alanları özellikle implantın kemiğe en yakın olduğu bölgelerde yoğunlaşmakta ve bu bölgelerde malzeme yorgunluğu ve potansiyel hasar riskini artırmaktadır. Bu durum implantın

uzun vadeli stabilitesini tehlikeye atabilir ve implant-kemik ara yüzünde komplikasyonlara yol açabilir.

2. Açısal Kuvvet Yükleme Durumu- İç Yüzey (İkinci Görsel):

Maksimum Gerilim: 406.66 MPa

- Gerilim Dağılımı: İç yüzeyde oluşan Von-Mises gerilimleri, implantın vidalanmış kısmının iç yüzeyinde yoğunlaşmıştır. Bu bölgelerdeki yüksek gerilim, özellikle implantın abutment ile bağlantı noktalarına yakın bölgelerde gözlenmektedir.
- Klinik Önem: İç yüzeydeki yüksek gerilim, implantın iç yapısının yük taşıma kapasitesinde önemli bir gerilim birikimi olduğunu gösterir. Bu durum, implantın iç yüzeyinde mikro çatlaklara ve zamanla malzeme yorgunluğuna yol açabilir.

3. Sonuç ve Değerlendirme:

- Gerilim Yoğunlukları: Her iki görselde de, açılı kuvvetler altında implantın hem iç hem de dış yüzeylerinde yüksek gerilim yoğunlukları tespit edilmiştir. Özellikle vidalanmış yüzeydeki yüksek gerilimler, implantın kemiğe entegrasyonunu etkileyebilir ve uzun vadeli stabilitesini tehdit edebilir.
- Malzeme Gücü: 4. Sınıf titanyumun yüksek mukavemeti bu tür stres seviyelerine dayanmasına izin verse de, sürekli olarak bu kadar yüksek streslere maruz kaldığında malzeme yorgunluğu riski artar. Bu riskleri en aza indirmek implantın uzun vadeli başarısı için kritik öneme sahiptir.

Açılı ve Düz Kuvvet Sonucu Von-Mises Gerilme Değerleri Genel Değerlendirme:

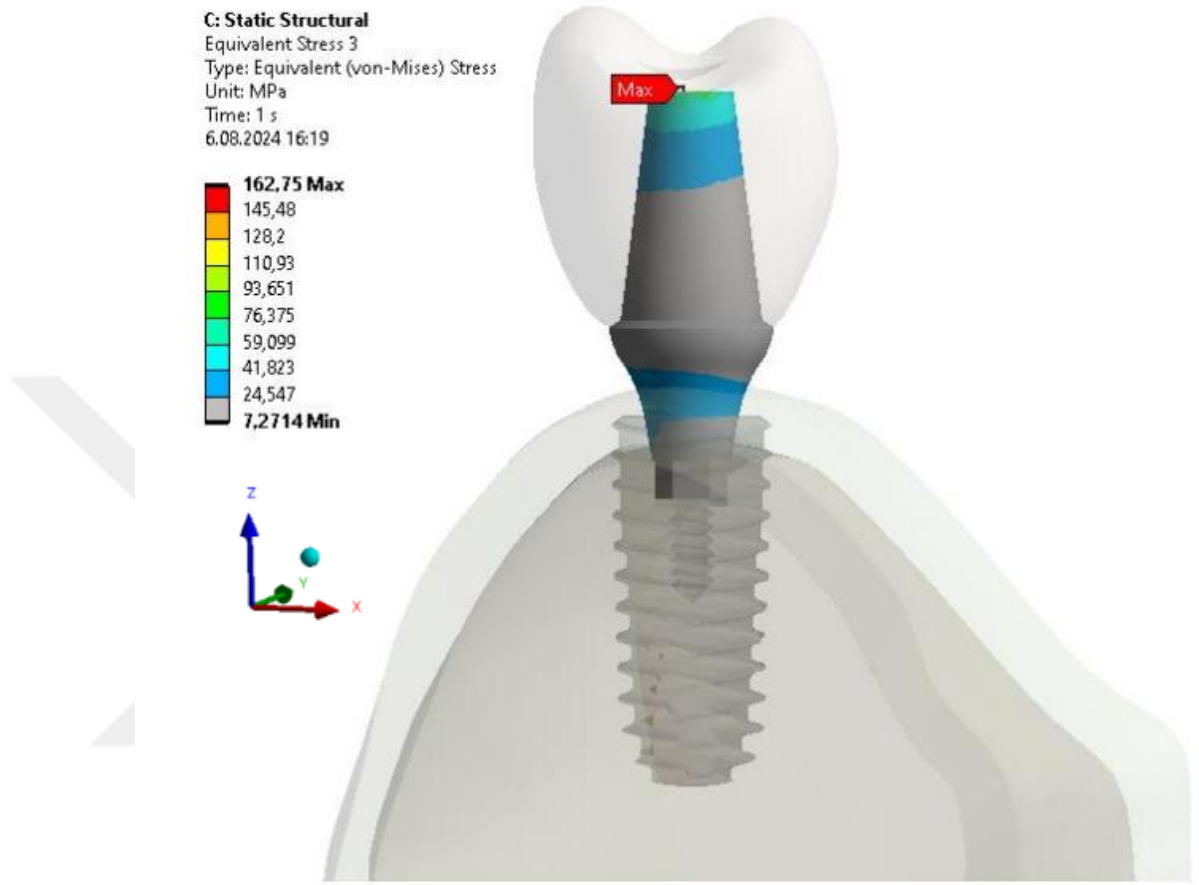
Gerilim Konsantrasyonu ve Gerilim Dağılımı:

Açısal kuvvetler altında implantın hem iç hem de dış yüzeylerinde yüksek gerilim konsantrasyonları gözlemlendi. Bu, implantın çeşitli bölgelerinde ciddi gerilim konsantrasyonlarına neden olabilir ve bu da implantın stabilitesi ve dayanıklılığı üzerinde olumsuz etkilere neden olabilir.

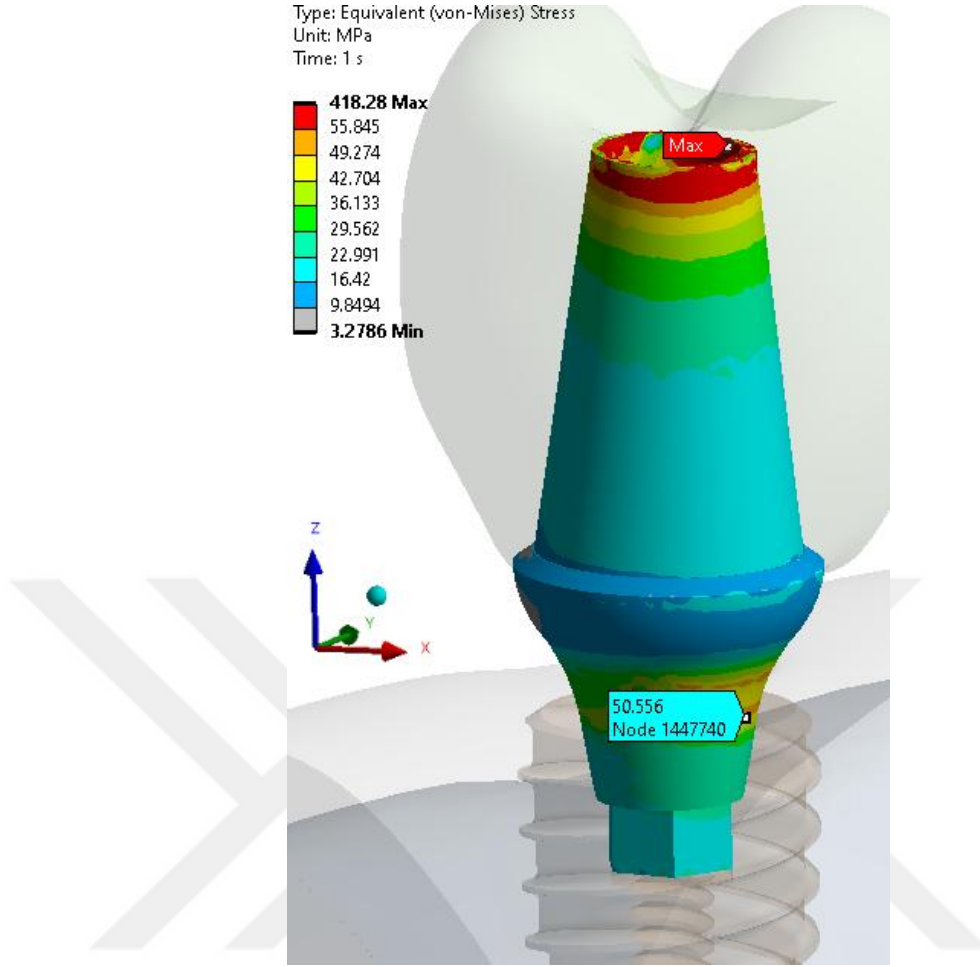
Dikey kuvvetler altında, gerilim dağılımı düşük seviyelerde kalsa da implantın kritik bölgelerinde hala dikkate alınması gereken gerilim konsantrasyonları vardır.

4. Sınıf titanyumun yüksek mukavemeti bu tür gerilim seviyelerine dayanıklı olsa da

özellikle açısıl kuvvetler altında implant yorgunluğu riski dikkate alınmalıdır. Bu riskleri en aza indirmek için, implant tasarımında gerilim konsantrasyonunu azaltmak için önlemler alınması gerekebilir.



Şekil 26.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 27.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 4 titanyumdan yapılmış bir abutmente hem iç hem de dış yüzeyler için dikey kuvvet uygulanması sonucu elde edilen Von-Mises stres dağılımını gösterir. Bu analiz, abutmentin yük altında nasıl bir stres profili gösterdiğini ve malzeme dayanıklılığını anlamak açısından önemlidir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Yüzeydeki Von-Mises Stres Dağılımı:

Maksimum Stres: 162,75 MPa

- Analiz: Görsel, abutmentin dış yüzeyinde oluşan Von-Mises streslerini gösterir. En yüksek stres değeri, abutmentin üst kısmında, protezle birleştiği noktalarda yoğunlaşır. Bu bölgelerdeki yüksek stresler, abutmentin yük taşıma kapasitesinin sınırlarını zorladığını gösterir.
- Klinik Olarak İlgili: Yüksek stres alanları, özellikle abutmentin protezle

birleştigi noktalarda stres birikimlerine neden olabilir ve bu bölgelerde malzeme yorgunluğu ve potansiyel hasar riskini artırabilir. Bu durum protezin stabilitesini ve uzun vadeli performansını olumsuz etkileyebilir.

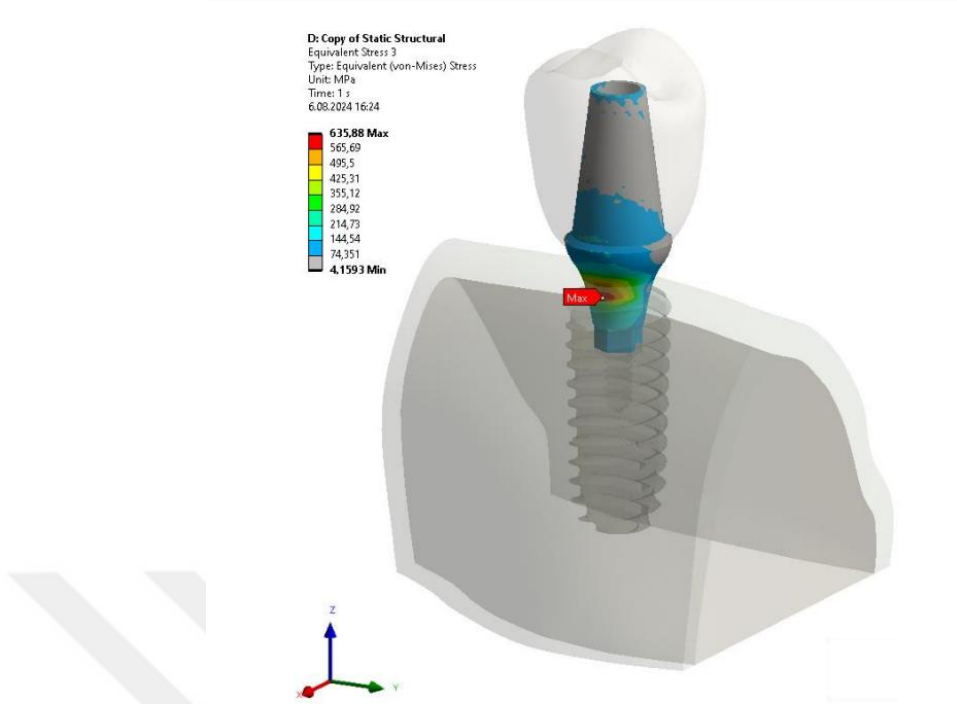
2. İç Yüzeydeki Von-Mises Stres Dağılımı (İkinci Görsel):

Maksimum Stres: 418.28 MPa

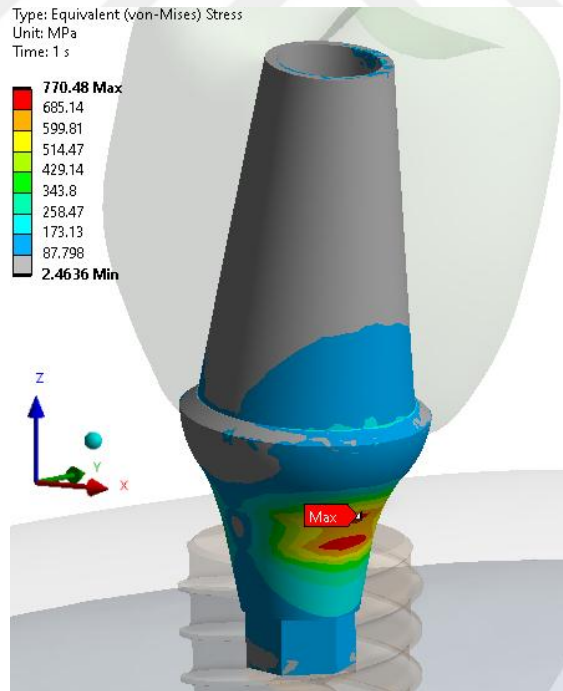
- Analiz: İç yüzeyde oluşan Von-Mises stresleri özellikle abutmentin iç yapısının üst kısmında ve diş protezi ile bağlantı noktalarında yoğunlaşmıştır. Bu bölgelerdeki yüksek stres zamanla abutmentin iç yüzeyinde malzeme yorgunluğu ve çatlak oluşumu riskini artırabilir.
- Klinik Önem: İç yüzeydeki yüksek stres, abutmentin iç yapısının yük altında nasıl zorlandığını gösterir. Bu, abutmentin uzun vadeli stabilitesini tehlikeye atabilir ve malzemenin dayanıklılığını zorlayabilir.

3. Sonuç ve Değerlendirme:

- Gerilim Yoğunlukları: Her iki görselde de dikey kuvvetler altında abutmentin hem iç hem de dış yüzeylerinde yüksek stres yoğunlukları gözlemlenmiştir. Özellikle iç yüzeyde 418,28 MPa'ya ulaşan stres değeri, abutmentin kritik bölgelerinde ciddi stres birikimlerine neden olur. Bu, abutmentin stabilitesi ve dayanıklılığı üzerinde olumsuz etkilere neden olabilir.
- Malzeme Dayanıklılığı: 4. Sınıf titanyumun yüksek mukavemeti, bu tür stres seviyelerine dayanmasını sağlasa da sürekli olarak bu kadar yüksek streslere maruz kaldığında malzeme yorgunluğu riski artar. Bu riskleri en aza indirmek, abutmentin uzun vadeli başarısı için kritik öneme sahiptir.



Şekil 28. 30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 29.30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 4 titanyumdan yapılmış bir abutmente hem iç hem de dış yüzeyler için dikey kuvvet uygulanması sonucu elde edilen Von-Mises stres dağılımını gösterir. Bu analiz, abutmentin yük altında nasıl bir stres profili gösterdiğini ve malzeme dayanıklılığını anlamak açısından önemlidir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Yüzeydeki Von-Mises Stres Dağılımı (İlk Görsel):

Maksimum Stres: 162,75 MPa

- Analiz: Görsel, abutmentin dış yüzeyinde oluşan Von-Mises streslerini gösterir. En yüksek stres değeri, abutmentin üst kısmında, protezle birleştiği noktalarda yoğunlaşır. Bu bölgelerdeki yüksek stresler, abutmentin yük taşıma kapasitesinin sınırlarını zorladığını gösterir.
- Klinik Olarak İlgili: Yüksek stres alanları, özellikle abutmentin protezle birleştiği noktalarda stres birikimlerine neden olabilir ve bu bölgelerde malzeme yorgunluğu ve potansiyel hasar riskini artırabilir. Bu durum protezin stabilitesini ve uzun vadeli performansını olumsuz etkileyebilir.

2. İç Yüzeydeki Von-Mises Stres Dağılımı (İkinci Görsel):

Maksimum Stres: 418.28 MPa

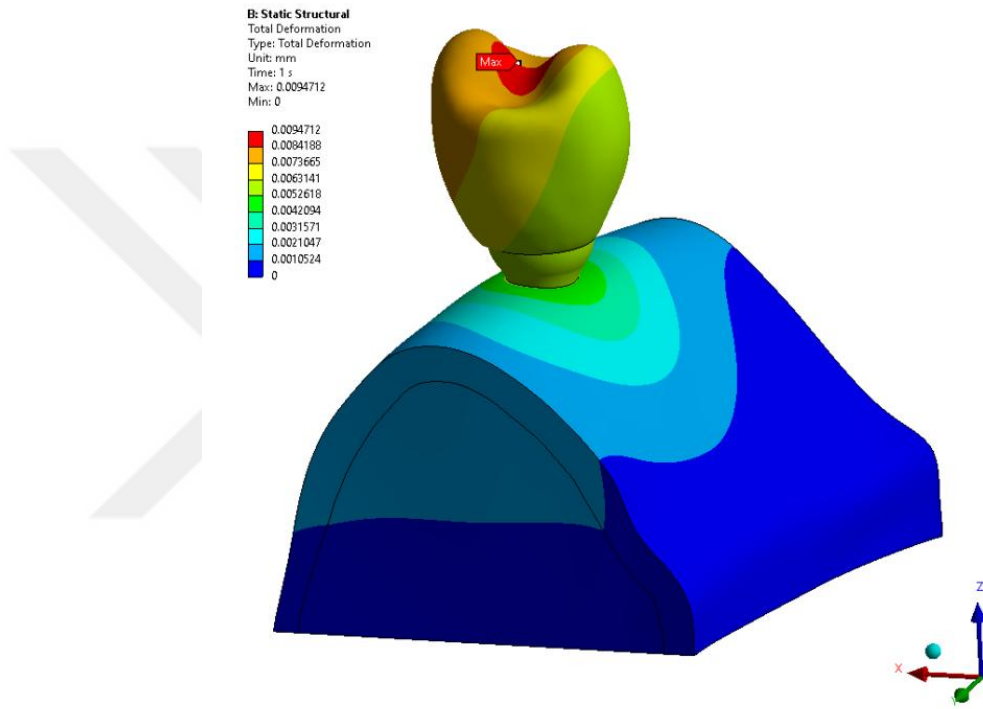
- Analiz: İç yüzeyde oluşan Von-Mises stresleri özellikle abutmentin iç yapısının üst kısmında ve dış protezi ile bağlantı noktalarında yoğunlaşmıştır. Bu bölgelerdeki yüksek stres zamanla abutmentin iç yüzeyinde malzeme yorgunluğu ve çatlak oluşumu riskini artırabilir.
- Klinik Önem: İç yüzeydeki yüksek stres, abutmentin iç yapısının yük altında nasıl zorlandığını gösterir. Bu, abutmentin uzun vadeli stabilitesini tehlikeye atabilir ve malzemenin dayanıklılığını zorlayabilir.

