

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**MAKSİLLA ANTERİOR BÖLGE TEK DİŞ EKSİKLİĞİNDE DAR  
ÇAPLI İMPLANT İLE REHABİLİTE EDİLEN VAKALARDA  
İMPLANT GEOMETRİSİ VE YÜZEY TASARIMININ STRES  
DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
İNCELENMESİ**

**AYŞEGÜL TEKELİ YAVUZ**

**UZMANLIK TEZİ**

**AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**Danışman  
PROF. DR. ERCAN DURMUŞ**

**KONYA- 2022**

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**MAKSİLLA ANTERİOR BÖLGE TEK DİŞ EKSİKLİĞİNDE DAR  
ÇAPLI İMPLANT İLE REHABİLİTE EDİLEN VAKALARDA  
İMPLANT GEOMETRİSİ VE YÜZEY TASARIMININ STRES  
DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
İNCELENMESİ**

**Ayşegül TEKELİ YAVUZ**

**UZMANLIK TEZİ**

**AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**Danışman**  
**PROF. DR. Ercan DURMUŞ**

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 21132021 proje numarası ile desteklenmiştir.

**KONYA-2022**

## ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim ve tez sürecimde bilgi ve tecrübesini hiçbir zaman esirgmeden paylaşan, sabır ve hoşgörüsüyle bana yol gösteren, mesleki olarak bana kattıkları için her zaman minnet duyacağım değerli danışman hocam Prof. Dr. Ercan DURMUŞ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki ve akademik bilgi birikimini benimle paylaşan, bilimsel anlamda gelişmemde katkıda bulunan Prof. Dr. Abdullah KALAYCI, Prof. Dr. Hasan Küçükkolbaşı, Dr. Öğr. Üyesi Gökhan GÜRSES, Dr. Öğr. Üyesi Ahmet AKTI'ya,

Zamanımın çoğunu beraber geçirdiğim araştırma görevlisi arkadaşlarım ve bölüm personellerine,

Hayatımın her döneminde bana destek olan, güvenen, varlıklarıyla ve sevgileriyle bana güç veren sevgili annem Mihri TEKELİ ve babam Hasan TEKELİ'ye,

Hayatıma girdiği andan itibaren sevgisi ve anlayışı ile bana en büyük desteği veren ve tez çalışmam boyunca sabır ve anlayış gösteren çok sevdiğim eşim Şevki YAVUZ ve aramıza katıldığı günden bu yana hayatımıza neşe katan küçük kızımız Almila Ela'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ .....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ÖZET .....	xi
SUMMARY .....	xiii
1.GİRİŞ .....	1
2.GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi .....	3
2.2. Osseointegrasyon.....	4
2.2.1. Osteofilik Faz .....	6
2.2.2. Osteokondüktif Faz .....	7
2.2.3. Osteoadaptif Faz.....	7
2.3. Kemik Yapının Değerlendirilmesi .....	7
2.3.1. Anterior Maksilla Estetik Bölge Kemik Yapısı ve İmplant Cerrahisi .....	8
2.3.2. Kemik Yapının Sınıflandırılması .....	10
2.4. Dental implant Çeşitleri.....	14
2.4.1. Subperiosteal İmplantlar .....	14
2.4.2. Transosteal ( Transmandibular) İmplantlar.....	14
2.4.3. İntramukozal İmplantlar .....	15
2.4.4. Endodontik İmplantlar .....	15
2.4.5. Endosseöz implantlar .....	16
2.5. İmplant Geometrisi.....	20
2.5.1. İmplant Çapı .....	22
2.5.2.İmplant Uzunluğu.....	24
2.5.3. İmplant Yiv Tasarımı .....	25
2.6. Dental İmplant Materyalleri .....	29
2.6.1. Metaller .....	30
2.6.2. Seramikler .....	30
2.6.3.Polimerler.....	31
2.7.Dental İmplantların Yüzey Özellikleri .....	31
2.7.1. Fiziksel (mekanik) Metodlar .....	31

2.7.2. Kimyasal Metodlar.....	33
2.7.3. Biyokimyasal Metodlar.....	34
2.8.Biyomekanik Kavramlar .....	35
2.8.1.Oklüzal Kuvvetler .....	35
2.8.2. Kuvvet.....	36
2.8.3. Gerilme (Stres).....	37
2.8.4. Asal Gerilme (Principal Stress).....	38
2.8.5. Von Misses Gerilmeler .....	39
2.8.6. Gerinim (Strain) .....	39
2.8.7. Elastisite Modülü (Young Modülü) .....	39
2.8.8. Poisson Oranı .....	40
2.8.9. Hook Kanunu .....	40
2.8.10. Homojen Cisim .....	40
2.8.11. İzotropik ve Anizotropik cisim .....	40
2.9.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri.....	41
2.9.1.Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi .....	41
2.9.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi .....	41
2.9.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analiz Yöntemi .....	42
2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analiz Yöntemi .....	42
2.9.5. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi .....	42
2.9.6. Termografik Stres Analiz Yöntemi .....	42
2.9.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi .....	43
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>49</b>
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması .....	49
3.1.1. Kemiğin Modellenmesi.....	51
3.1.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi .....	55
3.1.3. Metal Alt Yapı ve Kuronun Modellemesi.....	57
3.2. Matematiksel Modellemenin Yapılması ve Modellerin Birleştirilmesi .....	58
3.3.Çalışma Modelleri .....	60
3.4. Sınır Koşullarının Belirlenmesi .....	61
3.5. Yükleme Koşulları .....	62
3.6. Modellerin Değerlendirilmesi .....	63
<b>4.BULGULAR.....</b>	<b>64</b>
4.1. Konik İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri .....	64
4.1.1. İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri .....	64

4.1.2. Kemikte Meydana Gelen Principal Stres Değerleri .....	68
4.2. Silindirik İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri .....	79
4.2.1. İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri .....	79
4.2.2. Kemikte Meydana Gelen Principal Stres Değerleri .....	83
4.3. İmplant Gövde Geometrisine Göre Stres Dağılımları .....	93
4.3.1. İmplant Gövde Geometrisine Göre Von Mises Değerleri.....	93
4.3.2. İmplant Gövde Geometrisine Göre Principal Stres Değerleri.....	95
<b>5.TARTIŞMA.....</b>	<b>99</b>
<b>6.SONUÇLAR.....</b>	<b>111</b>
<b>7.KAYNAKLAR.....</b>	<b>113</b>
<b>8.EKLER .....</b>	<b>Hata! Yer işareti tanımlanmamış.</b>
<b>EK-A: Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul Kararı</b>	<b>Hata! Yer işareti tanımlanmamış.</b>
<b>9.ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>Hata! Yer işareti tanımlanmamış.</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

°	:Derece
%	:Yüzde
°C	:Santigrat Derece
µm	:Mikrometre
3Y-TZP	:Yitrium Bağlı Zirkon
Al	:Alüminyum
Ark	:Arkadaşları
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	:Alüminyum Oksit (Alümina)
Ca <sub>3</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>2</sub>	:Kalsiyum Fosfat
Co-Cr	:Krom kobalt alaşımı
Cp Ti	:Saf titanyum
Cu	:Bakır
E	: Elastisite Modülü
F	: Kuvvet
Fe	:Demir
GPa	:Gigapascal
HA	:Hidroksiapatit
HCl	:Hidroklorik Asit
HF	:Hidroflorik Asit
HNO <sub>3</sub>	:Nitrik Asit
H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	:Fosforik Asit
H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	:Sülfirik Asit
Mg-PSZ	:Magnezyum ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya
Mm	:Milimetre
M.Ö.	:Milattan önce
MPa	:Megapaskal
M.S.	:Milattan Sonra
N	:Newton
nm	:nanometre
P <sub>max</sub>	:Maksimum Asal Stres
P <sub>min</sub>	:Minimum Asal Stres
PMMA	:Polimetilmetakrilat

PTFE	:Politetrafloroetilen
SEA	:Sonlu Elemanlar Analizi
SPL, $\sigma$ PL	: Oransal Sınır
SEL, $\sigma$ EL	: Elastik Sınır
TGF	:Transforming growth factor
Ti-6Al-4V	:Titanyum Alüminyum Vanadyum Alaşımı
TiF <sub>4</sub>	:Titanyum tetraflorid
TiO <sub>2</sub>	:Titanyum Dioksit
TPS	:Titanyum Plazma Sprey
V	:Vanadyum
$\nu$	: Poisson Oranı
Zn	:Çinko
Zr	:Zirkonyum
ZrO <sub>2</sub>	:Zirkonyum Oksit
ZTA	:Alümina İle Sertleştirilmiş Zirkon
E	: Strain, Gerilme ( $\epsilon$ , epsilon okunur)
S, $\sigma$	: Stress, Gerilim ( $\sigma$ , sigma okunur)
$\sigma_1$	: Maximum Principle Stress, Maksimum Asal Stres
$\sigma_2$	: Minimum Principle Stress, Minimum Asal Stres
$\sigma_e$	: Von Mises Stress, Eşdeğer Stres
$\Delta L$	: Deformasyon