3. Sonuç ve Değerlendirme:

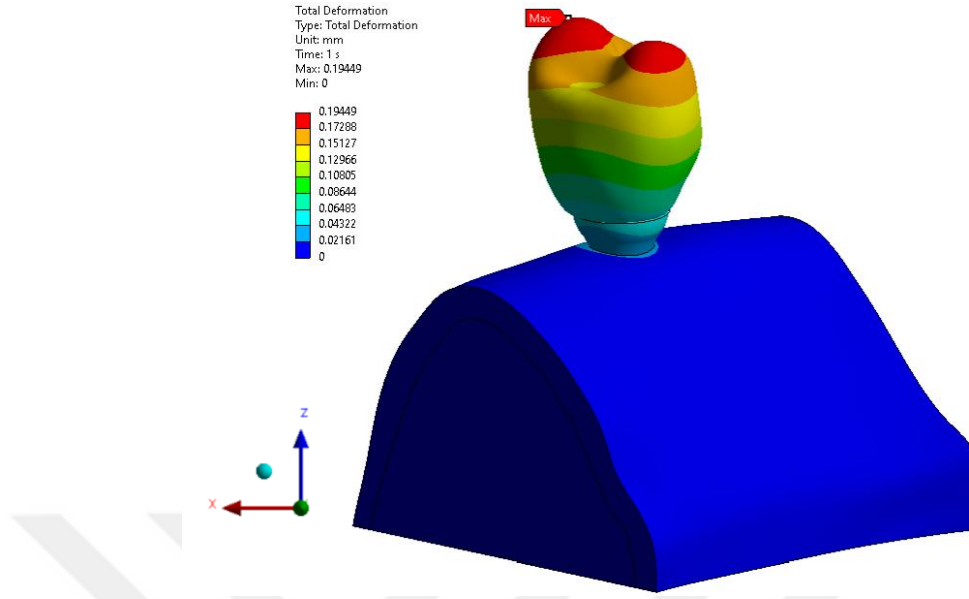
- Gerilim Yoğunlukları: Her iki görselde de dikey kuvvetler altında abutmentin hem iç hem de dış yüzeylerinde yüksek stres yoğunlukları gözlemlenmiştir. Özellikle iç yüzeyde 418,28 MPa'ya ulaşan stres değeri, abutmentin kritik bölgelerinde ciddi stres birikimlerine neden olur. Bu, abutmentin stabilitesi ve dayanıklılığı üzerinde olumsuz etkilere neden olabilir.

- **Malzeme Dayanıklılığı:** 4. Sınıf titanyumun yüksek mukavemeti, bu tür stres seviyelerine dayanmasını sağlasa da sürekli olarak bu kadar yüksek streslere maruz kaldığında malzeme yorgunluğu riski artar. Bu riskleri en aza indirmek, abutmentin uzun vadeli başarısı için kritik öneme sahiptir.

6.2.2.2. Grade 4 Titanyum İmplant-Açılı Abutment Sonuçları



Şekil 30.Düşey Kuvvet Yükleme Durumu Deformasyon Değerleri.



Şekil 31. 30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumu Deformasyon Değerleri.

Farklı yükleme senaryoları altında 17 derece açılı abutment için elde edilen toplam deformasyon sonuçlarını gösterilmektedir. Dikey kuvvet ve 30 derece açılı kuvvet yükleme durumları için detaylı analiz sonuçları aşağıda sunulmuştur:

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dikey Kuvvet Yükleme Durumu:

- Deformasyon Değeri: Maksimum deformasyon değeri yaklaşık 0,0094712 mm olarak ölçülmüştür.
- Deformasyon Dağılımı: En yüksek deformasyonun olduğu bölgeler, dişle temas halinde olan abutmentin üst kısmında yoğunlaşmıştır. Deformasyon, alt kısımlarda ve implantın kemiğe bağlandığı bölgelerde daha azdır.
- Klinik Önem: Dikey kuvvet altında elde edilen bu deformasyon değerleri, implant ve abutmentin kemiğe uygulanan yükleri karşılayabildiğini göstermektedir. Ancak, deformasyonun protezle birleşim noktasında yoğunlaşması, uzun süreli kullanımda bu bölgede olası malzeme yorgunluğu ve deformasyon riskini artırabilir.

2. 30 Derece Açısal Kuvvet Yükleme Durumu:

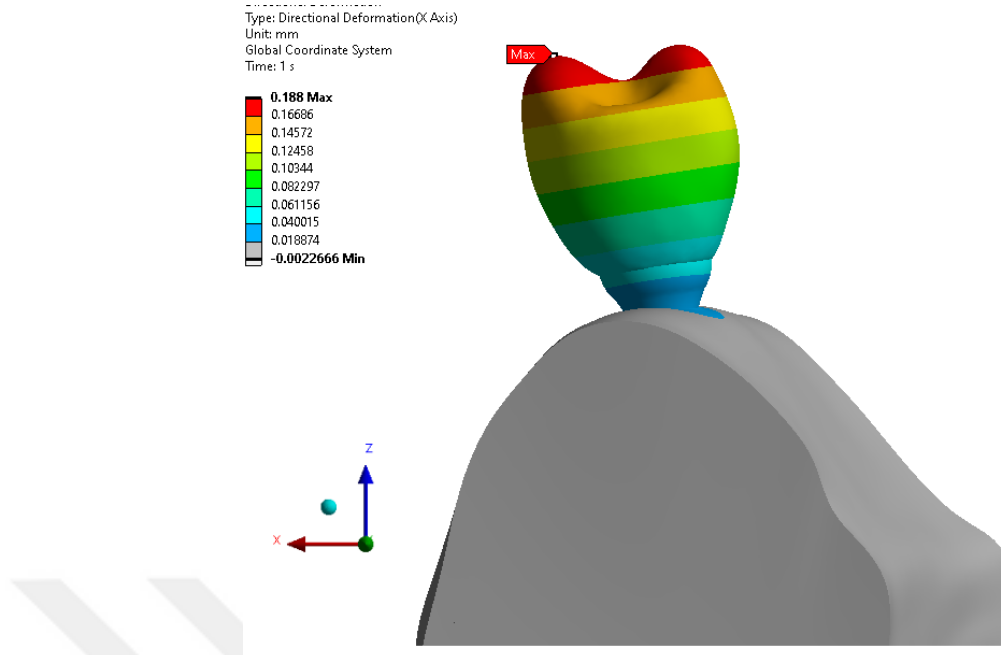
- Deformasyon Değeri: Maksimum deformasyon değeri yaklaşık 0,19449 mm

olarak ölçülmüştür.

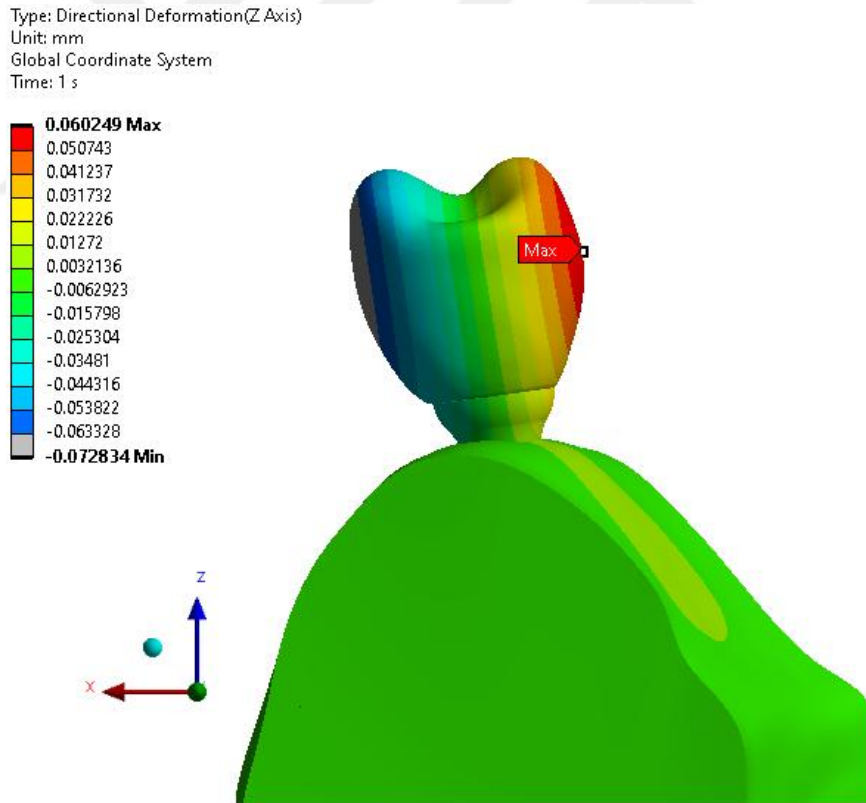
- Deformasyon Dağılımı: Açısal kuvvet uygulandığında deformasyon değerleri önemli ölçüde artmıştır. Deformasyon özellikle abutmentin boyun bölgesinde ve diş protezine yakın kısımlarda yoğunlaşmıştır. Bu durum implantın açılı kuvvet altında eğilme ve deforme olma eğiliminde olduğunu göstermektedir.
- Klinik Önem: Açısal kuvvetlerin etkisi altında oluşan bu yüksek deformasyon değerleri abutment ve implant yapısı için ciddi risk oluşturabilir. Özellikle abutmentin boyun bölgesindeki yüksek deformasyon bu bölgede malzeme yorgunluğu ve potansiyel kırılma riskini artırabilir. Bu durum implantın stabilitesini ve uzun vadeli performansını olumsuz etkileyebilir.

3. Genel Sonuç ve Değerlendirme:

- Deformasyon Farkları: İki farklı yükleme senaryosu karşılaştırıldığında açılı kuvvet altında oluşan deformasyonun dikey kuvvet altında oluşan deformasyondan çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu, implant ve abutmentin daha fazla strese maruz kaldığını ve açılı yükler altında deforme olma eğiliminde olduğunu gösterir.
- Malzeme Dayanıklılığı: 4. Sınıf titanyumun mukavemeti bu tür deformasyonlara dayanmak için yeterli olsa da sürekli yüksek deformasyonlar malzeme yorgunluğuna yol açabilir. Bu, implantın uzun vadeli başarısını tehlikeye atabilir.



Şekil 32.X ekseninde oluşan deformasyon değerleri.



Şekil 33.Z ekseninde oluşan deformasyon değerleri.

17 derece açılı abutmente uygulanan açılal kuvvetler sonucu X ve Z eksenlerinde

oluşan eksenel deformasyonlar analiz edilmiştir.

1. X Eksenindeki Deformasyon:

- Deformasyon Değeri: Maksimum deformasyon değeri 0,18827 mm olarak ölçülmüştür.
- Deformasyon Dağılımı: En fazla deformasyonun olduğu bölgeler abutment ve dişin birleşim noktasında yoğunlaşmıştır. Bu durum implantın lateral (yanal) yönde bir kuvvet altında nasıl şekil değiştirdiğini ve bu şekil değişiminin implant-abutment birleşim noktasında en yoğun şekilde meydana geldiğini göstermektedir.
- Klinik Önemi: X eksenindeki bu deformasyon, implantın lateral kuvvetlere karşı direncini test eder. Yüksek deformasyon değerleri, özellikle uzun süreli kullanımda abutment ve implantın stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilir. Bu durum protezin pozisyonunun zamanla bozulmasına ve implantın yerinden çıkmasına neden olabilir.

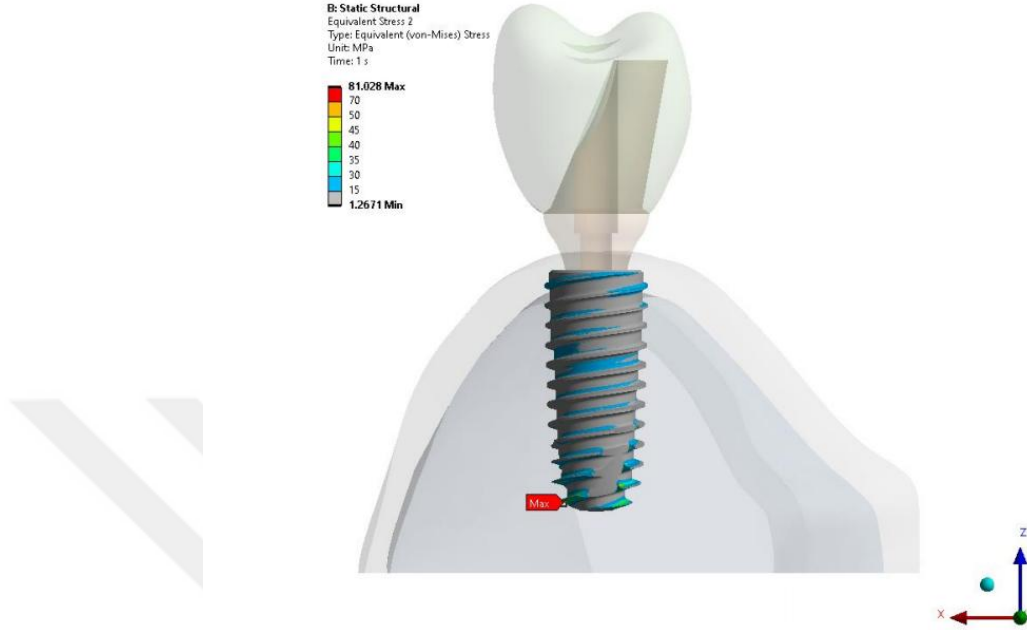
2. Z Ekseninde Deformasyon:

- Deformasyon Değeri: Maksimum deformasyon değeri 0,060249 mm olarak ölçülmüştür.
- Deformasyon Dağılımı: Z eksenindeki deformasyon, implantın dikey yönde nasıl şekil değiştirdiğini göstermektedir. Bu deformasyon yine abutment ve diş protezinin birleşim noktalarında en yüksek seviyede gözlenmiştir.
- Klinik Önem: Z eksenindeki deformasyonlar, implantın yük taşıma kapasitesinin önemli bir göstergesidir. Yüksek deformasyon, implantın dikey yükler altında daha fazla şekil değiştirdiğini ve bu durumun implantın uzun vadeli dayanıklılığı açısından risk oluşturabileceğini göstermektedir.

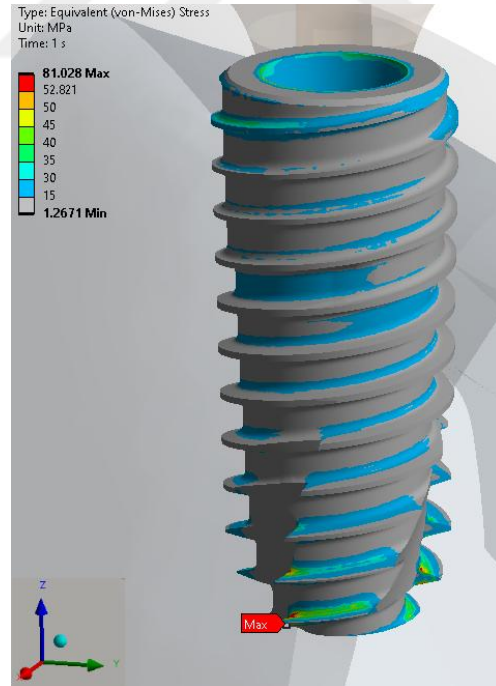
3. Genel Sonuç ve Değerlendirme:

- Eksenel Deformasyonlar: X ve Z eksenindeki deformasyonlar birlikte değerlendirildiğinde, açısız kuvvetlerin implant ve abutment sisteminde önemli şekil değişikliklerine neden olduğu görülmüştür. X eksenindeki lateral deformasyonlar implant-abutment bağlantı noktasında daha belirgin ve yoğun. Z ekseninde ise deformasyonlar dikey yönde meydana geldi ancak X eksenindeki deformasyonlardan daha düşüktü.

- **Malzeme Dayanıklılığı:** Açısal abutmentlerin özellikle yüksek açısal kuvvetler altında deformasyon davranışı malzemenin elastik sınırlarını zorlayabilir.



Şekil 34.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 35.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Von-Mises stres analizi, 17 derece açılı bir abutment ve Grade 4 titanyum implanta dikey kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. İki görüntü, implantın iç ve dış

yüzeylerindeki maksimum stres dağılımını göstermektedir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Yüzeydeki Von-Mises Stresi:

Maksimum Stres Değeri: 81.028 MPa

- Gerilim Dağılımı: Görüntüdeki maksimum stres değeri, implantın alt kısmında, kemiğe temas ettiği alanda yoğunlaşmıştır. Bu, implantın kemiğe yerleştirildiği bölgedeki stres birikimini göstermektedir.
- Klinik Olarak İlgili: İmplantın dış yüzeyindeki bu stres, implant-kemik ara yüzünde malzeme yorgunluğu riskini artırabilir. Yüksek stres değerleri, uzun süreli kullanımda implant stabilitesini etkileyebilir ve implantın yerinden oynaması veya gevşemesi riskine yol açabilir.

2. İç Yüzeyde Oluşan Von-Mises Stresi:

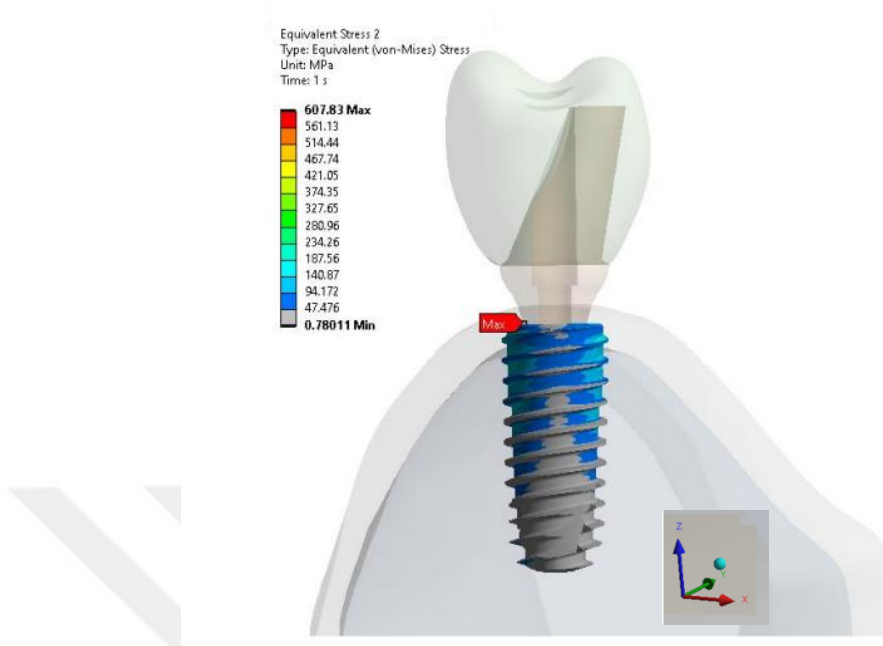
Maksimum Stres Değeri: 81.028 MPa

- Gerilim Dağılımı: İmplantın iç yüzeyinde oluşan stresler benzer şekilde implantın alt kısmında yoğunlaşmaktadır. Bu durum implantın iç yapısında yüksek stres birikimi olduğunu göstermektedir.
- Klinik Önemi: İç yüzeyde oluşan bu stresler uzun vadeli yükler altında implantın iç yapı stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilir. İmplantın iç yapısında oluşan yüksek stres birikimi zamanla malzeme hasarına veya kırılmalara yol açabilir.

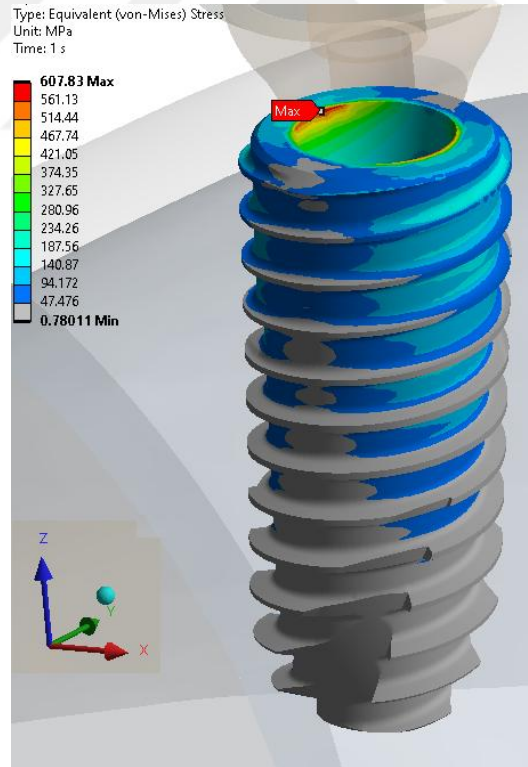
3. Genel Sonuç ve Değerlendirme:

- Gerilim Dağılımı: Hem iç hem de dış yüzeylerde benzer maksimum stres değerlerinin gözlenmesi implantın genel yapısında yüksek stres birikimleri olduğunu göstermektedir. Bu durum implantın kemikte ve abutment ile birleşim yerlerinde yüksek stres altında olduğunu ve bu bölgelerde malzeme hasarı riskinin arttığını göstermektedir.
- Malzeme Dayanıklılığı: 4. Sınıf titanyumun yüksek mukavemeti bu tür streslere dayanmak için yeterli olsa da, sürekli yüksek stresler malzeme yorgunluğuna yol açabilir. Bu, implantın uzun vadeli başarısını tehlikeye

atabilir.