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 M.S. 600 yılında Mayalara ait mezar kalıntısından elde edilen ve ilk uygulanan implant olduğu düşünülen insan mandibulası.....	4
Şekil 2. 2 Branemark'ın tavşan tibialarına yerleştiği titanyum implantın radyolojik görünümü.....	5
Şekil 2. 3 Osteointegre olmuş implantın kesitsel görüntüsü (Misch, 2008). ....	6
Şekil 2. 4 Dişsiz maksilla segmenti. (H: yükseklik, W: kalınlık, L: genişlik) (Juodzbaly ve Kubilius, 2013). ....	10
Şekil 2. 5 Lekholm-Zarb Kemik Sınıflaması.....	11
Şekil 2. 6 Lekholm ve Zarb'a göre alveoler kemik sınıflandırması. ....	11
Şekil 2. 7 Misch kemik yoğunluğu sınıflaması.....	12
Şekil 2. 8 Cawood ve Howell'in alveoler kemik sınıflandırması.....	14
Şekil 2. 9 Subperiosteal implant.....	14
Şekil 2. 10 Transmandibular implant.....	15
Şekil 2. 11 Blade implantlarının çeşitli tasarımları, birçok farklı durumda kullanımlarına izin verir ve rezidüel alveolar kemiğin birçok farklı şekline adaptasyon sağlar(Linkow, 1970)..	17
Şekil 2. 12 Vent tipi implantlar.....	18
Şekil 2. 13 Silindirik tipteki implant tasarımı.....	19
Şekil 2. 14 Konik tipteki implant tasarımı.....	20
Şekil 2. 15 İmplantın gövde dizaynı.....	21
Şekil 2. 16 Sırasıyla doku seviyesi implant, kemik seviyesi implant.....	21
Şekil 2. 17 İmplant üzerindeki makrodizaynı oluşturan yapılar.....	26
Şekil 2. 18 İmplant yiv şekilleri (Sırasıyla: Üçgen yiv formu, Kare yiv formu, Ters payanda yiv formu, Payanda yiv formu).....	26
Şekil 2. 19 Yiv Geometrisi (Abuhusseini ve ark., 2010). ....	27
Şekil 2. 20 Kuvvetin komponentleri.....	37
Şekil 2. 21 Stres tipleri.....	38
Şekil 2. 22 Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü.....	46
Şekil 2. 23 İki boyutlu (a) ve üç boyutlu (b) sonlu eleman analizi modelleri.....	47

Şekil 3. 1 21 nolu diş bölgesinin model tasarımı. ....	50
Şekil 3. 2 Modellerin render görüntüsü (Konik İmplantlar; sırasıyla kare, payanda, ters payanda, V şekilli). ....	50
Şekil 3. 3 Modellerin render görüntüsü (Silindirik implantlar; sırasıyla kare, payanda, ters payanda, v şekilli). ....	51
Şekil 3. 4 Tomografi Görüntüsü. ....	52
Şekil 3. 5 3D-Doctor yazılımı görüntüsü. ....	52
Şekil 3. 6 Kortikal kemik modelinin farklı açılardan görünümü. ....	53
Şekil 3. 7 Spongioz kemik modelinin farklı açılardan görünümü. ....	53
Şekil 3. 8 Kortikal + Spongioz kemik modelinin farklı açılardan görünümü. ....	54
Şekil 3. 9 Activity 880 Optik Tarayıcı. ....	54
Şekil 3. 10 Konik İmplant modelleri. ....	56
Şekil 3. 11 Silindirik İmplant Modelleri. ....	56
Şekil 3. 12 Modellerde kullanılan vida ve abutment tasarımları. ....	57
Şekil 3. 13 Metal alt yapının(krom-kobalt alaşımı) farklı açılardan görünümü. ....	57
Şekil 3. 14 Kronun farklı açılardan görünümü. ....	57
Şekil 3. 15 Modelin meshlenmiş görüntüsünün farklı açılardan görünümü. ....	59
Şekil 3. 16 Çalışmamızda kullanılan modeller ve implantların kemik içindeki konumları. ...	61
Şekil 3. 17 Sınır Koşulları. ....	62
Şekil 3. 18 100 N'luk Vertikal Kuvvetler. ....	62
Şekil 3. 19 30 ° Açılı Oblik Kuvvetler. ....	63
Şekil 4. 1 Konik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri... 65	65
Şekil 4. 2 Konik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagitalden görünümü. ....	65
Şekil 4. 3 Konik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri. ....	66
Şekil 4. 4 Konik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagitalden görünümü. ....	67
Şekil 4. 5 Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	68
Şekil 4. 6 Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	69
Şekil 4. 7 Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	71
Şekil 4. 8 Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	72

Şekil 4. 9 Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	74
Şekil 4. 10 Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	75
Şekil 4. 11 Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	77
Şekil 4. 12 Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	78
Şekil 4. 13 Silindirik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri. ....	80
Şekil 4. 14 Silindirik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagitalden görünümü.....	80
Şekil 4. 15 Silindirik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri. ....	81
Şekil 4. 16 Silindirik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagitalden görünümü.....	82
Şekil 4. 17 Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	83
Şekil 4. 18 Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	84
Şekil 4. 19 Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	86
Şekil 4. 20 Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	87
Şekil 4. 21 Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	89
Şekil 4. 22 Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	90
Şekil 4. 23 Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri. ....	91
Şekil 4. 24 Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri. ....	92

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 2. 1 Kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (Misch, 1990).....	12
Tablo 2. 2 Al-Johany ve arkadaşlarının implant çapı için önerdiği sınıflama (Al-Johany ve ark., 2017). .....	23
Tablo 2. 3 Piyasadaki implantların yiv seçenekleri. ....	28
Tablo 2. 4 Piyasadaki implantların yiv adımı genişlikleri. ....	29
Tablo 2. 5 Değişen yükleme koşulları altında oluşturulan çiğneme kuvvetlerini inceleyen mevcut çalışmaların karşılaştırılması.....	36
Tablo 3. 1 Materyallerin Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları. ....	58
Tablo 3. 2 Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları. ....	60
Tablo 4. 1 Konik implantlarda vertikal ve oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.....	67
Tablo 4. 2 Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	70
Tablo 4. 3 Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	73
Tablo 4. 4 Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	76
Tablo 4. 5 Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	79
Tablo 4. 6 Silindirik implantlarda vertikal ve oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.....	82
Tablo 4. 7 Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	85
Tablo 4. 8 Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	88
Tablo 4. 9 Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	90
Tablo 4. 10 Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri. ....	93
Tablo 4. 11 Vertikal Kuvvetler Altında Silindirik Ve Konik İmplantlarda Oluşan VMS değerlerinin karşılaştırılması. ....	93

Tablo 4. 12 Oblik Kuvvetler Altında Silindirik ve Konik İmplantlarda Oluşan VMS değerlerinin karşılaştırılması.....	94
Tablo 4. 13 Vertikal kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.....	95
Tablo 4. 14 Oblik kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.....	96
Tablo 4. 15 Vertikal kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.....	97
Tablo 4. 16 Oblik kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.....	98



## ÖZET

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

### MAKSİLLA ANTERİOR BÖLGE TEK DİŞ EKSİKLİĞİNDE DAR ÇAPLI İMPLANT İLE REHABİLİTE EDİLEN VAKALARDA İMPLANT GEOMETRİSİ VE YÜZEY TASARIMININ STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Ayşegül TEKELİ YAVUZ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
UZMANLIK TEZİ / KONYA-2022

#### Amaç

Bu çalışmada, maksilla anterior bölge tek diş eksikliğinde dar çaplı implant ile rehabilite edilen vakalarda, implant üzerinde oluşan stresler ile implant tasarımı arasındaki ilişkinin deneysel olarak araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızda farklı dizaynlara sahip dar çaplı implantların dikey ve açılı kuvvetlere maruz bırakılması sonucunda meydana gelen stres dağılımının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

#### Gereç ve Yöntemler

Çalışmamızda bilgisayar ortamında maksilla anterior bölgedeki kemik yoğunluğunu taklit eden modellemeler yapıldı. Hazırlanan modellere silindirik ve konik şekilli olmak üzere ve farklı yiv tasarımına (kare, payanda, ters payanda, v şekilli yiv) ait dar çaplı implantlar yerleştirildi. İmplantların çapı standart 3,3 mm olarak, uzunlukları ise 12 mm olarak belirlendi. Toplam 8 grup olarak tasarlandı. Bu implantlara dikey yönde ve 30 derece açılı oblik 100 N'luk kuvvet uygulandı. İmplantlarda oluşan von-mises stres değerleri ve asal stresler ile kemik-implant arayüzündeki stres değerleri sonlu eleman analiz tekniği ile incelenmiştir.

#### Bulgular

Tüm modellerde implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemikte meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden daha yüksek bulunmuştur. Tüm modellerimizde en yüksek stres değerleri, yükleme alanına daha yakın implantların çevresinde görülmüştür. Oblik kuvvetler dikey kuvvetlerden hem implant hem çevre kemik dokuda daha fazla stres meydana getirmektedir. Dört farklı yiv tipi karşılaştırıldığında kare yiv formunda Von Mises stres değeri daha düşük bulunmuştur. Payanda yiv şekilli implantta belirgin şekilde tüm gruplara göre daha fazla stres oluşmuştur.