Şekil 36.Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 37.Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

30 derecelik açılı kuvvet kullanılarak 17 derecelik açılı abutmentli Grade 4 titanyum implant üzerinde gerçekleştirilen Von-Mises stres analizinin sonuçları gösterilmiştir.

İki görüntü, implantın iç ve dış yüzeylerindeki maksimum stres dağılımını ayrıntılı olarak göstermektedir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Yüzeydeki Von-Mises Stresi:

Maksimum Stres Değeri: 607,83 MPa

1. Gerilim Dağılımı: Maksimum stres değeri, implantın tepesinde, abutment ile birleşim noktasında yoğunlaşmıştır. Bu, açılı kuvvetlerin özellikle bu alanda stres birikimine neden olduğunu ve implantın bu kritik alanda daha yüksek streslere maruz kaldığını göstermektedir.

- Klinik Önem: İmplantın dış yüzeyinde bu seviyede yüksek streslerin oluşması, özellikle açılı kuvvetlere maruz kaldığında implantın uzun vadeli dayanıklılığı için önemli bir risk faktörüdür. Bu tür yüksek stresler, implantın boyun bölgesinde malzeme yorgunluğuna yol açabilir ve sonunda implantın başarısızlığına yol açabilir.

2. İç Yüzeyde Oluşan Von-Mises Stresi:

Maksimum Stres Değeri: 607.83 MPa

- Gerilim Dağılımı: İç yüzeyde oluşan stresler implantın üst kısmında da yoğunlaşmaktadır. Bu durum, açılmal kuvvetler altında implantın iç yapısında da yüksek stres birikimi olduğunu göstermektedir.

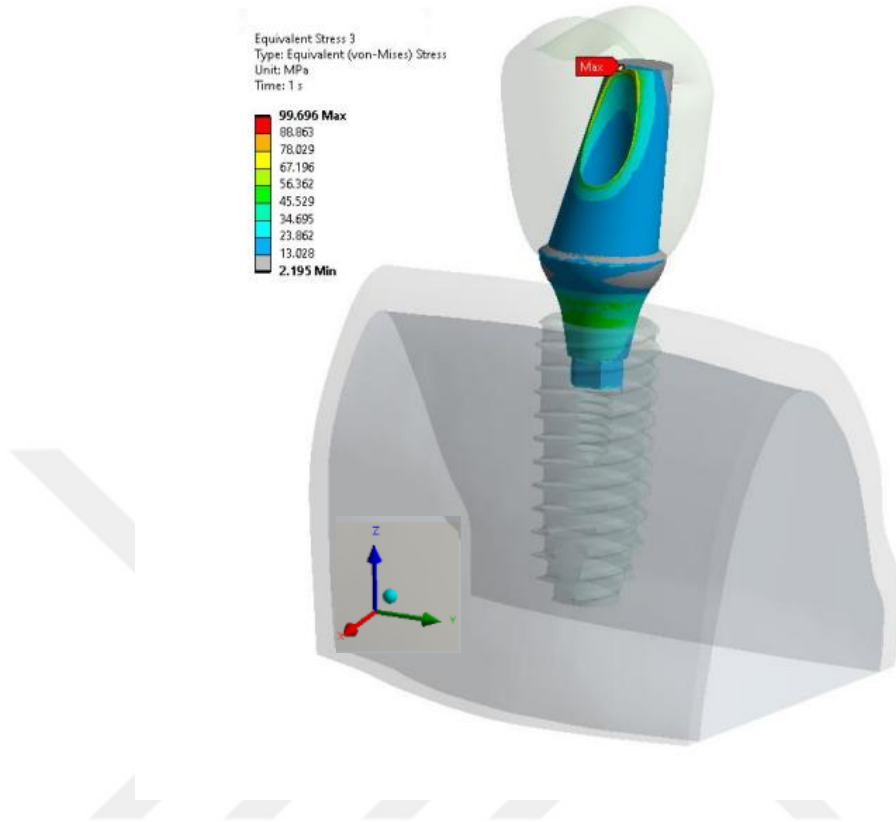
- Klinik Önem: İmplantın iç yapısındaki bu yüksek stresler, implantın iç stabilitesini olumsuz yönde etkileyebilir. Zamanla bu bölgede malzeme yorgunluğu ve potansiyel olarak iç çatlaklar veya kırıklar meydana gelebilir.

3. Genel Sonuç ve Değerlendirme:

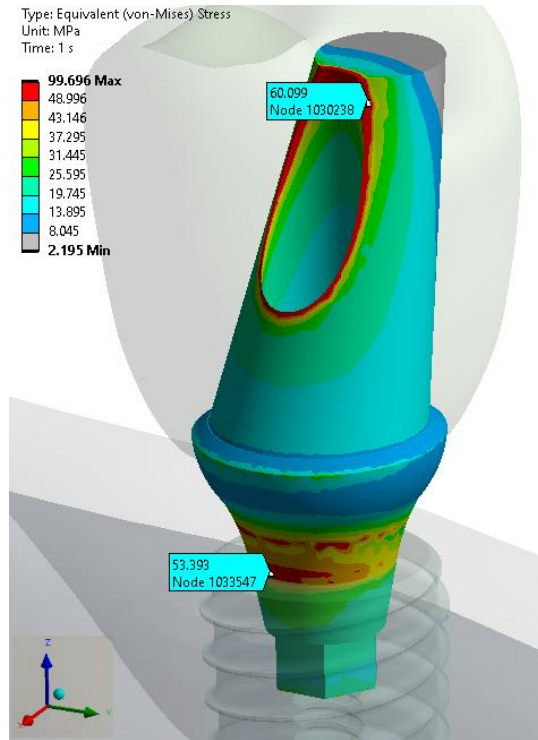
- Gerilim Dağılımı: Hem iç hem de dış yüzeylerde benzer maksimum stres değerlerinin gözlenmesi, açılmal kuvvetlerin implant yapısında ciddi stres birikimlerine neden olduğunu göstermektedir. Bu durum, özellikle abutment ve implantın birleşim noktasında yüksek streslerin oluştuğunu ve bu bölgede malzeme hasarı riskinin arttığını göstermektedir.

- Malzeme Dayanıklılığı: 4. sınıf titanyum yüksek mukavemete sahip olmasına

rağmen, bu tür yüksek gerilimlere sürekli maruz kalmak uzun vadede malzeme yorgunluğuna ve implant başarısızlığına yol açabilir.



Şekil 38.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Yüzeyde Oluşan Von-Mises Stresi:

Maksimum Stres Değeri: 99.696 MPa

- Gerilim Dağılımı: Görüntüdeki maksimum stres, abutmentin dişle birleştiği nokta olan üst bölgede yoğunlaşmıştır. Bu bölge, abutmentin en fazla strese maruz kaldığı yerdir ve implant-abutment birleşimindeki yük dağılımının dengesizliğini gösterir.
- Klinik Önem: Abutmentin dış yüzeyinde oluşan bu yüksek stres, malzeme yorgunluğuna ve abutmentin uzun vadede bozulmasına yol açabilir. Bu tür yüksek stresler, implant sisteminin genel stabilitesini ve dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir.

2. İç Yüzeyde Oluşan Von-Mises Stresi:

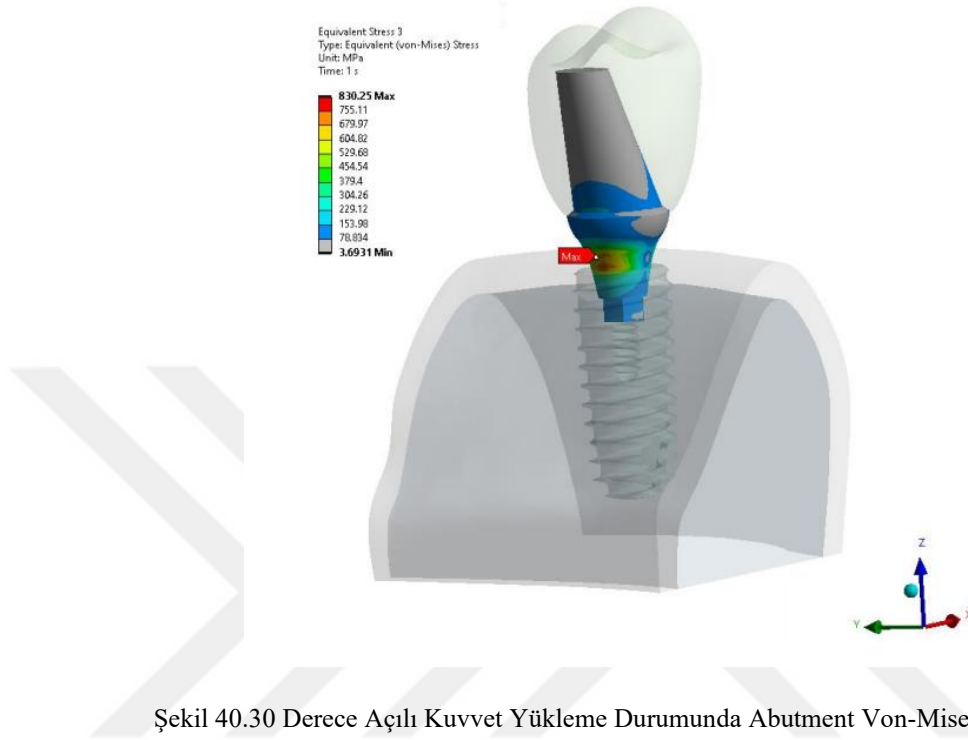
Maksimum Stres Değeri: 99.696 MPa

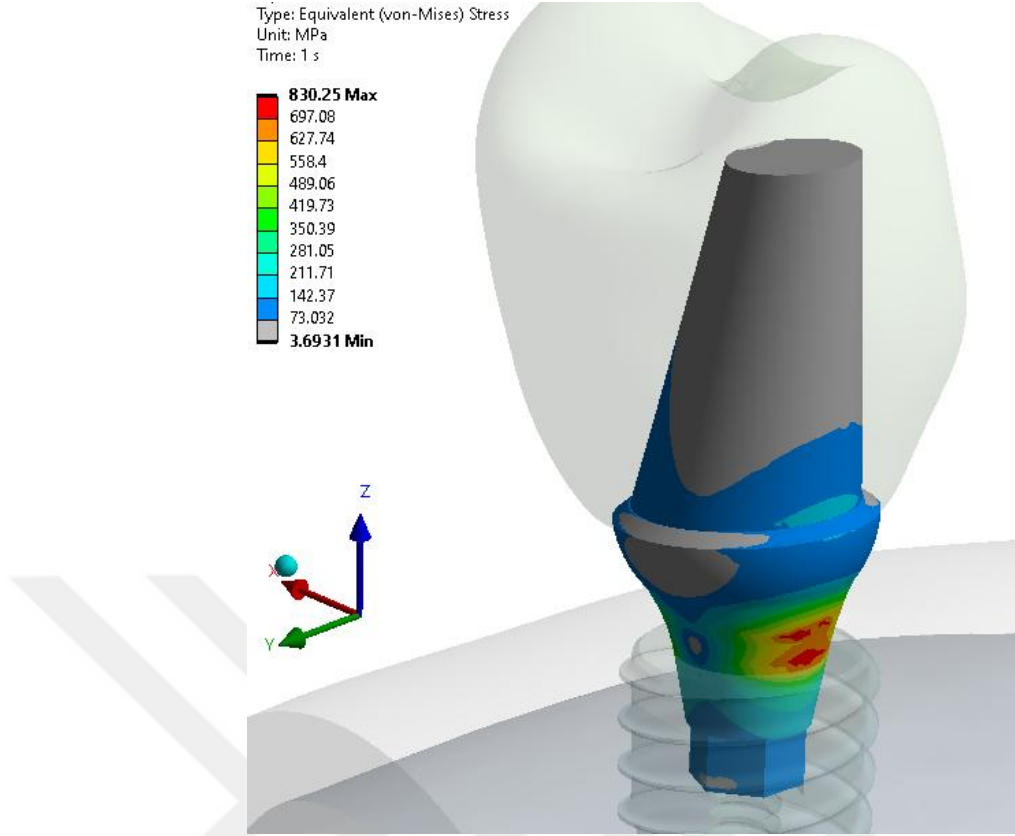
- Gerilim Dağılımı: İç yüzeydeki maksimum stresler, abutmentin dişle temas ettiği bölgede de görülmektedir. Bu durum, iç yüzeyde olduğu gibi dış yüzeyde de yüksek stres birikiminin abutmentin yapısal bütünlüğünü tehdit edebileceğini göstermektedir.
- Klinik Önem: İç yüzeydeki bu stres, abutmentin iç yapısının da yüksek stres altında olduğunu ve zamanla çatlak veya kırıklar oluşabileceğini göstermektedir.

3. Genel Sonuç ve Değerlendirme:

- Gerilim Dağılımı: Hem iç hem de dış yüzeylerde benzer maksimum stres değerlerinin gözlenmesi, abutment üzerinde homojen olmayan bir yük dağılımı olduğunu göstermektedir. Bu durum, özellikle diş protezinin abutmente bağlantı noktasında yüksek stres birikimine neden olmakta ve bu bölgelerde maddi hasar riskini artırmaktadır.
- Malzeme Mukavemeti: Grade 4 titanyum gibi yüksek mukavemetli bir

malzeme kullanılmasına rağmen, bu tür yüksek streslere maruz kalmak malzeme yorgunluğuna ve abutmentin erken aşınmasına veya kırılmasına yol açabilir.





Şekil 41.30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

17 derece açılı bir abutmente 30 derecelik yatay kuvvet uygulanarak gerçekleştirilen Von-Mises stres analizini ayrıntılı olarak açıklamaktadır. İki görüntü, abutmentin iç ve dış yüzeylerindeki maksimum stres dağılımını göstermektedir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Yüzeyde Meydana Gelen Von-Mises Stresi:

Maksimum Stres Değeri: 830,25 MPa

- Gerilim Dağılımı: Görüntüdeki maksimum stres, abutmentin implantla birleştiği noktaya yakın bölgede yoğunlaşmıştır. Bu bölge, abutmentin yatay kuvvet nedeniyle en fazla strese maruz kaldığı ve yük dağılımındaki dengesizliği gösteren bölgedir.
- Klinik Olarak İlgili: Abutmentin dış yüzeyinde oluşan bu yüksek stres, malzeme yorgunluğuna ve abutmentin uzun vadede bozulmasına yol açabilir.

Bu tür yüksek stresler, implant sisteminin genel stabilitesini ve dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir.

2. İç Yüzeyde Oluşan Von-Mises Stresi:

Maksimum Stres Değeri: 830.25 MPa

- Gerilim Dağılımı: İç yüzeydeki maksimum stresler, abutmentin implanta temas ettiği bölgede de görülmektedir. Bu, iç yüzeyde olduğu gibi dış yüzeyde de yüksek stres birikiminin abutmentin yapısal bütünlüğünü tehdit edebileceğini göstermektedir.
- Klinik Önemi: İç yüzeydeki bu stres, abutmentin iç yapısının da yüksek stres altında olduğunu ve zamanla çatlak veya kırıklar oluşabileceğini göstermektedir.

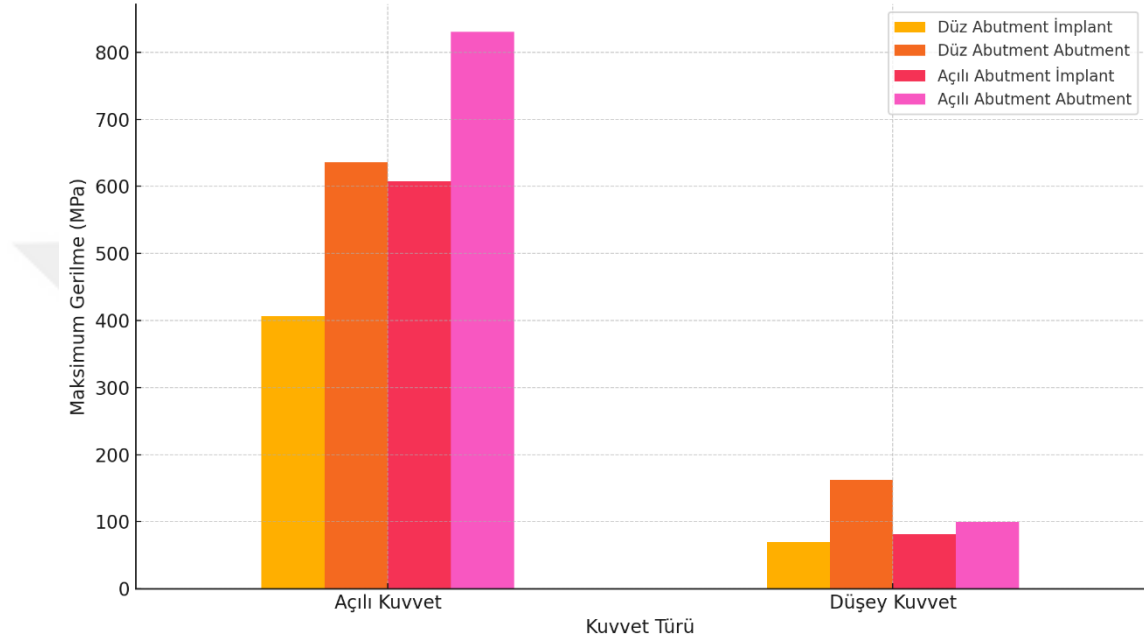
3. Genel Sonuç ve Değerlendirme:

- Gerilim Dağılımı: Hem iç hem de dış yüzeylerde benzer maksimum stres değerlerinin gözlenmesi, abutment üzerinde homojen olmayan bir yük dağılımı olduğunu göstermektedir. Bu durum, özellikle abutment ile implantın birleşim bölgesinde yüksek stres birikimine neden olmakta ve bu bölgelerde malzeme hasarı riskini artırmaktadır.
- Malzeme Mukavemeti: Grade 4 titanyum gibi yüksek mukavemetli bir malzeme kullanılmasına rağmen, bu tür yüksek streslere maruz kalmak malzeme yorgunluğuna ve abutmentin erken aşınmasına veya kırılmasına yol açabilir.

Genel Değerlendirme ve Sonuçlar:

Tablo 4. Grade4 Analiz Sonucu.

Grade 4			
		Maksimum Gerilme (MPa)	
		Açılı Kuvvet	Düşey Kuvvet
Düz Abutment	İmplant	406,66	69,97
	Abutment	635,88	162,75
Açılı Abutment	İmplant	607,83	81,03
	Abutment	830,25	99,69



Bu çalışmada, Grade 4 titanyumdan yapılmış implant ve abutment yapıları üzerinde hem açılmal hem de dikey kuvvetlerin etkileri araştırılmıştır. Tabloda verilen maksimum Von-Mises gerilim değerleri, implant ve abutment yapılarının çeşitli yükleme senaryoları altında maruz kaldığı gerilimleri göstermektedir. Bu veriler, dental implantların yük taşıma kapasitesi, malzeme dayanıklılığı ve olası risk faktörleri hakkında önemli bilgiler sunmaktadır.

1. Düz Abutment İçin Gerilim Analizi:

- Analiz: Düz abutment kullanıldığında, dikey kuvvetler altında hem implant hem de abutment yapılarında nispeten düşük gerilim değerleri gözlenmiştir. Ancak açılmal kuvvetler uygulandığında, bu gerilim değerlerinde önemli bir artış gözlenmiştir. Özellikle açılmal kuvvet etkisinden dolayı abutment üzerinde 635,88 MPa'lık yüksek bir gerilme değeri oluşmuş olup, bu durum malzeme yorgunluğu ve potansiyel hasar riski açısından önemli bir bulgudur.

2. Açısal Abutment İçin Gerilme Analizi:

Analiz: Açısal abutment kullanıldığında, dikey kuvvetler altında abutment ve implant üzerindeki gerilme değerleri makul seviyelerde kalmıştır. Ancak açısal kuvvetlerin etkisi altında bu değerlerde çok ciddi artışlar gözlenmiştir. Özellikle abutment üzerinde oluşan 830,25 MPa'lık maksimum gerilme değeri, yapının dayanıklılığı açısından kritik bir risk oluşturmaktadır. Bu durum, açılı abutmentin özellikle yüksek açısal kuvvetler altında gerilme birikimine daha yatkın olduğunu göstermektedir.

3. Düz Abutment ve Açısal Abutment Sonuçlarının Karşılaştırılması:

Düz abutment ve açılı abutment sonuçları karşılaştırıldığında, açılı abutment kullanımı durumunda maksimum gerilmelerin daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu durum hem dikey kuvvet hem de açılı kuvvet yükleme senaryoları için geçerlidir. Özellikle açılı kuvvet yüklemesi durumunda, eğilme etkisi nedeniyle gerilmeler boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Bu yüksek gerilme değerleri, abutmentin bu kritik bölgesinde malzeme yorgunluğu ve potansiyel kırılma riskini artırmaktadır.