#### Sonuç

Ön bölgelerde konik ve silindirik implant tüm yiv şekillerinde implant tasarımları tercih edilebilir. Ancak silindirik implatın en çok stresin olduğu bölge olan boyun kırıklarına sebep olabileceği, konik implantların ise kemikte meydana getirdiği streslerin daha fazla olacağı bilinmelidir. Dört farklı yiv tipi karşılaştırıldığında kare yiv formunda Von Mises stres değeri daha düşük bulunmuştur. 100 N'lik kuvvet vertikal ve 30° açılı uygulanmış ve kemikte rezorpsiyon meydana getirecek kadar stresin oluşmadığı gözlenmiştir. Ancak payanda yiv şekilli implantta belirgin tüm gruplara göre daha fazla stres oluşmuştur. Buna göre kare, V şekilli ve ters payanda yiv şekilli implantların öncelikli olarak tercih edilmesi sonucuna varılabilir.

**Anahtar Kelimeler:** İmplant dizaynı, Konik implant, Silindirik implant, Sonlu elemanlar analizi.



## SUMMARY

REPUBLIC of TURKEY  
SELÇUK UNIVERSITY  
FACULTY of DENTISTRY

### INVESTIGATION OF THE EFFECT OF IMPLANT GEOMETRY AND SURFACE DESIGN ON STRESS DISTRIBUTION WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS IN CASES REHABILITATED WITH NARROW-DIAMETER IMPLANT A SINGLE MISSING TOOTH THE MAXILLARY ANTERIOR REGION

Ayşegül TEKELİ YAVUZ

Department of Oral and Maxillofacial Surgery  
SPECIALITY THESIS / KONYA-2022

#### **Aim**

This study, it was aimed to experimentally investigate the relationship between the stresses on the implant and the implant design in cases rehabilitated with a narrow-diameter implant in a single missing tooth in the maxillary anterior region. In our study, it was aimed to examine the stress distribution resulting from the exposure of narrow diameter implants with different designs to vertical and angular forces with finite element analysis.

#### **Methods**

Our study, models imitating bone density in the maxilla anterior region were made in the computer environment. Cylindrical and conical shaped and narrow diameter implants of different thread designs (square, buttress, reverse buttress, v-shaped thread) were placed in the prepared models. The diameter of the implants was determined as a standard 3.3 mm, and their length was determined as 12 mm. It was designed as 8 groups in total. An oblique force of 100 N was applied to these implants in the vertical direction and at an angle of 30 degrees. The von-mises stress values and principal stresses in the implants and the stress values at the bone-implant interface were investigated by finite element analysis technique.

#### **Results**

In all models, the stresses on the cortical bone surrounding the neck of the implant were higher than the stresses on the trabecular bone. The highest stress values were observed around the implants closer to the loading area in all our models. Oblique forces create more stress on both the implant and the surrounding bone tissue than the vertical forces. When four different thread types were compared, Von Mises stress value was found to be lower in square thread form. Significantly more stress occurred in the buttress shaped thread implant than in all groups.

## Conclusion

Implant designs can be preferred in all thread shapes of conical and cylindrical implants in the anterior regions. However, it should be known that cylindrical implants may cause neck fractures, which is the region where the most stress occurs, while conical implants will cause more stress on the bone. When four different thread types were compared, Von Mises stress value was found to be lower in square thread form. A force of 100 N was applied vertically and at an angle of 30° and it was observed that the stress did not occur enough to cause resorption in the bone. However, significantly more stress occurred in the buttress-shaped implant than in all groups. Accordingly, it can be concluded that square, V-shaped and reverse buttress-shaped implants are primarily preferred.

**Keywords:** Implant design, Conical implant, Cylindrical implant, Finite element analysis.



## 1. GİRİŞ

Tedavi etme amacı ile canlı dokular içerisine yerleştirilen cansız maddelere implant denilmektedir. Dental implantlar ise tam veya kısmi dişsizliği olan hastalarda dişlerin yerini tutması amacı ile yerleştirilen maddelerdir (Tunalı, 2000).

İmplant kelimesi anlam olarak "in; içerisinde, içerisine" ve "planto; ekme, dikme" anlamındaki kelimelerin birleşiminden oluşmaktadır ve anlam olarak "bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim olarak ifade edilir (Granat, 1990). Bir dental implant, sabit veya hareketli bir diş protezi için tutma ve destek sağlamak için mukoza ve/veya periostun altındaki ve/veya kemik içinde veya kemik içinden ağız dokularına implante edilen alloplastik malzemelerden yapılmış bir yapıdır (Gupta ve ark., 2021).

Bu tez çalışmasının amacı maksillada kemik yoğunluğunun az ve kemik kalınlığının hem bukkal-lingual hem de mesio distal olarak yetersiz olduğu bölgelerde farklı implant geometrisi (konik ve silindirik gövde) ve farklı yiv tasarımına (payanda, ters payanda, kare ve v şekilli yiv) sahip dar çaplı implantlar kullanarak kısa sürede diş eksikliğini gidermektir. Özellikle maksiller anterior estetik bölgede kemik yoğunluğunun az olması ve kemik kalınlığının yetersiz olması klinisyenleri implant yerleştirmek konusunda oldukça zorlar. Bölgenin estetik olarak önemli olması nedeniyle de hastalar bir an önce diş eksikliğini giderilmesini ister. Bu noktada dar çaplı implantların kullanımı hem dişsizliğin kısa sürede giderilmesini sağlar hem de uzun süren implant öncesi prosedürlerden (greftleme ve/veya ortodontik hareket) kaçınılıp zaman ve para kaybını engeller.

Dental implantların uzun ve kısa dönem başarısında biyomekanik faktörlerin etkili olduğu ve implant çevresinde oluşan streslerin implant başarısını olumsuz etkilediği bilinmektedir. Dental implantların yapıldığı madde, çapı, boyu, yiv yapısı ve geometrik şekli, bu stresler üzerinde etkili olan ve uygulanan implanta bağlı faktörlerdendir.

Kemik biyomekaniği ile ilgili sonlu eleman analizi çalışmaları ile biomekanik test verilerinin paralel olduğu bildirilmektedir. Sonlu eleman analizinin doğruluğunu test etmek için klinik çalışmalarla sonlu eleman analizi sonuçları karşılaştırılmış olup yapılan varsayımların sonucu etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu belirtilmektedir. Bütün bunlar doğrultusunda; planlanan çalışmanın hastalar üzerinde

uygulanabilirliğinin zor olması sebebiyle araştırma sonlu eleman analizi şeklinde planlanmıştır (ADIGÜZEL, 2010).



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Dental implantlar günümüzde; fonksiyon, fonasyon ve estetiğin geri kazanılması amacıyla tek veya total diş eksikliklerinin tedavisi için kullanılmaktadır. Son yıllarda implant uygulama teknolojisinin gelişmesi, implant başarı oranlarının artması, maliyetin düşmesi gibi nedenlerden dolayı diş eksikliklerinin tedavisinde daha sık uygulanır hale gelmiştir.

Dental implantların temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara dağıtmaktır. İmplantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Bu sebeple fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde yayarak ve dağıtarak implant destekli protezin fonksiyon görebilmesini sağlamaktır (Watzek, 1996).

Dişsiz hastalarda modern implant tedavisi, geleneksel sabit veya hareketli protezlerle karşılaştırıldığında birçok hasta için sadece önemli fonksiyonel ve biyolojik avantajlar sunmakla kalmaz, aynı zamanda mükemmel uzun vadeli sonuçlar verir (Buser ve ark., 2017).

Tarihte oral implantolojinin, Çin'de M.Ö. 3210 yıllarındaki Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yıllarındaki Hon-Ang-Tu dönemlerinde bambu çubukları kullanılarak yapılan diş transplantasyonları ile başladığı bilinmektedir (Misch, 2005).

İlk dental implant uygulaması, 1931 yılında bulunan ve M.S. 600 yıllarında yaşamış olduğu düşünülen mayalara ait mezar kazısından elde edilen mandibulada görülmüştür. Üç kesici diş eksikliği deniz hayvanlarının kabukları kullanılarak diş şekline getirilmiş alloplastik materyaller ile tedavi edilmiştir (Becker, 1999). 1970 yılında Maya mandibulasından alınan radyografide alloplastik materyallerin etrafında blade tip implantların çene kemiğinde oluşturduğu gibi kompakt bir kemik oluşumu görülmüştür (Abraham, 2014). İmplantoloji amacı ile ilk yontulmuş taşların kullanımını M.S. 800 yılında Honduran Kültürü'nden kalma mezarda bulunan mandibulada görülmüştür (Abraham, 2014).

1809'da J. Maggiolo, yeni bir ekstraksiyon bölgesine altın bir implant yerleştirdi (Maggiolo, 1809). 1930'da Strock kardeşler eksik dişleri restore etmek için Vitallium vidaları kullandılar (Abraham, 2014). Formiggini (modern

implantolojinin babası) ve Zepponi tarafından 1940'larda post-tip endosseöz implant geliştirildi (Abraham, 2014). Subperiostal implant 1940'larda İsveç'te Dahl tarafından geliştirildi. 1946'da Strock, permukozal post olmadan yerleştirilen iki aşamalı bir vida implantı tasarladı. Abutment postu ve bireysel kron, bu implant tamamen iyileştikten sonra eklenmiştir. Bu sırada istenen implant arayüzü ankiloz olarak tanımlandı. 1967'de Dr. Linkow, şu an kemik içi implantlar olarak tanınan blade implantları tanıttı (Abraham, 2014). Dental implantlar, osseointegrasyon kavramının (iki implant arasında herhangi bir araya doku olmadan implantın kemiğe doğrudan, sert bir şekilde bağlanması) evrimine yardımcı olan Dr. Branemark'ın tesadüfi buluşundan sonra bilimsel bir köşe taşı haline geldi (Nevins, 2014; Buser ve ark., 2017; Block, 2018; Gupta ve ark., 2021).