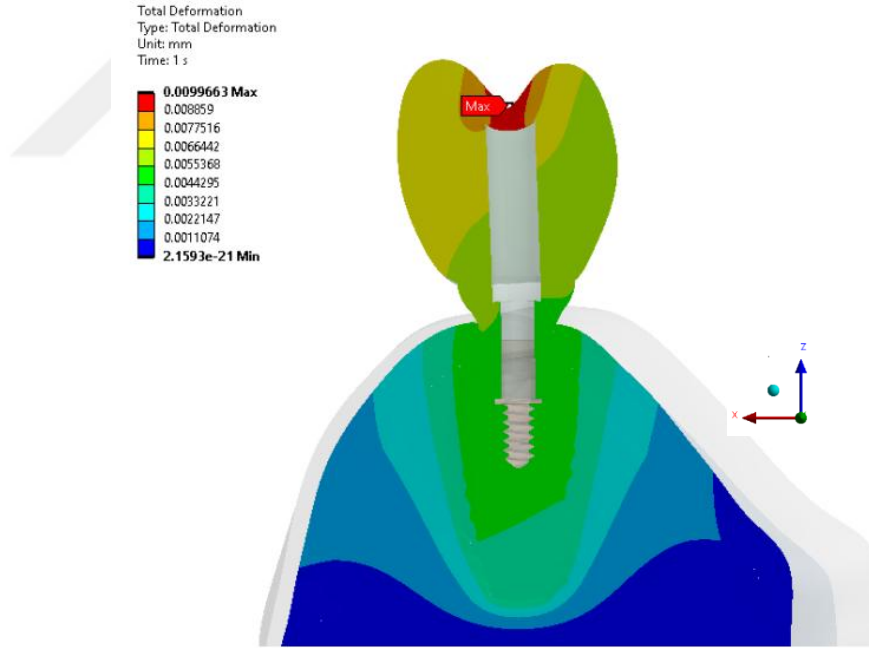
4. Genel Sonuç:

- Gerilim Konsantrasyonu: Analizler, açılı kuvvetlerin hem implant hem de abutment yapılarında çok daha yüksek gerilmeler oluşturduğunu ortaya koymuştur. Açısal abutmentlerin bu gerilmeleri daha fazla yoğunlaştırdığı ve özellikle boyun bölgesinde ciddi gerilme birikimlerine neden olduğu gözlemlenmiştir.
- Malzeme Dayanıklılığı: Grade 4 titanyum yüksek mukavemetli bir malzeme olmasına rağmen, bu seviyelerdeki gerilmeler altında malzeme yorgunluğu riski vardır. Bu risk özellikle açılı abutment kullanımı durumunda daha belirgin hale gelmektedir. Bu nedenle, bu tür yüksek stres koşulları altında malzeme dayanıklılığını göz önünde bulundurarak tasarım iyileştirmeleri yapılması gerekebilir.
- Klinik İlgili: Bu bulgular, implant ve abutment tasarımında optimize edilmiş

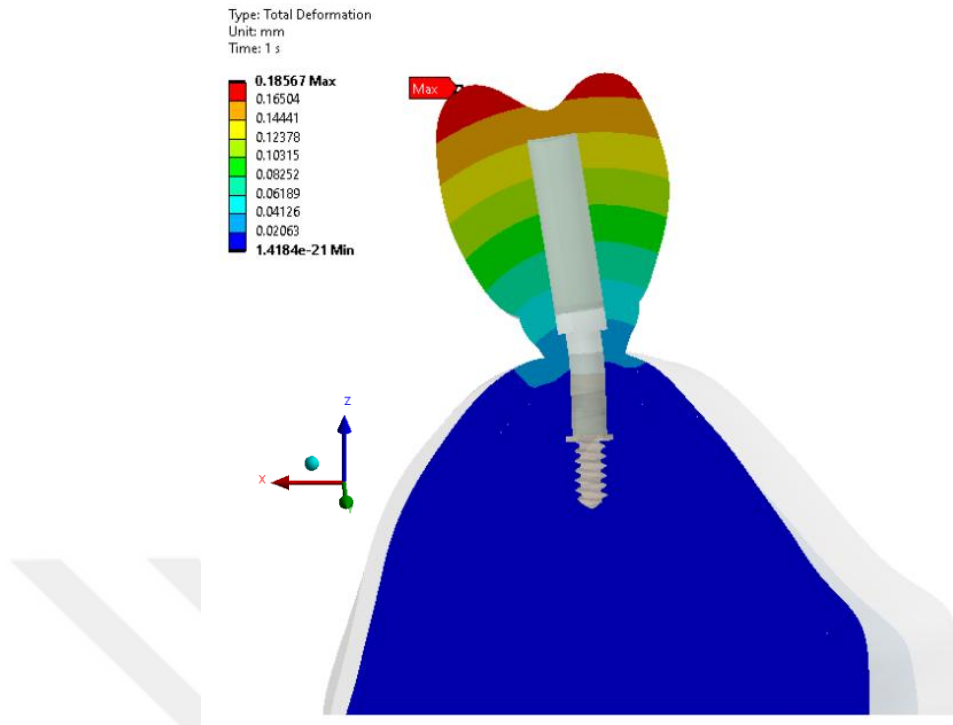
yük dağılımının ve malzeme seçiminin önemini vurgulamaktadır. İmplantların ve abutmentlerin özellikle açısall kuvvetlerin etkisi altında uzun vadeli klinik başarısını artırmak için bu tür analizlere dayalı tasarım iyileştirmeleri önerilebilir.

- Sonuç olarak, bu çalışma farklı yükleme senaryolarının implant sistemleri üzerindeki etkilerini değerlendirmek için önemli bir temel sağlamaktadır. Özellikle klinik uygulamalarda stres konsantrasyonlarını en aza indirmek ve malzeme dayanıklılığını artırmak için önlemler alınması gerektiği açıktır. Bu analizlerin sonuçları, implant tasarımlarını optimize etmek ve klinik uygulamalarda uzun vadeli başarıyı sağlamak için önemli veriler sağlar.

6.2.2.3. Grade 5 Titanyum İmplant-Düz Abutment Sonuçları



Şekil 42.Düşey Kuvvet Yükleme Durumu Deformasyon Değerleri.



Şekil 43.Yatay Kuvvet Yükleme Durumu Deformasyon Değerleri.

Hem dikey kuvvet hem de 30 derecelik açı kuvveti altında düz abutment için elde edilen deformasyon sonuçlarını ve bunları birleştirerek Grade 5 titanyumun performansını ayrıntılı değerlendirilmiştir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dikey Kuvvet Yükleme Durumu:

- Deformasyon Analizi: Grade 5 titanyum kullanılarak yapılan analizde, düz abutmente dikey kuvvet uygulandığında elde edilen maksimum deformasyon değeri 0,0099663 mm olarak belirlenmiştir. Bu sonuç, implant ve abutmentin yüksek mukavemetli Grade 5 titanyumdan yapılmış olmaları nedeniyle biyomekanik olarak dayanıklı bir yapı sunduğunu ve yüksek yük taşıma kapasitesine sahip olduğunu göstermektedir.
- Analiz: Grade 5 titanyumun dikey kuvvet altında düşük deformasyonu, bu malzemenin implantoloji alanında güvenilir bir performans sunduğunu ortaya koymaktadır. Bu, implantın uzun ömürlü olmasını ve çevresindeki kemik dokusuyla uyumlu çalışmasını sağlar.

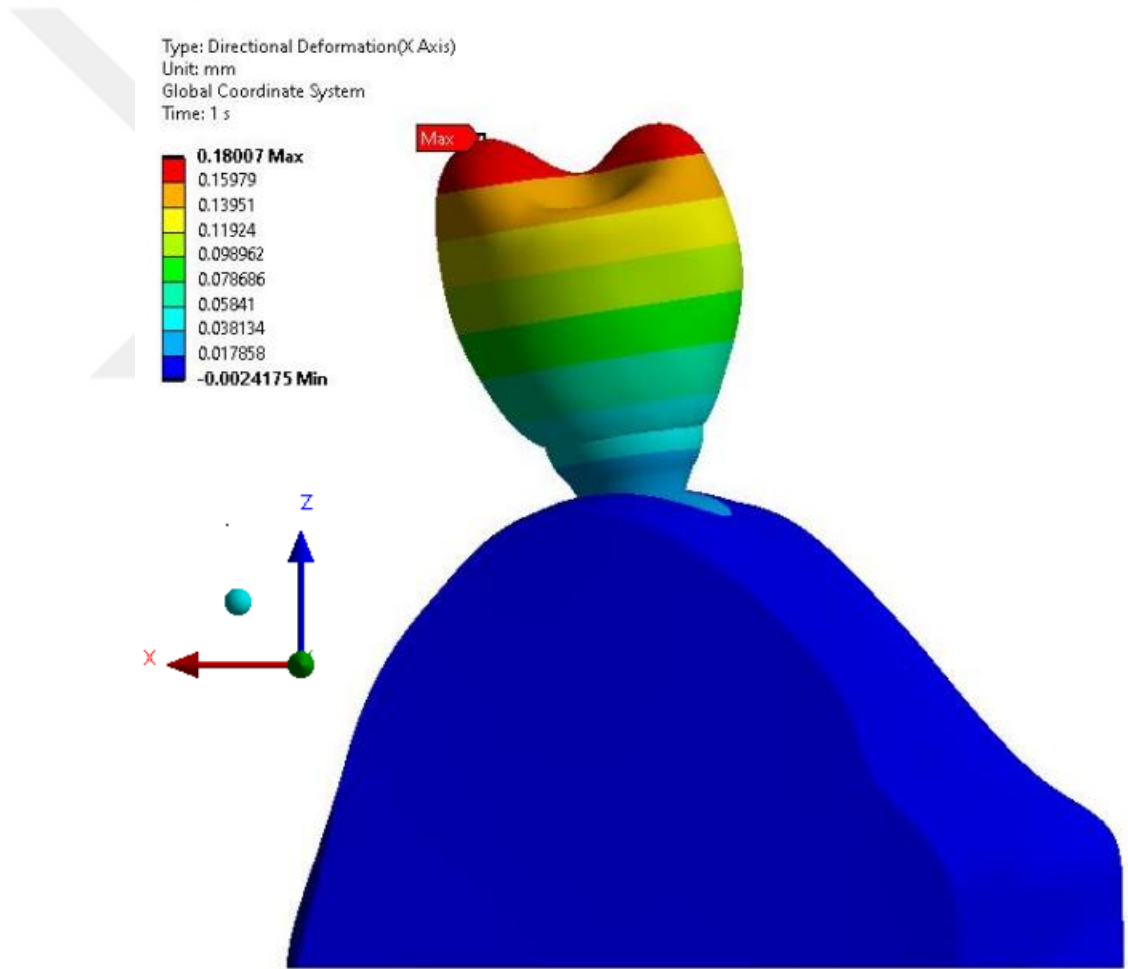
2. 30 Derece Açısal Kuvvet Yükleme Durumu:

- Deformasyon Analizi: Açısal kuvvet altında maksimum deformasyon değeri 0,18567 mm olarak belirlenmiştir. Bu durumda deformasyonun özellikle dişin kronunda yoğunlaştığı görülmüştür. Grade 5 titanyumun elastik özelliklerine rağmen açısal kuvvetlerin etkisiyle deformasyonun belirgin bir artış gösterdiği belirlenmiştir.
- Analiz: Açısal kuvvetlerin etkisiyle oluşan bu deformasyon özellikle klinik uygulamalarda açılı abutment kullanımında dikkate alınması gereken bir noktadır. Grade 5 titanyumun yüksek dayanıklılığı bu tür kuvvetler altında güvenli kullanım sağlasa da eğilme etkisinden kaynaklanan gerilmeler ve deformasyonlar implantın uzun vadeli performansını etkileyebilmektedir. Bu nedenle açısal kuvvetlerin implant ve çevre doku üzerindeki etkileri dikkate alınmalı ve gerekli biyomekanik değerlendirmeler yapılmalıdır.

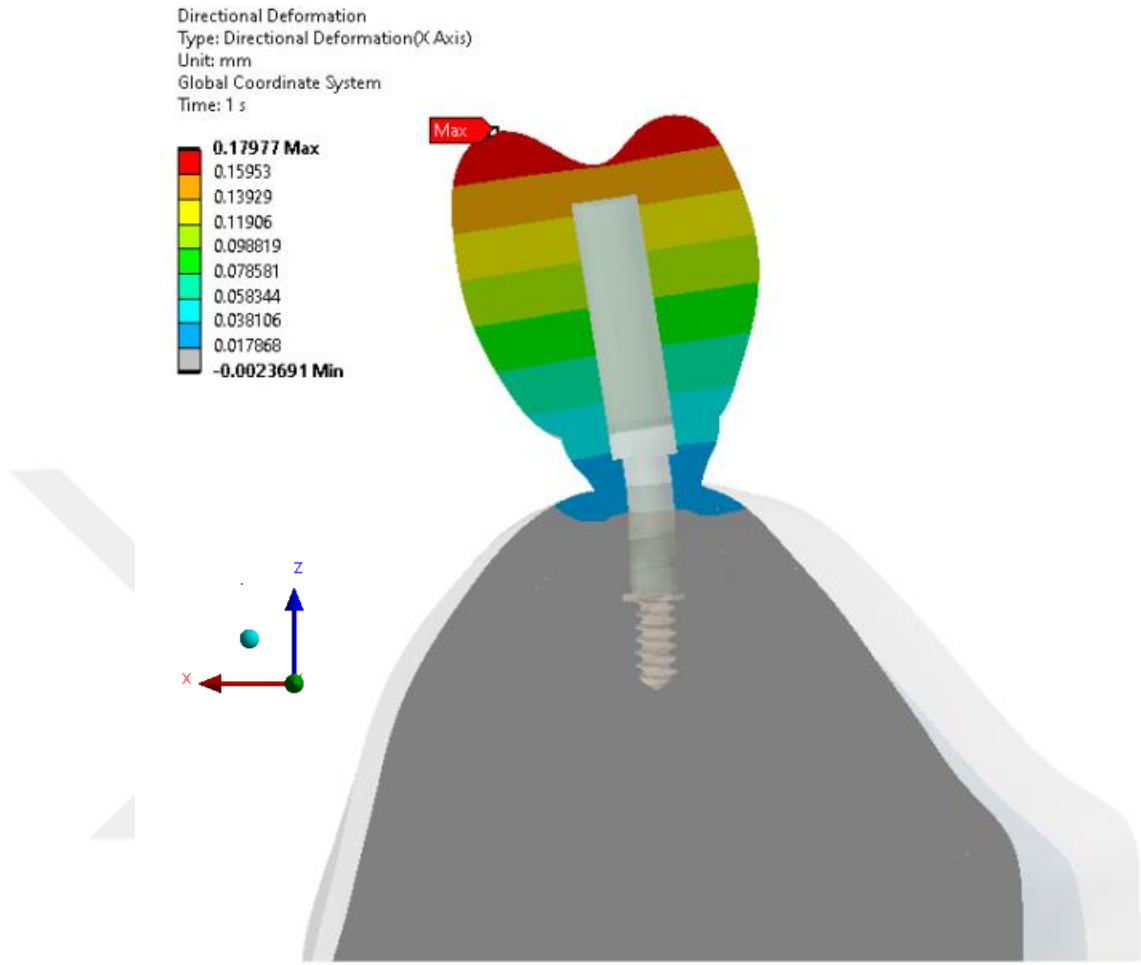
3. Genel Değerlendirme: Düz abutment için yapılan analizlerde Grade 5 titanyumun hem dikey hem de açısal kuvvetler altında yüksek deformasyon

direncine sahip olduğu görülmüştür. Ancak açısai kuvvetlerin etkisiyle oluşan deformasyonun dikey kuvvetlere göre daha fazla olduğu ve bu tür yüklemelerde biyomekanik stabilitenin dikkatlice değerlendirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

1. Grade 5 Titanyumun Performansı: Malzeme, yüksek mukavemeti ve düşük deformasyon özellikleriyle implantoloji de güvenilir bir seçenek olarak öne çıkmaktadır. Ancak açısai kuvvetler altında deformasyonun artmasının implantın uzun vadeli başarısını etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



şekil 44.X ekseninde oluşan dış deformasyon değerleri.



Şekil 45.X ekseninde oluşan iç deformasyon değerleri.

X eksenini yönünde uygulanan kuvvetin hem iç hem de dış deformasyonları nasıl etkilediğini gösterilmektedir. Her iki deformasyon türü de implant sisteminin farklı bileşenlerinde farklı şekilde meydana gelebilir ve bu, implantın mekanik performansı için kritik öneme sahiptir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Deformasyon:

İlk resim, X ekseninde uygulanan kuvvetin dış deformasyonu nasıl etkilediğini gösterir. Bu deformasyon türü implantın dış yüzeyinde ve kronun temas ettiği bölgelerde meydana gelir. Dış deformasyonların genellikle

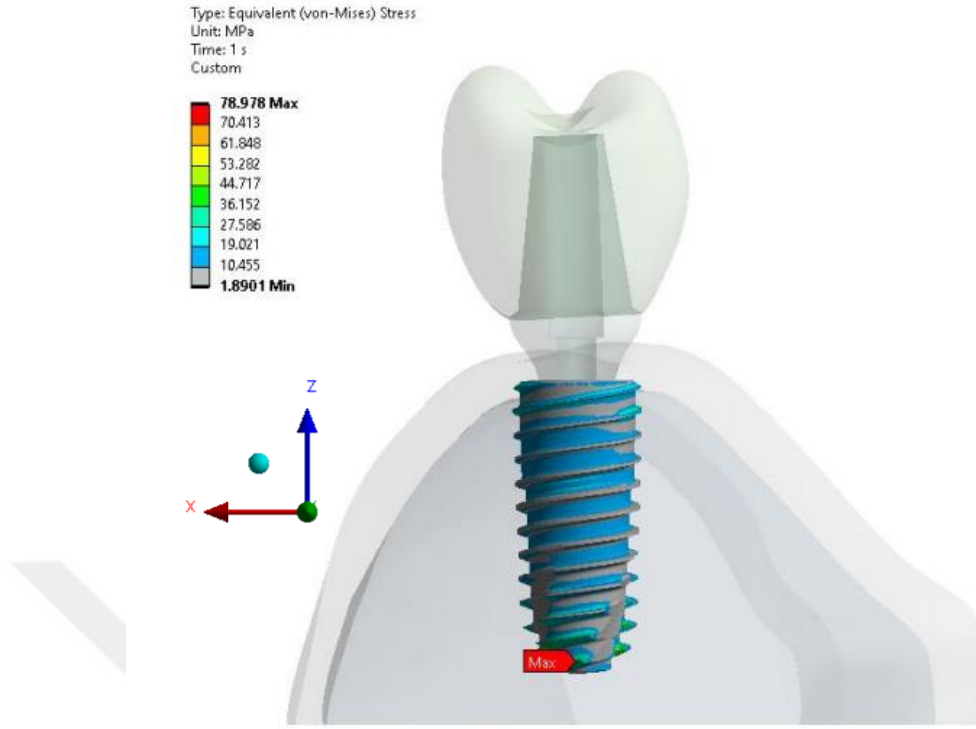
implantın ve abutmentin dış kısımlarında, özellikle kuvvetin uygulandığı noktalara en yakın bölgelerde yoğunlaştığı görülür. Maksimum deformasyon değeri 0,18007 mm olarak belirlenmiştir. Bu, X ekseninde uygulanan kuvvetin dış yüzeyde yarattığı etkilerin derecesini gösterir ve bu tür deformasyonlar kronun uyumunu ve genel estetik sonuçları etkileyebilir.

2. İç Deformasyon (İkinci Resim):

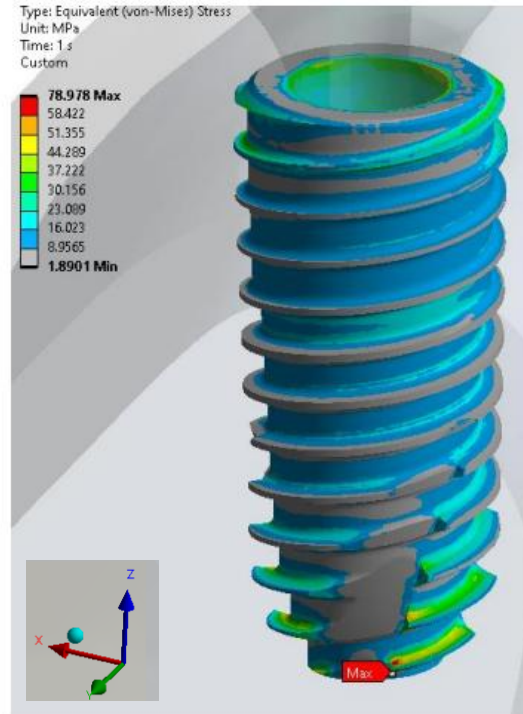
İkinci resim, aynı X ekseninde uygulanan kuvvetin iç deformasyonları nasıl etkilediğini gösterir. İç deformasyonlar, implantın iç yapısındaki gerilimleri ve şekil değişikliklerini ifade eder. Bu deformasyonlar implantın içinde kalan ve kemikle doğrudan temas halinde olan bölgelerde meydana gelir. Maksimum iç deformasyon değeri 0,19797 mm olarak belirlenmiştir. Bu değer, implantın iç yapısında gerilim ve potansiyel zayıflama alanlarını gösterir. İç deformasyonlar implantın uzun vadeli stabilitesini etkileyebilir ve aşırı deformasyon implantın gevşemesi veya kırılması gibi komplikasyonlara yol açabilir.

3. Değerlendirme ve Sonuç:

Her iki görüntüde de X ekseninde uygulanan kuvvetlerin implant sistemine olan etkileri açıkça görülmektedir. Dış deformasyonlar estetik ve uyum açısından büyük önem taşırken, iç deformasyonlar implantın yapısal bütünlüğünü ve uzun vadeli dayanıklılığını etkiler. Özellikle yüksek iç deformasyon değeri, implantın daha fazla stres altında olduğunu ve potansiyel zayıf noktalarının olduğunu gösterir. Bu tür analizler, implant tasarımında kuvvet dağılımının optimize edilmesi ihtiyacını ve özellikle yanıl yükler altında implantın dayanıklılığının artırılmasının önemini vurgular.



Şekil 46.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 47.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Düz abutment üzerine düşey kuvvet uygulandığında, Grade 5 titanyumdan yapılmış implantın iç ve dış deformasyonları ve Von-Mises gerilme değerleri üzerinde yapılan analiz sonuçlarının değerlendirilmesi.

1. İç Deformasyon ve Von-Mises Stres Değerleri:

İç deformasyon analiz sonuçlarına göre implantın iç yüzeyindeki maksimum Von-Mises stresi 78.978 MPa olarak belirlenmiştir. Bu stres implantın alt kısmında, yani dişle temas eden implantın alt bölgesinde maksimum değerine ulaşmıştır. Bu, uygulanan kuvvetin implantın içine nüfuz ederek stres birikimine neden olduğunu ve bu bölgede maksimum strese yol açtığını göstermektedir. İç deformasyonun implantın merkezine doğru azaldığı, stresin implantın dış yüzeyine doğru yayıldığını ve bu şekilde dengelendiğini göstermektedir. Von-Mises stres dağılımı, implantın iç yapısının yük taşıma kapasitesinin yüksek olduğunu ancak alt bölgelerde dikkatli olunması gerektiğini ortaya koymaktadır.

2. Dış Deformasyon ve Von-Mises Stres Değerleri:

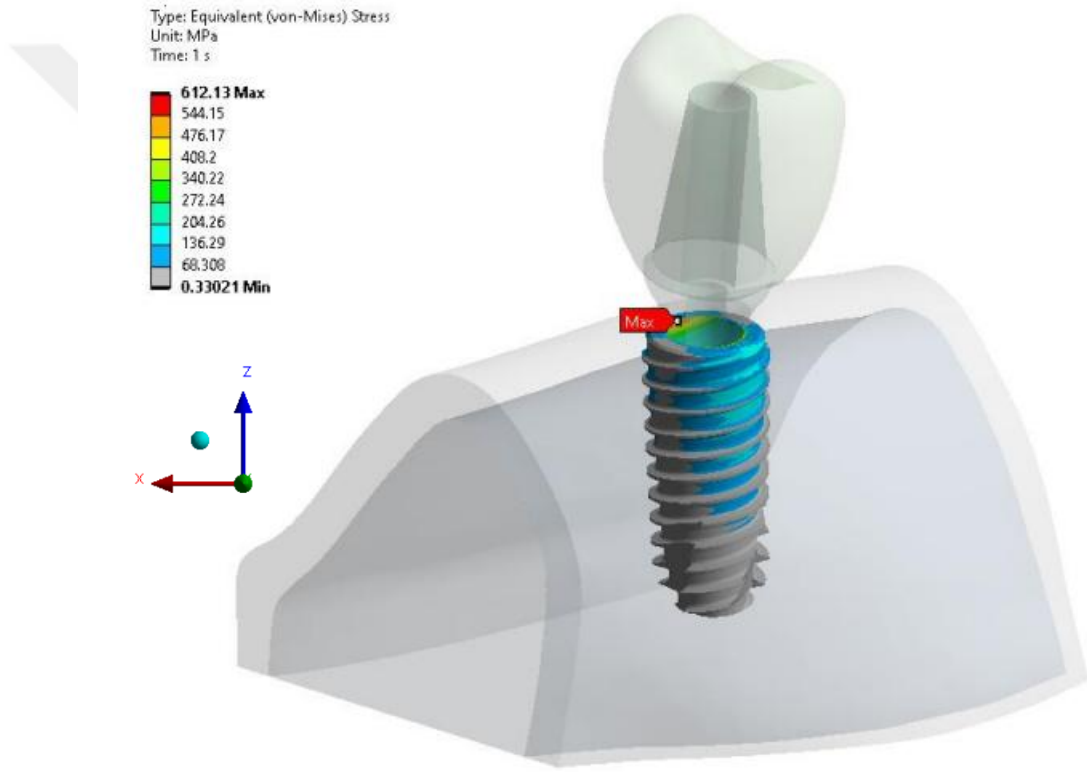
Dış deformasyon analizi, implantın dış yüzeyindeki maksimum Von-Mises stresinin 78.978 MPa olduğunu göstermektedir. Bu stres, dişle temas eden implantın dış yüzeyindeki bölgede maksimuma ulaşmış ve implantın dış kısmında önemli bir stres birikimi olduğu gözlenmiştir. Von-Mises stres değerleri, implantın dış yüzeyinde daha fazla birikim olduğunu ve bu nedenle bu bölgede kırılma veya aşınma riskinin daha yüksek olabileceğini göstermektedir. Dış deformasyon ve Von-Mises stres sonuçları, implantın dış yüzeyinin iç yüzeye göre daha yüksek streslere maruz kaldığını, ancak genel olarak stresin implant boyunca eşit olarak dağıldığını göstermektedir.

3. Değerlendirme ve Sonuç:

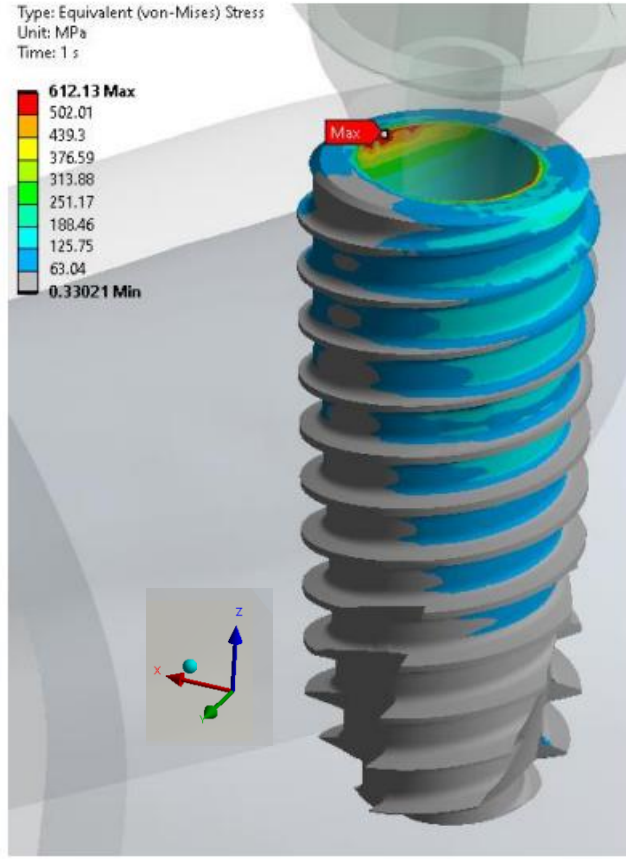
Bu analiz sonuçları, Grade 5 titanyum implantın dikey kuvvet altında hem iç hem de dış yüzeylerinde önemli stres birikimleri yaşadığını ortaya koymaktadır. Maksimum Von-Mises stres bölgeleri implantın alt kısmında yoğunlaşmıştır, bu da implantın bu bölgesinde kırılma veya deformasyon potansiyel riskinin daha yüksek olabileceğini göstermektedir. Dikey kuvvet uygulandığında bu stres birikimlerine rağmen implantın stabilitesinin ve

dayanıklılığının yeterli seviyede olduğu unutulmamalıdır, ancak özellikle alt bölgede dikkat edilmesi gereken noktalar vardır.

Von-Mises stres dağılımları, implant tasarımında ve uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesinde dikkate alınması gereken önemli bulgular sağlar. Özellikle implantın alt kısmındaki stresler, implantın uzun vadeli dayanıklılığı için kritik öneme sahiptir ve bu alandaki tasarım iyileştirmeleri implantın ömrünü uzatabilir.



Şekil 48. Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 49.Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 5 titanyumdan yapılmış implantta 30 derece açılı kuvvet yüklenmesi durumunda oluşan Von-Mises stres değerleri gösterilmektedir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Stres Analizi:

İlk görüntüde implantın dış yüzeyinde gözlenen maksimum Von-Mises stres değeri 612,13 MPa olarak kaydedilmiştir.

Gerilim dağılımı özellikle implantın boyun bölgesinde ve diş ile abutment arasındaki bağlantı bölgesinde yoğunlaşmıştır. Bu bölgedeki yüksek stresler açılı kuvvetin neden olduğu eğilme etkisi ile ilgilidir.

Bu bölgedeki stres yoğunlaşması implantın boyun bölgesinde yapısal zayıflığa yol açabilir ve uzun süreli kullanımda implantın başarısız olma riskini taşır.

2. İç Stres Analizi:

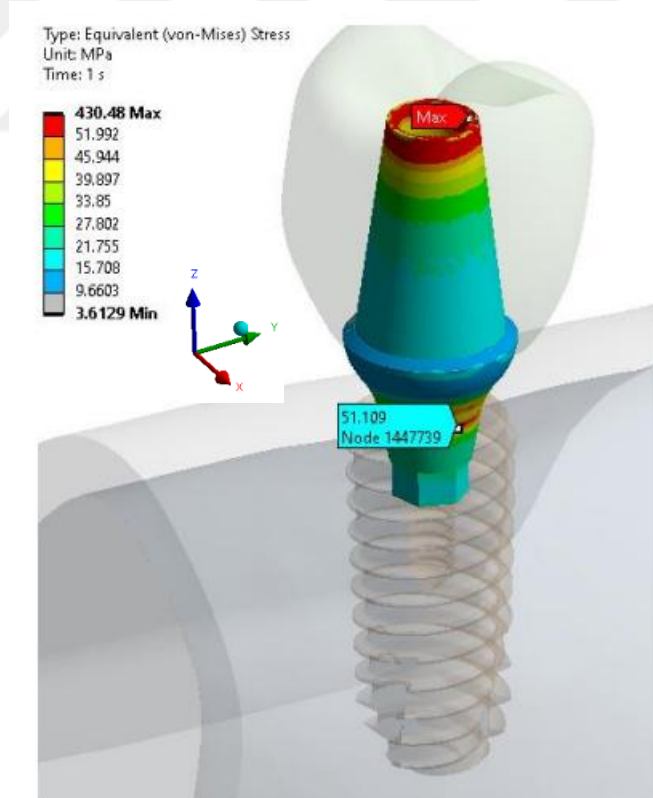
İkinci görüntüde implantın iç yüzeyinde oluşan Von-Mises stres dağılımı incelenmiştir. Maksimum iç stres değeri de 612,13 MPa olarak ölçülmüştür.

İçsel stresler implantın boyun bölgesinde ve dış yüzeyinde ve özellikle implant ile diş arasındaki bağlantı noktalarında yoğunlaşmaktadır.

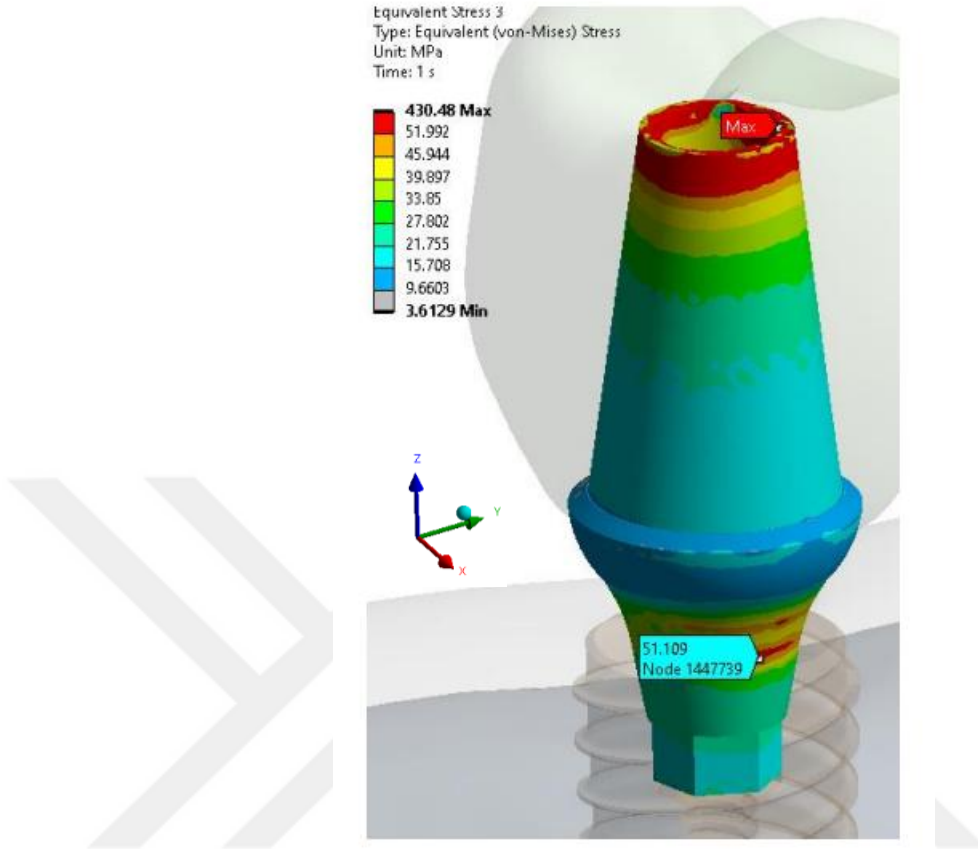
İç yüzeydeki bu yüksek stresler implantın uzun ömürlülüğü için önemli olan implantın iç yapısal bütünlüğünü tehdit edebilir.

3. Genel Değerlendirme:

Bu analizler açısıl kuvvetin implant üzerinde ciddi streslere neden olduğunu göstermektedir. Özellikle implantın boyun bölgesinde oluşan yüksek stresler implantın dayanıklılığı ve uzun vadeli başarısı için kritik bir risk faktörüdür. Bu nedenle implant tasarımında bu stres dağılımlarını en aza indirecek düzenlemeler yapılması önerilmektedir.



Şekil 50.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 51.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 5 titanyum malzemeye düz abutment üzerine dikey kuvvet uygulanarak oluşturulan Von-Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Analiz sonuçları iki farklı görselle gösterilmiştir: biri dış gerilmeleri, diğeri iç gerilmeleri temsil etmektedir.

1. Dış Gerilmeler

Dış yüzeydeki maksimum gerilme değeri 430,48 MPa olarak belirlenmiştir.

Gerilim dağılımı abutmentin üst kısmında yoğunlaşmış olup, malzeme üzerinde belirgin bir gerilme birikimi gözlenmiştir.

Dış yüzeydeki minimum gerilme 3,6129 MPa olarak ölçülmüştür.

2. İç Gerilmeler

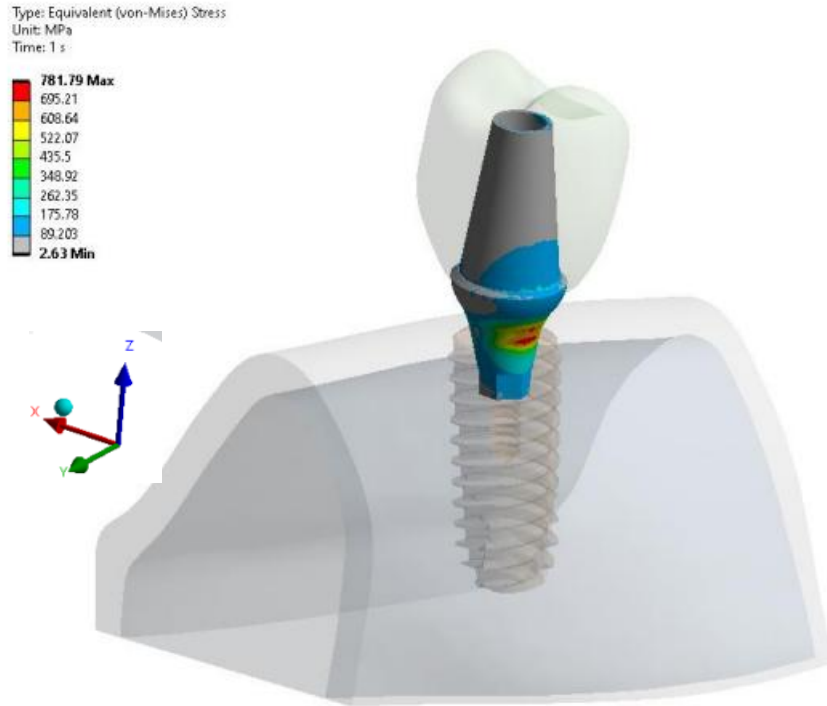
İç gerilmeler açısından maksimum Von-Mises gerilmesi 430,48 MPa olup, dış yüzeydeki değerlere oldukça yakındır ve bu da iç yapının da yüksek gerilmelere maruz kaldığını göstermektedir.

İç yüzeydeki minimum gerilme değeri 3,6129 MPa olarak belirlenmiştir.

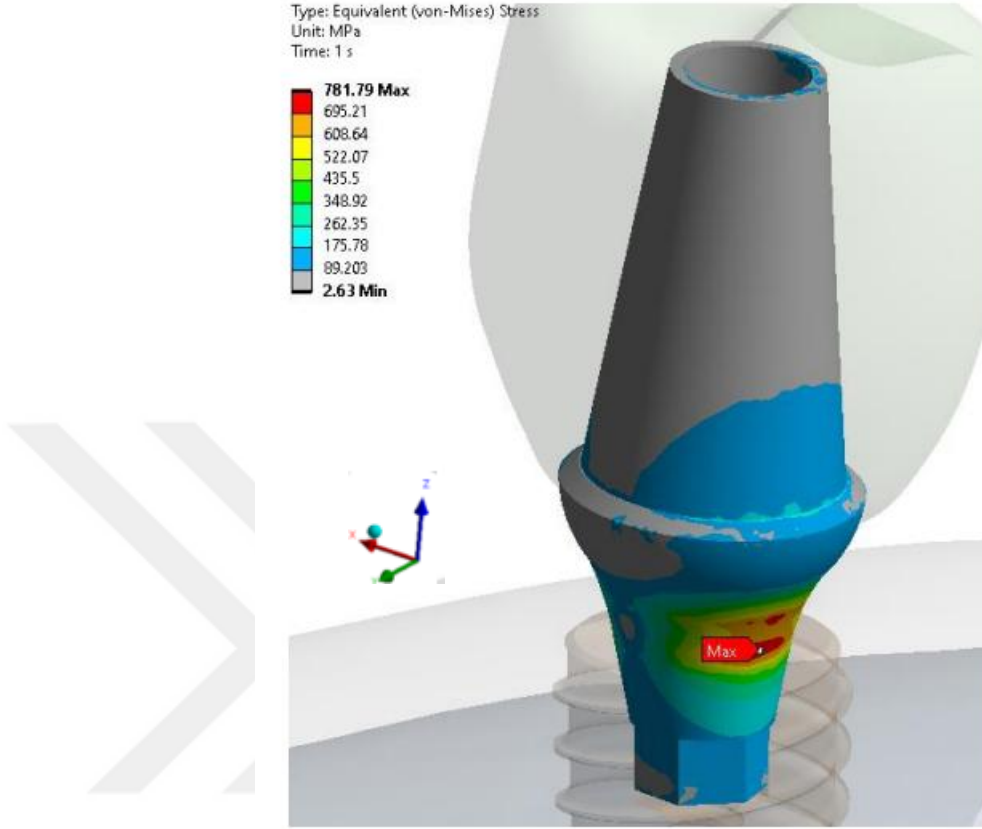
İç yapıda gerilim dağılımının daha homojen olduğu gözlemlendi, ancak bu gerilimin tamamen dağıldığı anlamına gelmez.