**Şekil 2.1** M.S. 600 yılında Mayalara ait mezar kalıntısından elde edilen ve ilk uygulanan implant olduğu düşünülen insan mandibulası

Oral implantolojinin temeli sayılan osseointegrasyon kavramı Branemark (1959) tarafından tavşan tibiaları üzerinde yaptığı mikroskobik çalışmalara dayanmaktadır. Osseointegre implantların kullanıldığı vakalara ait ilk yayın 1969 yılında Branemark ve ark. (1969) tarafından yapılmıştır. Yazarlar, osteointegrasyon tanımı ile implant kemik ara yüzünün fibrotik doku oluşmadan bağlanması gerektiğini öngörmüş ve implantolojideki en büyük adımı atmıştır. Bu çalışmalar sağlıklı kemik dokusu ile yük taşıyan implant yüzeyi arasında sürekli, yapısal ve fonksiyonel bir bağlantının başarılı bir şekilde oluşturulabileceğini göstermiştir.

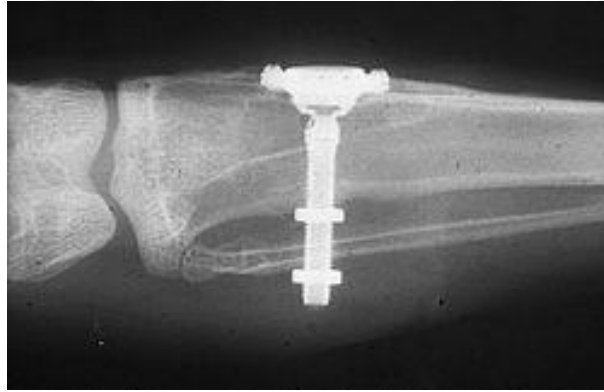
## **2.2. Osseointegrasyon**

Osseointegrasyon 1962'de keşfedildi ve 1977'de bir terim olarak türetildi. Orijinal tanımı, herhangi bir yumuşak doku tabakası olmadan yabancı maddeler ve

kemik arasında doğrudan temas anlamına geliyordu. Günümüzde osseointegrasyon, yabancı cisimlerin kemikten ayrılmasına verilen yabancı cisim tepkisi olarak kabul edilmektedir. Albrektsson ve Sennerby (1990) “Osseointegrasyon, implantı dokulardan korumak için bir savunma reaksiyonu olarak ara yüzey kemiğinin oluştuğu bir yabancı cisim reaksiyonudur.” olarak tanımlamışlardır.

Osseointegrasyon teriminin ortaya çıkışı ve osseointegrasyonun arkasında tek adam vardı; Brånemark. Deneysel implantları tavşanlara ve zamanla köpeklere yerleştirmeye başladı ve kemiği kırmadan çıkarmanın imkansız olduğunu gördü (PI, 1959; Albrektsson ve Sennerby, 1990).

Brånemark, 1960'ların başında, daha önce yapılmış çalışmalarına dayanarak, implantı için malzeme olarak ticari olarak saf titanyumu seçti ve daha sonra içine yapıştırılmış cam çubuklarla içi boş bir yivli implant yaptı (Emnéus, 1967). Bu implant bir tavşanın tibial kemiğine vidalandığında, boşluğun kemik iliği bölgesine mi yoksa kortikal kemiğe mi yerleştirileceğine karar verebildi. Yerleştirilen implant çevresinde sadece kan damarları büyümekle kalmadı, aynı zamanda içindeki kesin konuma bağlı olarak ilik ve kemik dokuları da büyüdü (Brånemark, 1971).



**Şekil 2. 2** Branemark'ın tavşan tibialarına yerleştirdiği titanyum implantın radyolojik görünümü.

1980'lerin ortalarına kadar, osseointegrasyonun öngörülebilir başarısı için temel cerrahi kılavuzlar oluşturuldu. Bu kılavuzlar, hazırlık sırasında kemiğin aşırı ısınmasını önlemek için implant yuvası hazırlığı için düşük travmalı bir cerrahi tekniği, yeterli primer stabiliteye sahip implant yerleştirmeyi ve fonksiyonel yüklenme olmaksızın 3-6 aylık bir iyileşme sürecini içeriyordu (Buser ve ark., 2017).