3. Sonuçlar ve Değerlendirme

Bu analizde, düz bir abutment ve Grade 5 titanyum malzeme kullanılarak dikey kuvvet altındaki gerilimler incelendi. Her iki durumda da, maksimum Von-Mises gerilim değerleri abutmentin üst kısmında yoğunlaşmıştır. Bu sonuçlar, malzemenin üst kısmında yüksek bir gerilim konsantrasyonu olduğunu ve bu bölgede malzeme yorgunluğu veya kırılma riski potansiyeli olduğunu göstermektedir.



Şekil 52.30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 53.30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda Abutment Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Von-Mises stres değerleri, Grade 5 titanyum kullanılarak düz bir abutmente uygulanan 30 derecelik yatay kuvvetin etkilerini anlamak için incelenmiştir. Bu analizde, implant üzerine yerleştirilen abutment üzerindeki iç ve dış stres dağılımları gösterilmiştir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Stres Dağılımı:

İlk görüntü, abutmentin dış yüzeyinde oluşan Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Maksimum stres değeri 781,79 MPa olarak belirlenmiştir. Bu stres değeri özellikle abutmentin alt kısmında, implantla temas eden bölgede yoğunlaşmıştır. Bunun nedeni, açılı kuvvetin yarattığı eğilme etkisidir.

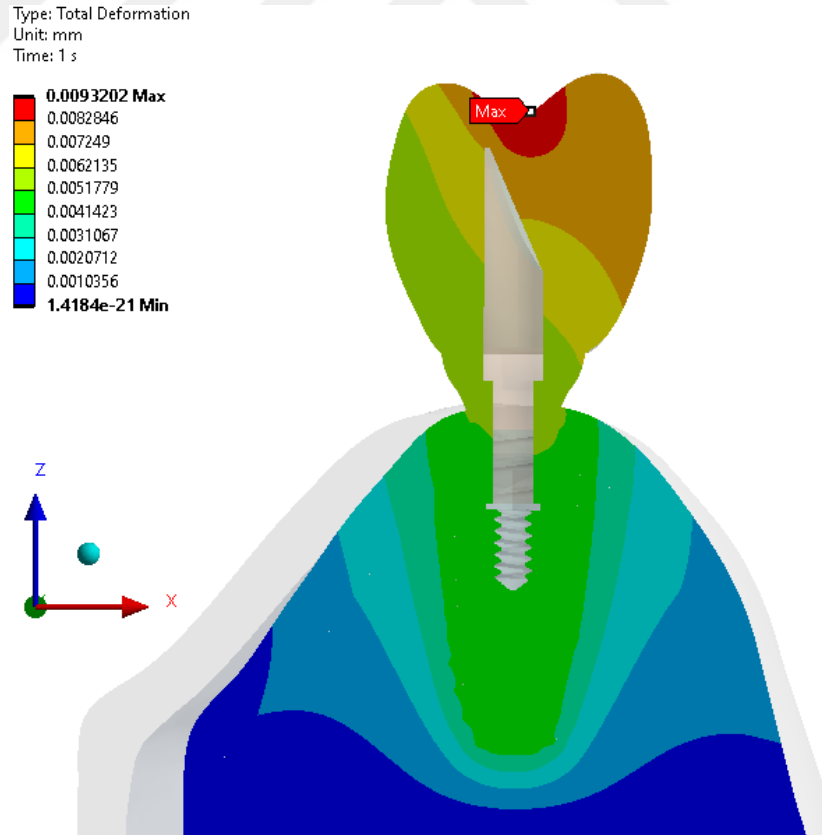
2. İç Stres Dağılımı:

İkinci görüntü, abutmentin iç yüzeyindeki Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Burada, streslerin maksimum değeri yine 781,79 MPa olarak ölçülmüştür. İç yüzeydeki stresler, implantın abutmente bağlandığı boyun bölgesinde daha yoğundur. Bu, abutment üzerindeki açılı kuvvetin yarattığı eğilme momenti nedeniyle iç yapıda oluşan yüksek gerilmeleri göstermektedir.

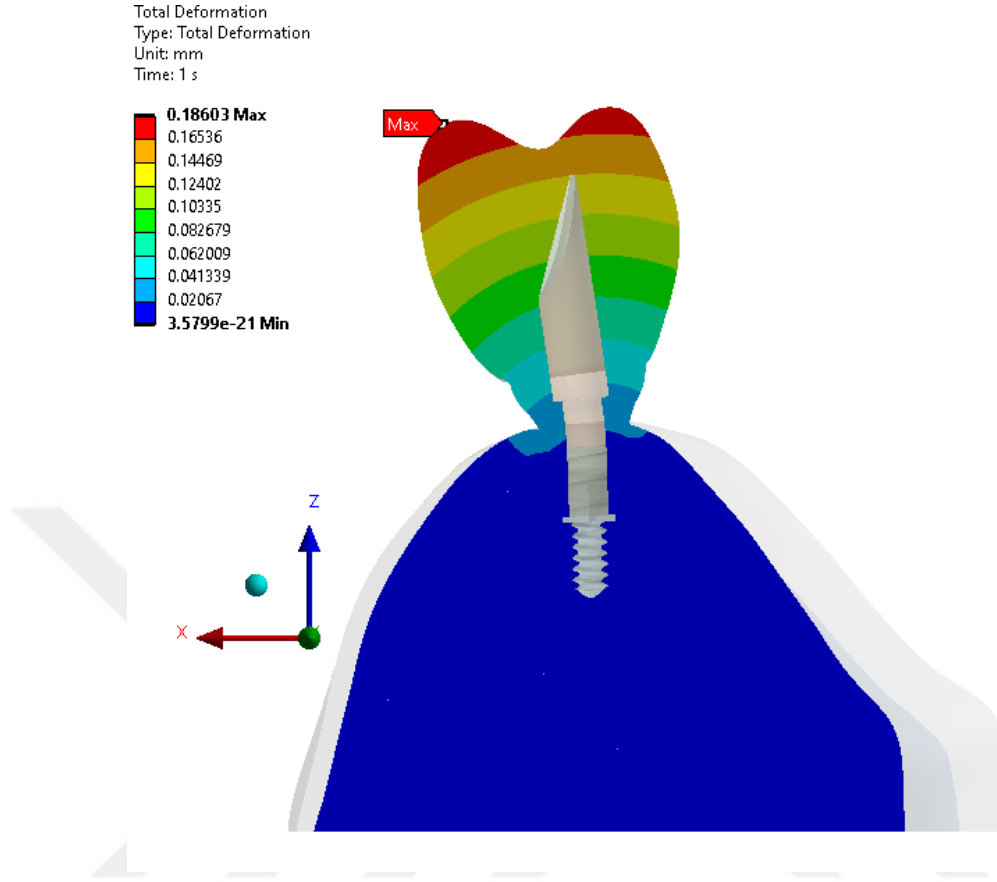
3. Değerlendirme ve Sonuç:

Bu analizin sonuçlarına göre, düz bir abutment ve Grade 5 titanyum implant kombinasyonuna 30 derecelik bir açılı kuvvet uygulandığında, abutment üzerinde ciddi gerilmeler meydana gelmektedir. Özellikle abutmentin implantla temas ettiği boyun bölgesi, bu gerilmelerin en yoğun olduğu bölge olarak dikkat çekmektedir. Bu tür gerilme yoğunlaşmaları, uzun vadede malzeme yorgunluğu ve potansiyel yapısal hasar riskini artırabilir.

6.2.2.4. Grade 5 Titanyum İmplant-Açılı Abutment Sonuçları



Şekil 54.Düşey Kuvvet Yükleme Durumu Deformasyon Değerleri.



Şekil 55.Yatay Kuvvet Yükleme Durumu Deformasyon Değerleri.

1. Dikey Kuvvet Yükleme Örneği:

Bu yükleme senaryosunda implanta dikey bir kuvvet uygulanmıştır. Analiz sonucunda elde edilen deformasyon değerleri görselde verilmiştir. Dikey kuvvet altında toplam deformasyonun maksimum değeri 0,0093202 mm olarak kaydedilmiştir. Bu deformasyon değeri implanta uygulanan kuvvetin doğrudan etkisini göstermekte olup en yüksek deformasyon diş kronu ve abutmentin birleşim yerinde gözlenmiştir.

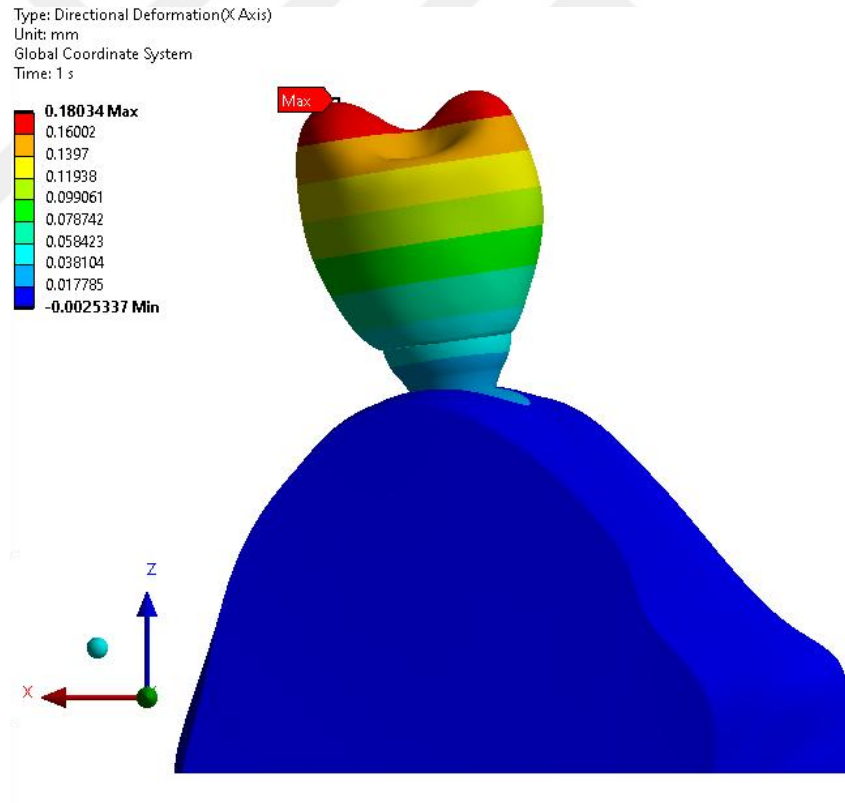
2. 30 Derece Açısal Kuvvet Yükleme Örneği:

Bu senaryoda implanta 30 derece açılı bir kuvvet uygulanmıştır. Bu durum çiğneme sırasında yan kuvvetlerin etkisini simüle etmektedir. Açısal kuvvet uygulandığında elde edilen deformasyonun maksimum değeri 0,18603 mm olarak kaydedilmiştir. Açısal yükleme özellikle abutment ve implant birleşim bölgesinde daha yüksek deformasyonlara neden olmuştur. Bu

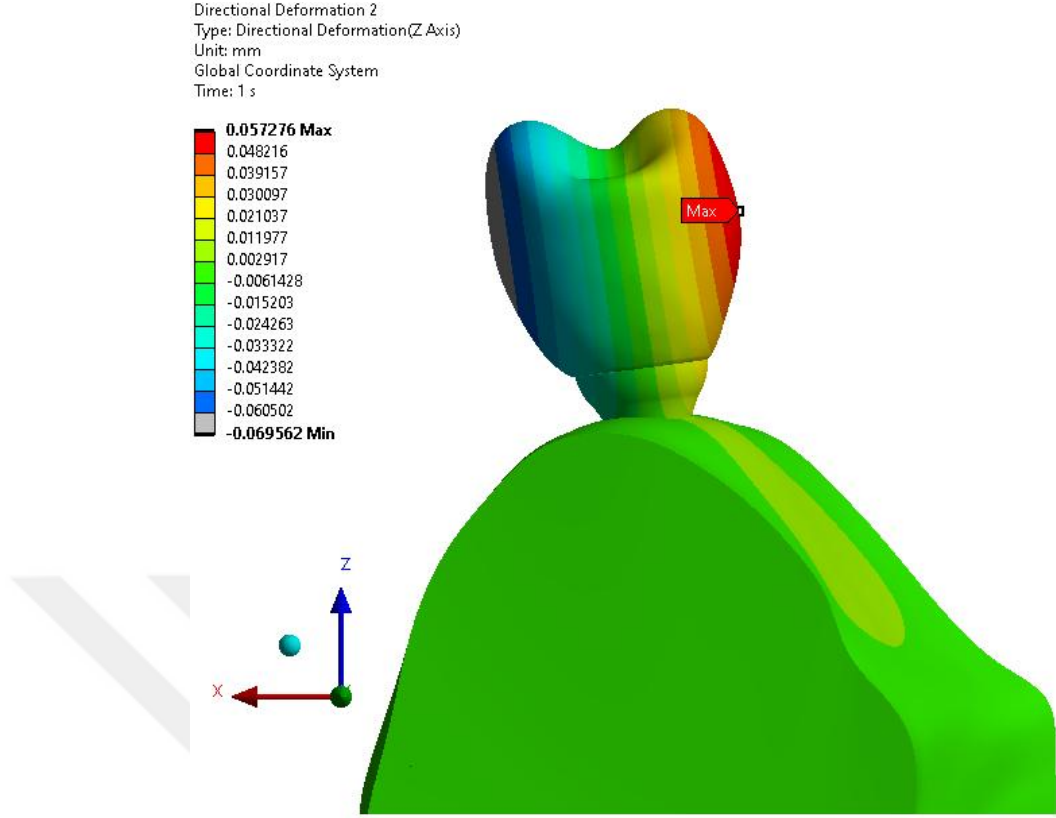
yükleme abutmentin boyun bölgesinde eğilme etkisi yaratmış ve bu bölgedeki gerilmelerin artmasına neden olmuştur.

3. Genel Değerlendirme:

Her iki senaryo da ele alındığında, açısal kuvvet yüklemeye durumunun dikey kuvvet yüklemeye durumuna göre daha fazla deformasyon yarattığı görülmektedir. Özellikle, bükülme etkisi nedeniyle abutment ve implantın boyun bölgesindeki stresler artmaktadır. Bu durum, açısal kuvvetlerin implant sistemleri üzerindeki etkisinin dikkate alınması gerektiğini göstermektedir. Aşırı stres ve deformasyon, implantın uzun vadeli başarısını olumsuz etkileyebilir.



Şekil 56.X ekseninde oluşan deformasyon değerleri.



Şekil 57. Z ekseninde oluşan deformasyon değerleri.

17 derece açılı bir abutment üzerindeki eksenel deformasyonların gelişimi gösterilmiştir. Eksenel deformasyonlar, yük uygulanmasından kaynaklanan yapısal değişiklikleri temsil eder.

1. X ekseninde deformasyon

Deformasyon Maksimum Değeri: 0,18034 mm

Deformasyonun Genel Dağılımı: Dişin üst kısmında x ekseninde önemli bir deformasyon gözlemlendi. Deformasyonun yoğunluğu kırmızı bölge ile temsil edilir ve bu da maksimum stresin burada yoğunlaştığını gösterir. Bu durum özellikle açılma kuvveti uygulaması sırasında x eksenine paralel eğilme ve burulma sonucu oluşan yer değiştirmelerle ilgilidir.

2. Z ekseninde deformasyon

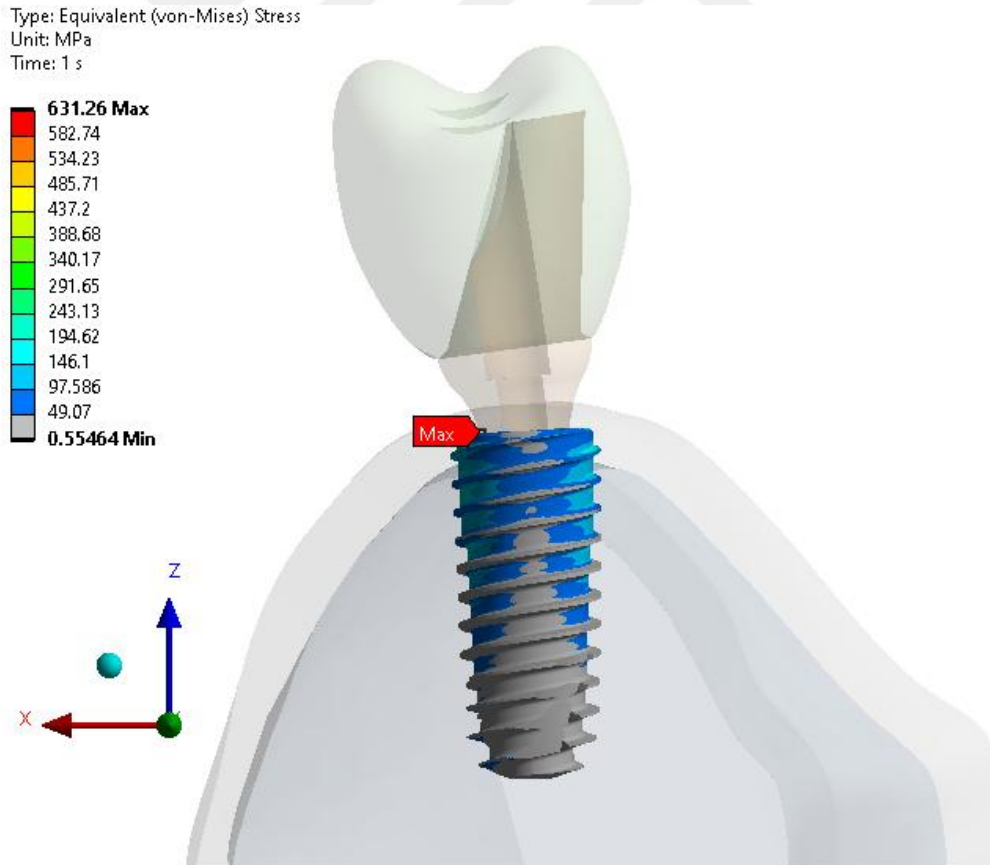
Deformasyon Maksimum Değeri: 0,057216 mm

Deformasyonun Genel Dağılımı: Dişin üst kısmında z ekseninde daha düşük

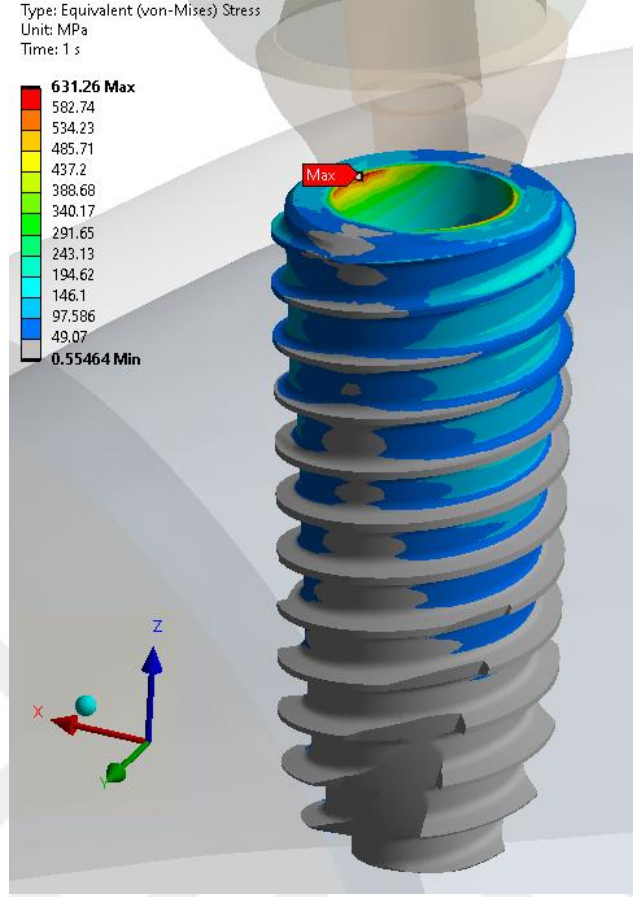
bir deformasyon gözlemlendi. Daha düşük deformasyon, bu ekseninde oluşan yer değiştirmelerin daha az olduğunu gösterir. Bu durum, yükün z ekseninde boyuna doğrudan bir eğilme etkisi yaratmadığını, bunun yerine yanıl (x ve y ekseninde) etkilerle sınırlı olduğunu göstermektedir.

3. Genel Değerlendirme:

Bu iki ekseninde oluşan deformasyonlar, implant ve abutmentin açısal kuvvetlere maruz kaldığında nasıl davrandığını anlamak için kritik öneme sahiptir. X eksenindeki daha yüksek deformasyon, yükün bu yönde daha fazla stres ve deformasyona neden olduğunu gösterir. Bu, implant ve abutment tasarımında dikkate alınması gereken bir konudur. Z eksenindeki daha düşük deformasyon, yapının bu yönde daha kararlı olduğunu ve yükün bu ekseninde büyük bir yer değiştirmeye neden olmadığını gösterir.



Şekil 58. Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 59.Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda İmplant Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 5 titanyum kullanılarak düz bir abutmente uygulanan 30 derecelik yatay kuvvetin etkileri Von-Mises stres analizi ile araştırıldı. Bu analiz, implant üzerine yerleştirilen abutment üzerindeki iç ve dış stres dağılımlarını göstermektedir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Stres Dağılımı:

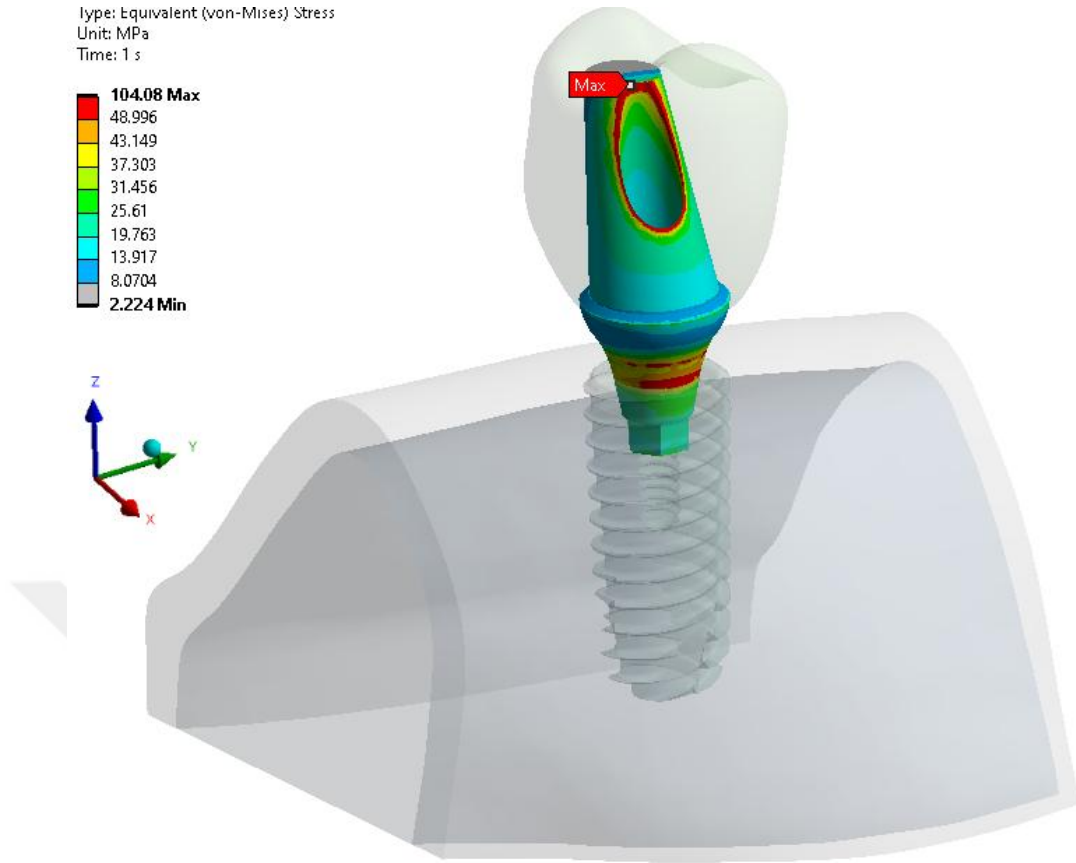
İlk görüntü, abutmentin dış yüzeyindeki Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Maksimum stres değeri 631,26 MPa olarak belirlenmiştir. Bu stres değeri özellikle implantla temas halinde olan abutmentin alt kısmında yoğunlaşmıştır. Bu bölgedeki stres konsantrasyonu, uygulanan açılı kuvvetin neden olduğu eğilme etkisinden kaynaklanmaktadır. Eğilme momenti, özellikle bu bölgede yüksek streslere neden olarak malzeme üzerinde potansiyel zayıflık noktaları oluşturabilir.

2. İç Stres Dağılımı:

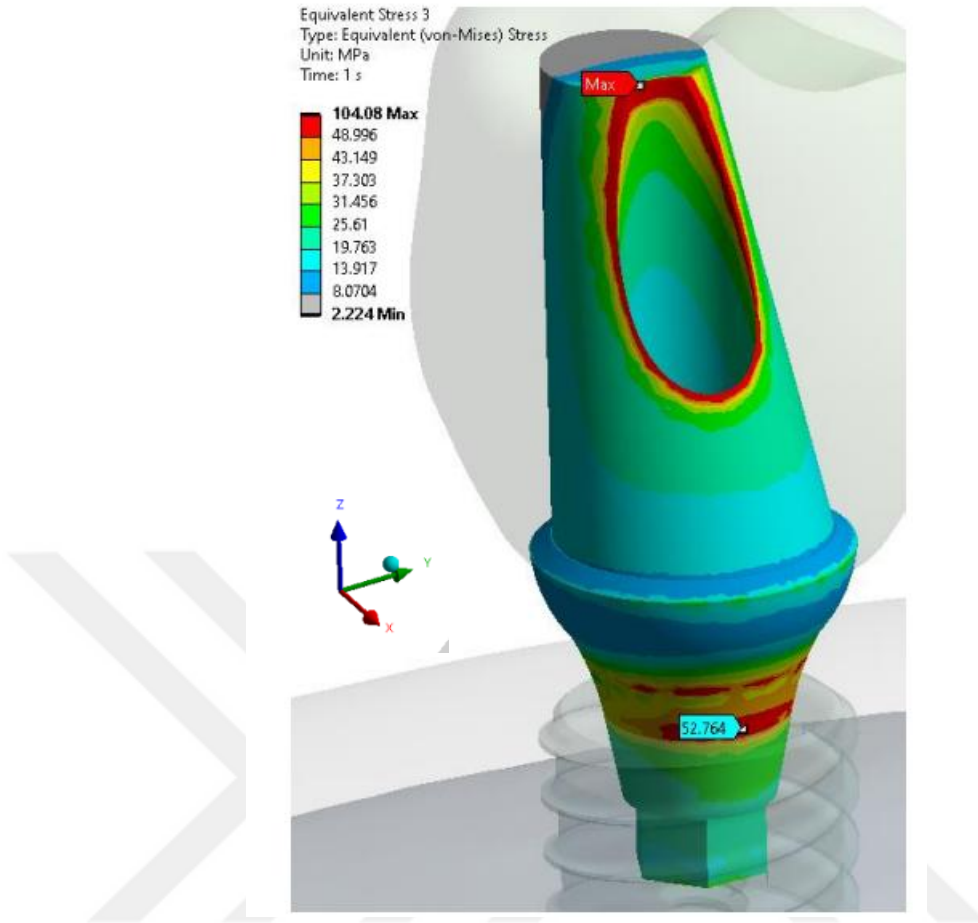
İkinci görüntü, abutmentin iç yüzeyindeki Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Burada, streslerin maksimum değeri 631,26 MPa olarak ölçülmüştür. İç yüzeydeki stres dağılımı, implantın abutmente bağlandığı boyun bölgesinde daha belirgin bir konsantrasyon göstermektedir. Bu durum, abutment üzerindeki açılı kuvvetin yarattığı eğilme momenti nedeniyle iç yapıda yüksek stresler ve potansiyel malzeme yorgunluğuna işaret etmektedir.

3. Değerlendirme ve Sonuç:

Bu analizin sonuçları, düz bir abutment ve Grade 5 titanyum implant kombinasyonuna 30 derecelik açılı bir kuvvet uygulandığında abutment üzerinde önemli streslerin oluştuğunu ortaya koymaktadır. Özellikle abutmentin implanta temas ettiği boyun bölgesi, bu streslerin en yoğun olduğu bölgedir. Bu tür stres konsantrasyonları, uzun vadede malzeme yorgunluğu ve yapısal hasar riski oluşturabilir. Bu durum, implantın uzun vadeli performansı ve dayanıklılığı açısından önemli bir değerlendirme noktası olarak değerlendirilmelidir.



Şekil 60.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda Açılı Abutment Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 61.Düşey Kuvvet Yükleme Durumunda Açılı Abutment Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 5 titanyum kullanılarak 17 derece açılı bir abutmente uygulanan dikey kuvvetin etkileri Von-Mises stres analizi kullanılarak araştırıldı. Bu analiz, implant üzerine yerleştirilen abutment üzerindeki iç ve dış stres dağılımlarını göstermektedir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Stres Dağılımı:

İlk görüntü, abutmentin dış yüzeyindeki Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Maksimum stres değeri 104.08 MPa olarak belirlenmiştir. Bu stres değeri özellikle abutmentin üst kısmında yoğunlaşmıştır. Bu bölgedeki stres yoğunluğu, abutmentin eğimli yapısı ve dikey kuvvetin neden olduğu eğilme ve sıkıştırma etkilerinden kaynaklanmaktadır. Böyle bir stres dağılımı, abutmentin dış yüzeyinde potansiyel zayıflık noktaları oluşturabilir ve uzun

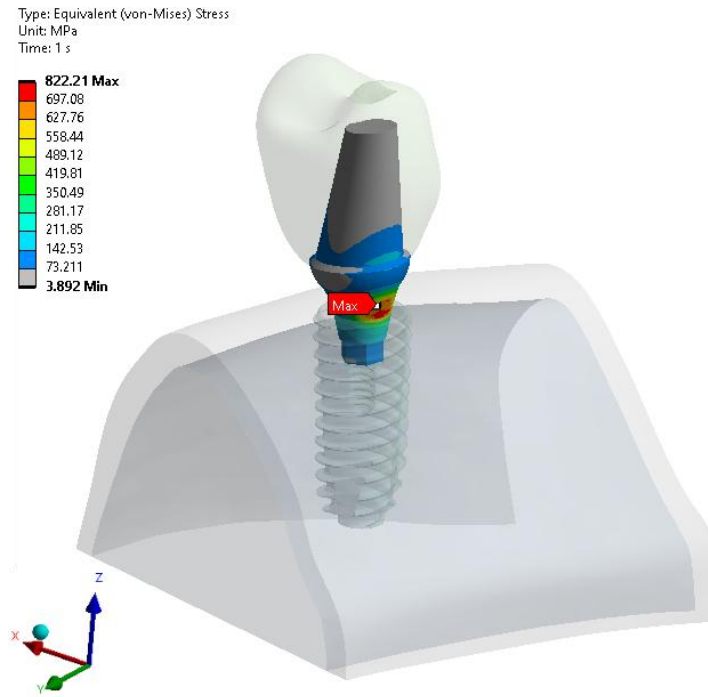
sürekli kullanımda malzeme yorgunluğuna yol açabilir.

2. İç Stres Dağılımı:

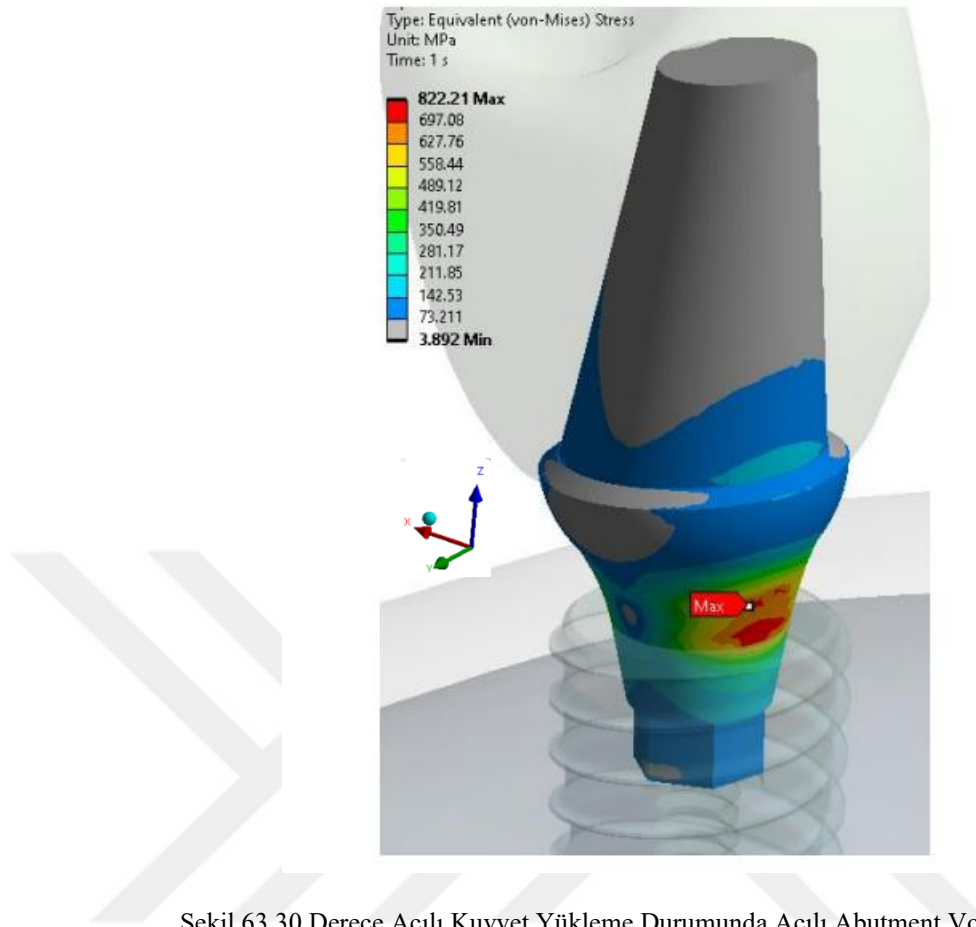
İkinci görüntü, abutmentin iç yüzeyindeki Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Burada, streslerin maksimum değeri 104.08 MPa olarak ölçülmüştür. Abutmentin implantla birleştiği boyun bölgesinde iç yüzeydeki stresler daha yoğundur. Dikey kuvvet uygulanmasıyla bu bölgede yüksek stresler oluşmuştur. Bu durum abutmentin iç yapısında stres birikimine neden olarak özellikle bağlantı noktalarında yapısal hasar riskini artırabilir.

3. Değerlendirme ve Sonuç:

Bu analizin sonuçlarına göre 17 derece açılı abutment ve Grade 5 titanyum implant kombinasyonuna dikey kuvvet uygulandığında abutment üzerinde ciddi stresler oluşmaktadır. Özellikle abutmentin implantla temas ettiği boyun bölgesi bu streslerin en yoğun olduğu bölge olarak dikkat çekmektedir. Bu tür stres yoğunlaşmaları uzun vadede malzeme yorgunluğu ve potansiyel yapısal hasar riskini artırabilir. Bu sonuçlar implant tasarımında dikkate alınması gereken önemli faktörler olarak değerlendirilmelidir.



Şekil 62. 30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda Açılı Abutment Von-Mises Dış Gerilme Değerleri.



Şekil 63.30 Derece Açılı Kuvvet Yükleme Durumunda Açılı Abutment Von-Mises İç Gerilme Değerleri.

Grade 5 titanyum kullanılarak 17 derece açılı bir abutmente 30 derecelik açılı bir kuvvet uygulanmasının etkileri Von-Mises stres analizi ile araştırılmıştır. Bu analiz, implant üzerine yerleştirilen abutment üzerindeki iç ve dış stres dağılımlarını göstermektedir.

Analiz Sonuçlarının Ayrıntılı Açıklaması:

1. Dış Stres Dağılımı:

İlk görüntü, abutmentin dış yüzeyindeki Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Maksimum stres değeri 822,21 MPa olarak belirlenmiştir. Bu stres değeri özellikle abutmentin implantla birleşim bölgesinde yoğunlaşmıştır. 30 derecelik açılı kuvvetin etkisi nedeniyle abutmentin dış yüzeyinde önemli bir stres birikimi meydana gelmiştir. Bu durum, açılı kuvvetin abutment yüzeyinde oluşturduğu eğilme ve kesme etkilerinden kaynaklanmaktadır. Bu kadar yüksek stres değerleri, uzun vadede malzeme

yorgunluğu ve yapısal bütünlüğün kaybolması riskini artırabilir.

2. İç Stres Dağılımı:

İkinci görüntü, abutmentin iç yüzeyindeki Von-Mises stres dağılımını göstermektedir. Maksimum stres değeri yine 822,21 MPa olarak ölçülmüştür. Stresin çoğu, implant ve abutmentin birleşim bölgesinde ve abutmentin alt kısmında yoğunlaşmıştır. Bu bölgelerdeki stres birikimi, özellikle bağlantı noktalarında yapısal zayıflıklara yol açabilir ve bu bölgeler yüksek kuvvetlere maruz kaldığında kırılma veya deformasyon riski taşır.

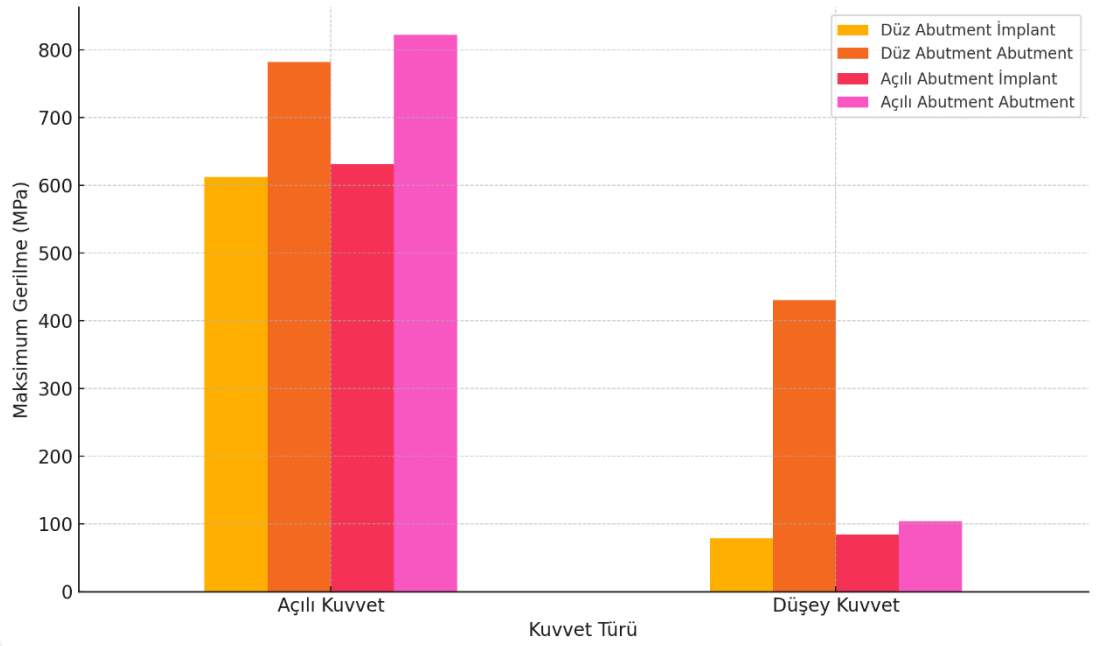
3. Değerlendirme ve Sonuç:

Bu analizin sonuçlarına göre, 17 derecelik bir abutment ve Grade 5 titanyum implant kombinasyonuna 30 derecelik bir kuvvet uygulandığında, abutment üzerinde ciddi stresler meydana gelmektedir. Yüksek stres birikimi, özellikle abutment ve implantın birleşim bölgesinde belirgindir. Bu tür stres yoğunlaşmaları, uzun vadede malzeme yorgunluğuna ve potansiyel yapısal hasara yol açabilir. Bu sonuçlar, implant ve abutment tasarımını değerlendirmede kritik öneme sahiptir ve uzun vadeli dayanıklılık ve güvenilirlik açısından dikkatlice incelenmelidir.

Genel Değerlendirme ve Sonuçlar:

Tablo 5. Grade5 Analiz Sonucu.

Grade 5			
		Maksimum Gerilme (MPa)	
		Açılı Kuvvet	Düşey Kuvvet
Düz Abutment	İmplant	612,13	78,9
	Abutment	781,79	430,48
Açılı Abutment	İmplant	631,26	84,9
	Abutment	822,21	104



Grade 5 titanyumdan üretilen implant ve abutment kombinasyonları üzerinde yapılan analizler, düz ve açılı abutmentlere uygulanan açıl ve dikey kuvvetlerin etkilerini ortaya koymaktadır. Bu analizler, farklı abutment tasarımlarının ve kuvvet uygulama yönlerinin implant ve abutment üzerinde nasıl stres konsantrasyonlarına yol açtığını göstermektedir.

1. Düz Abutment Sonuçları:

Açı Kuvveti: Düz abutment ve implant kombinasyonuna uygulanan açıl kuvvet durumunda, implant üzerindeki maksimum stres değeri 612,13 MPa olarak ölçülmüştür. Abutment üzerindeki maksimum stres değeri 781,79 MPa olarak belirlenmiştir. Bu sonuçlar, düz abutmentin implantla bağlantı bölgesinde yüksek streslere maruz kaldığını ve özellikle abutmentin kendisinde stres birikimi olduğunu göstermektedir.

Dikey Kuvvet: Dikey kuvvet uygulamasında, implant üzerindeki maksimum stres değeri 78,9 MPa ve abutment üzerindeki maksimum stres değeri 430,48 MPa olarak ölçülmüştür. Dikey kuvvetin abutment üzerinde daha düşük ancak yine de önemli bir stres yarattığı gözlemlenmiştir.

2. Açısal Abutment Sonuçları:

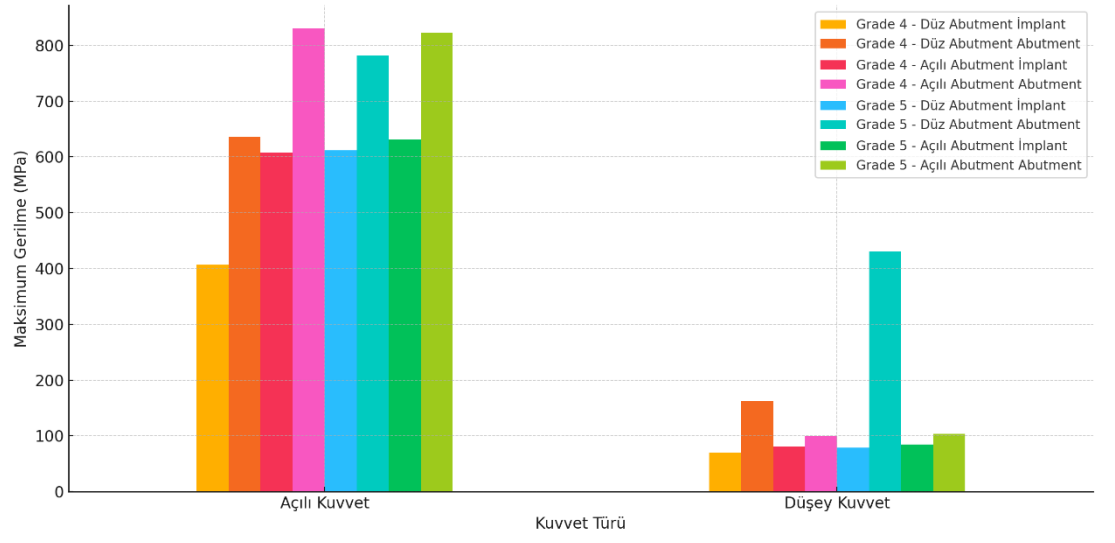
Açısal Kuvvet: 17 derecelik açılı abutment ve implant kombinasyonuna uygulanan açılı kuvvet durumunda, implant üzerindeki maksimum stres değeri 631,26 MPa olarak ölçülmüştür. Abutment üzerindeki maksimum stres değeri 822,21 MPa olarak belirlenmiştir. Açısal abutmentin düz abutmente göre daha yüksek streslere maruz kaldığı ve bu streslerin abutmentin alt kısmında yoğunlaştığı anlaştılmıştır. Bu durum, açılı abutmentlerin eğik kuvvetlere daha duyarlı olduğunu ve stres birikimi açısından dikkatlice değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir.

Dikey Kuvvet: Dikey kuvvet uygulanması durumunda, implant üzerindeki maksimum stres değeri 84,9 MPa ve abutment üzerindeki maksimum stres değeri 104 MPa olarak ölçülmüştür. Açısal abutmentin dikey kuvvet altında düz abutmentlere göre daha yüksek streslerle karşılaştığı görülmektedir.

3. Genel Değerlendirme:

Bu sonuçlar, implant ve abutment tasarımının uygulanan kuvvetlerin yönüne ve abutment açısına bağlı olarak nasıl değiştirdiğini ortaya koymaktadır. Açısal abutmentler, özellikle eğik yükler altında daha yüksek streslere maruz kalmaktadır ve bu, uzun vadede malzeme yorgunluğu ve potansiyel yapısal hasar riskini artırmaktadır. Dikey kuvvetler genellikle daha düştük streslere neden olsa da streslerin açılı abutmentlerde düz abutmentlere kıyasla daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

Bu bulgular, implant ve abutment tasarımlarının yük taşıma kapasiteleri ve uzun vadeli dayanıklılıkları açısından dikkatlice değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Özellikle eğik kuvvetler altında çalışan sistemlerde, abutment açısı ve malzeme seçimi kritik öneme sahiptir. Bu veriler, implant sistemlerinin biyomekanik performansının optimizasyonuna rehberlik edecektir.



7.TARTIŞMA VE SONUÇ

Tasarım, başlangıçta birçok zorlukla birlikte karmaşık ve uzun bir süreçtir. Yeni tasarımların ihtiyaçlara ne ölçüde çözüm sağladığı, zamanla kullanıcı eleştirileri ve önerileriyle anlaşılır. İmplantlar ve implant malzemeleri, diş hekimliği alanında karşılaşılan ciddi sağlık sorunlarını kalıcı olarak çözme veya iyileştirme ihtiyacından doğmuştur. Diş implantı alanında birçok tasarım mevcut olmasına rağmen, bu alanda hala devam eden bir araştırma ve geliştirme ihtiyacı vardır (Çehreli, 2004).

Bu çalışmada, dental implantlarda kullanılan iki farklı abutment tasarımı (düz ve 17 derece açılı abutment) ve iki farklı malzeme türü (Grade 4 ve Grade 5), ANSYS yazılımı kullanılarak mekanik dayanıklılık açısından değerlendirilmiştir. SolidWorks yazılımında tasarlanan implantlar üzerinde yapılan analizler, implant sistemlerinin çeşitli yükler altında nasıl davrandığını ve malzeme seçiminin bu davranışlar üzerindeki etkisini anlamamızı sağlamıştır.

Tablo sonuçlarına göre, Grade 4 malzeme kullanıldığında:

Düz abutmentlerde, açısız kuvvet altında implantta 406,66 MPa, abutmentte ise 635,88 MPa maksimum gerilim oluşmuştur. Dikey kuvvet altında ise implantta 69,97 MPa, abutmentte ise 162,75 MPa gerilim oluşmuştur. Açısız abutmentler de açısız kuvvet altında implant ve abutmentte 607,83 MPa ve 830,25 MPa gerilim oluşurken, dikey kuvvet altında implant ve abutmentte 81,03 MPa ve 99,69 MPa gerilim kaydedildi.

5. Sınıf malzeme kullanıldığında:

Düz abutmentlerde, açısız kuvvet altında implant ve abutmentte 612,13 MPa ve 781,79 MPa maksimum gerilim oluştu. Dikey kuvvet altında implant ve abutmentte 78,9 MPa ve 430,48 MPa gerilim gözlemlendi.

Açısız abutmentlerde, açısız kuvvet altında implant ve abutmentte 631,26 MPa ve 822,21 MPa gerilim oluşurken, dikey kuvvet altında implant ve abutmentte 84,9 MPa ve 104 MPa gerilim kaydedildi. Bu veriler, açılı abutmentlerin maksimum stres değerlerinin, özellikle açılı kuvvetler altında, düz abutmentlere göre daha yüksek

olduğunu göstermektedir. Bu durum, açılı abutmentlerin tasarım özellikleri nedeniyle daha fazla stres birikimine neden olabileceğini ortaya koymaktadır. Grade 5 malzeme, bu yüksek streslere karşı daha dirençlidir ve özellikle açılı abutmentlerle kullanıldığında daha iyi performans göstermektedir. Grade 4 malzeme ise, daha düşük stres değerleriyle düz abutment tasarımlarında yeterli dayanıklılık göstermektedir.

Bu sonuçlar, abutment ve implant tasarımlarının diş hekimliği uygulamalarında dikkatlice değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Açılı abutment kullanılması durumunda, daha yüksek mekanik mukavemet sağlayacak malzemelerin seçilmesi, implantın uzun vadeli ömrünü garanti edebilir. Ayrıca, bu tür tasarımların ve malzeme kombinasyonlarının bireysel hasta özelliklerine göre özelleştirilmesi, tedavi başarısını artırabilir.

Sonuç olarak, implant tasarımlarında ve malzeme seçimlerinde dikkatli mühendislik analizleri, diş hekimliği uygulamalarında daha başarılı ve uzun ömürlü sonuçlara katkıda bulunacaktır. Bu çalışma, gelecekteki araştırmalara rehberlik edecek önemli veriler sunmaktadır; ancak bu verilerin klinik uygulamalarda daha kapsamlı bir şekilde doğrulanması gerekmektedir.

KAYNAKÇA

- [1] Dalkız, M., 2009. Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi. Vestiyer Yayınları, İstanbul, 638 s.
- [2] Ring,, M.E.,1995, A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 1., Compend Contin Educ Dent., 16(10), 1060-1069.
- [3] Ring, M.E., A thousand years of dental implants: A definitive history- Part 2. Compend Contin Educ Dent., 16(11), 1132-1136.
- [4] Gültekin, B.,A., 2009, Farklı Platform Boyutlarına Sahip İmplantların Periİmplanter Dokular Üzerindeki Etkilerinin Klinik İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- [5] Misch, C.E., 2007. Contemporary Implant Dentistry. Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 1098 p.
- [6] Niinomi, M., 1998. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Materials Science and Engineering: A, 243(1-2), 231-236
- [7] Brånemark, P.I., 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw; Experience from a 10-year period. Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery, 16, 1-132.
- [8] Albrektsson, T., 2008. Hard tissue implant interface. Australian Dental Journal, 53, 34-38.
- [9] Pekşen C., Doğan A. İmplant dayanımı. TOTBİD Dergisi 2011;10(2):122-128
- [10] Steinemann SG. Titanium–the material of choice? Periodontol 2000 1998: 17: 7–21
- [11] Masoud Sarraf,Erfan Rezvani Ghomi,Saeid Alipour,Seeram Ramakrishna, Nazatul Liana Sukiman.”A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications”.Bio-Design and Manufacturing/5:371–395(2022):372-395.
- [12] Lemons JE. Dental implant interfaces as influenced by biomaterial and biomechanical properties. In: Mc Kinney RV, Lemons JE, editors.’The Dental Implant. Clinical and biological response of oral tissues.’

Massachusetts, PSG Publishing Co. Inc, Littleton; 1985: 143

- [13] Meyer AE, Baier RE, Glantz P-O J and Natiella JR, In: Biomaterials: Selection, evaluation and preparation, Babbush C A, editors, 'Dental implants: Principles and practice ', Philadelphia, W B Saunders Co, 1991; 31
- [14] Maleki. H-Ghaleh, Khalili. V, Khalil. J-Allafi, Javidi. M. Hydroxyapatite coating on NiTi shape memory alloy by electrophoretic deposition process. Surf. Coatings Technol. 2012; 208: p. 57–63.
- [15] Bai. Y. One-step approach for hydroxyapatite-incorporated TiO₂ coating on titanium via a combined technique of micro-arc oxidation and electrophoretic deposition. Appl. Surf. Sci. 2011; 257 (15): p. 7010–7018.
- [16] Juliadmi. D, Harlendri, Hon Tjong. D, Manjas. M, and Gunawarman. The Effect of Sintering Temperature on Bilayers Hydroxyapatite Coating of Titanium (Ti-6Al-4V) ELI by Electrophoretic Deposition for Improving Osseointegration. IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng. 2019; 547 (1).
- [17] Aprilia. L, Nuryadi. R, Rianti. W, Gustiono. D, and Herdianto, N. Preparasi Lapisan Hidroksiapatit pada Substrat Stainless Steel 316 dengan Metode Deposisi Elektroforesis. J. Kim. dan Kemasan. 2010; 32 (2): p. 47.
- [18] Harlendri. Pengaruh temperatur sintering pada pelapisan hidroksiapatit bilayer pada permukaan Ti6Al4V ELI dengan metode EPD. Universitas Andalas, 2013.
- [19] Farrokhi. M-Rad. Electrophoretic deposition of hydroxyapatite nanoparticles in different alcohols: Effect of Tris (tris(hydroxymethyl)aminomethane) as a dispersant. Ceram. Int. 2016; 42 (2): p. 3361–3371
- [20] Eraković. S. The effect of lignin on the structure and characteristics of composite coatings electrodeposited on titanium. Prog. Org. Coatings. 2012; 75 (4): p. 275–283, 2012.
- [21] Sankar. M, Suwas. S, Balasubramanian, S, Manivasagam, G. Comparison of electrochemical behavior of hydroxyapatite coated onto WE43 Mg alloy by electrophoretic and pulsed laser deposition. Elsevier B.V. 2017; 309.

- [22] Muharni, R. (2020). Pelapisan Hidroksiapatit Nano dengan Metode Electro Phoretic Deposition pada Ti6Al4V ELI untuk Dental Implant. *Jurnal Rekayasa Mesin*, 15(3), 207-211.
- [23] Uzun, G., & Keyf, F. (2007). İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, Supl.: 2, 43-50.
- [24] Kayalı, Y., Talaş, Ş., Yalçın, Y., & Taşkın, C. (2017). H2 Plazma Ön İşleminden Sonra Anodik Oksidasyon Uygulanmış Ti6Al4V Alaşımının Elektrokimyasal Korozyon Davranışının İncelenmesi. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 17, 1088-1095. DOI: 10.5578/fmbd.66243
- [25] Sıcakyüz, Ö., 2007. Titanyum ve Titanyum alaşımlarının Anodik Oksidasyon Davranışı ve Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimler Enstitüsü, İstanbul, 76
- [26] Arslan, H., Çelikkan, H., Örnek, N., Ozan, O., Ersoy, A.E., Aksu, M.L., 2008. Galvanic corrosion of titaniumbased dental implant materials, *Journal of Applied Electrochemistry*, 38, 6, 853–859
- [27] Songür, M., Çelikkan, H., Gökmeşe, F., Şimşek S.A., Altun, N.Ş., Aksu, M.L. 2009, *Journal of Applied Electrochemistry*, 39, 1259–1265
- [28] Güven, M. E. (2016). *Dar Çaplı İmplantlarda Açılı ve Düz Titanyum Abutment Vidalarının Farklı Dinamik Yüklemeler Sonucu Oluşan Tork Kaybı ve Vida Gevşemesinin İn-Vitro İncelenmesi*. Uzmanlık Tezi, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul.
- [29] Bagno, A. and C. Di Bello, Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*, 2004. 15(9): p. 935-49.
- [30] The Glossary of Prosthodontic Terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005. 94(1): p. 10-92.
- [31] Aktı, Merve. (2021). *İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlarda Simante Edilen ve Vida Bağlantılı Sistemlerin Karşılaştırılması*. İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme Tezi.

- [32] Demirkan, Sena.(2020). *İmplant-Abutment Bağlantı Şekilleri ve Uyumunu*. İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme Tezi.
- [33] Güney, İsmail Furkan. (2020). *İmplant Üstü Sabit Protezlerde Yapılan Dişeti Şekillendirmeleri*. İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme Tezi.
- [34] Kim, Y., et al., Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research*, 2005. 16(1): p. 26-35.
- [35] Gibbs, C.H., et al., Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent*, 1981. 46(4): p. 443-9.
- [36] Schindler, H.J., E. Stengel, and W.E. Spiess, Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent*, 1998. 80(3): p. 330- 6
- [37] Zarb, G.A. and A. Schmitt, The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*, 1990. 64(2): p. 185-94
- [38] Richter, E.J., In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995. 10(1): p. 99-108.
- [39] Koyano, K. and D. Esaki, Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil*, 2015. 42(2): p. 153-61
- [40] Weinberg, L.A., Reduction of implant loading using a modified centric occlusal anatomy. *Int J Prosthodont*, 1998. 11(1): p. 55-69.
- [41] Branemark, P.I., et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969. 3(2): p. 81-100.
- [42] Dos Santos, J., Occlusion: principles and treatment. 2007: Quintessence Publishing Company
- [43] Misch, C.E., Chapter 28 - Principles for Abutment and Prosthetic Screws and ScrewRetained Components and Prostheses, in *Dental Implant Prosthetics* (Second Edition), C.E. Misch, Editor. 2015, Mosby: St. Louis. p. 724-752.

- [44] Akkurt, M., 2012. Makine Elemanları Teorik Esaslar ve Hesap Yöntemleri, 1. cilt. Birsen Yayın Evi, İstanbul, 757 s.
- [45] Jones, N. W., 2001. Laboratory Manual for Physical Geology. McGraw-Hill press, USA, 351p.
- [46] Öndürücü A, Kılınç M. Bruksizm Tedavisinde Kullanılan Oklüzal Splintlerdeki Gerilme Dağılımının Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi. 2018;22(2):861-6
- [47] Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. Finite Element Analysisd New Trends and Developments Rijeka, Croatia: Intech. 2012:21-54
- [48] Gümrükçü Z, Bayrakdar SK. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. 2019.
- [49] Soykan E, EskitaşçıoğluG, Ünsal E, Bağış N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları.
- [50] Sreekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian Journal of Dental Research. 2010;21(3):425.
- [51] İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. Journal of dentistry. 2002;30(1):41-6.
- [52] Zienkiewicz OC, Taylor RL. The finite element method for solid and structural mechanics: Elsevier; 2005.
- [53] Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. Journal of pharmacy & bioallied sciences. 2019;11(Suppl 2):S85.
- [54] Küçükçurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(4):701-10.
- [55] Hancı, M., Bozdağ, E., Arpacı, A., 2000. Biyomekanik. Logos yayıncılık, İstanbul, 328 s.

- [56] Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 2009;20:1173-7
- [57] Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-8.
- [58] Misch, C.E., Bidez, M.W., 2005. *A Scientific Rationale for Dental Implant Design, Contemporary Implant Dentistry*, Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 874 p.
- [59] Currey, J.D., 1984. *The Mechanical Adaptations of Bones*. Princeton University Press, New Jersey, USA, 436p.
- [60] Robert, W.E., Smith, R.K., Zilerman, Y., 1984. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American Journal of Orthodontics*, 86(2), 95-111.
- [61] Gül, E.B., 2009. Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Barlı Tutucularda Kemikteki Gerilme Dağılımının İncelenmesi. Doktora tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [62] Rieger, M.R., Mayberry, M., Brose, M.O., 1989. Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(6), 671-682.
- [63] Lum, L.B., 1991. A biomechanical rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*, 17, 126-131.
- [64] Lum, L.B, Osier, J.F., 1992. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics, 1. Horizontal loading. *Journal of Oral Implantology*, 18, 343-348.
- [65] Morgan, M.J., James D.F., Pilliar R.M., 1993. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *International Journal of Oral Maxillo Facial Implant*, 8, 409-414.
- [66] Boggan, R.S., Strong, J.T., Misch, C.E., 1999. Influences of hex geometry and

- geometric table width on static and fatigue strength of dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 82, 436-440.
- [67] Misch, C.E., 2007. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri, USA, 1098 p.
- [68] Himmlova, L., Dostalova T., Kacovskyand A., Konvickova S., 2004. Influence of implant length and diameter on stress distribution: afinite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 20–25.
- [69] Ivanoff, C.J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C., Lekholm, U., 1999. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(2), 173-180.
- [70] Nalluri, P., Strong J.T., 1997. *Biohorizons Engineering Technical Report*. Biohorizons Cooperation. Birmingham, AL, USA.
- [71] Frost, H.M., 1986. *Intermediary Organization of the Skleton*. CRC Press. Boca Raton, FL, USA. 384 p.
- [72] Foster, A.D., Rosenzweig, M.R., 2010. *Microeconomics of technology adoption*. Center discussion.
- [73] Uygun, R. (2017). Örnek Bir EMU Boji Şasisinin Statik Analizi. Yüksek Lisans Tezi, Hitit Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Çorum.
- [74] Cochran, D.L., 2000. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11(1), 33-58.
- [75] Brunski, J.B., 1988. Biomechanical considerations in dental implant design. *International Journal of Oral Implantology*, 5(1), 31-49.

ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı: Rozelin Erdemli

Mezun Olduğu Lisans Programı: İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği

Yabancı Dil ve Düzeyi: İngilizce-B1