**Şekil 2. 3** Osteointegre olmuş implantın kesitsel görüntüsü (Misch, 2008).

Doğrudan kemik iyileşmesi, defektlerde, birincil kırık iyileşmesinde ve osseointegrasyonda meydana geldiği gibi, önceden var olan kemik matrisinin herhangi bir lezyonu tarafından aktive edilir. Matriks hücre dışı sıvıya maruz kaldığında, kollajen olmayan proteinler ve büyüme faktörleri serbest bırakılır ve kemik onarımını aktive eder. Kemotaksi tarafından çekilen, kemik iliğinin osteoprogenitör hücreleri ve endokortikal ve periosteal kemik zarflarından lezyon bölgesine göç eder. Prolifere olurlar ve osteoblast öncüleri ve osteoblastlar olarak farklılaşırlar ve defektin duvarlarında, fragman uçlarında ve muhtemelen implant yüzeyinde kemik birikimine başlarlar. Bu zamanda osteoklastlar nadiren görülür ve görünüşe göre aktivasyon sürecine dahil değildir (Schenk ve Buser, 1998).

Osseointegrasyon 3 aşamadan oluşur, biyolojik olarak belirlenmiş ortak bir programı takip eder: örgü kemik oluşumu (osteofilik faz); lamelli ve paralel lifli kemik birikimi (osteokondüktif faz) ; ve kemiğin remodelasyonu (osteoadaptif faz) (Albrektsson ve ark., 1981; Schenk ve Buser, 1998).

### **2.2.1. Osteofilik Faz**

Pürüzlü yüzeye sahip implantlar, kemik içine yerleştirildikleri sırada, implant ve kemik arasında kan pıhtısı oluşur ve küçük bir alanda kemik-implant teması bulunur. Diğer bölgelerde implantın ekstrasellüler sıvı ve hücrelerle teması

mevcuttur. Başlangıçta implant-konak etkileşiminde, birçok sitokin ortama salınarak inflamatuvar fazın başlangıcını oluşturur. (Albrektsson ve ark., 1981)

Üçüncü günde canlı dokular etrafında vasküler gelişim başlar ve implant yerleştirildikten 3 hafta sonra matur vasküler ağ yapısı izlenir. Aynı zamanda hücrel farklılaşma, proliferasyon ve aktivasyon başlar. Ossifikasyon da ilk haftada, trabeküler kemiğin endosteal yüzeyinden implant yüzeyine osteoblastların göçüyle başlar. Bu durum implant cerrahisi sırasında salınan Kemik Morfogenetik Protein'e cevaben oluşur. Osteofilik faz yaklaşık olarak bir ay sürer (Albrektsson ve ark., 1981; Garg, 2004).

### **2.2.2. Osteokondüktif Faz**

Kemik hücreleri implant yüzeyinde osteoid formasyonu gösterirler. Bu yapı immatür konnektif doku matriksidir. Bu faz yaklaşık olarak 3 ay kadardır. İmplant yerleştirildikten 4 ay sonra implant yüzeyinde maksimum kemik teması gerçekleşir (Albrektsson ve ark., 1981; Garg, 2004).

### **2.2.3. Osteoadaptif Faz**

İmplant yerleşiminden 4 ay sonra implant çevresinde kontrollü bir remodelasyon başlar. Protetik yüklemmeden sonra da devam eder. Optimal başarılı sonuçlar elde etmek için, kemik içine yerleştirilen implantların dört ile sekiz ay kadar osseointegrasyonu önerilmektedir (Garg, 2004).

## **2.3. Kemik Yapının Değerlendirilmesi**

Dental implantoloji'de implant yerleştirilmesi planlanan bölgedeki kemik yoğunluğu gerek implantların primer stabilitesinin sağlanması, gerekse daha sonra protetik restorasyonun getireceği yükün daha iyi dağılması açısından önemlidir. Kemik kütlesi, makro ve mikro yapısal özellikler, elastisite modülü ve mineral yoğunluğu gibi maddesel özellikler kemik kalitesini oluşturur (Fanuscu ve Chang, 2004). Anatomik olarak bulunduğu bölgeye göre kemik kalitesi değişkenlik göstermekte ve bu durum implant başarısını doğrudan etkilemektedir (Jemt ve Lekholm, 1993).

Osseointegrasyonun başarısını materyal özellikleri, tasarımı, yüzey özellikleri (Pürüzlendirme teknikleri), protetik yüklemenin zamanı ve cerrahi yöntem etkilemektedir. İmplantın uygulanacağı alanda mevcut kemiğin kalite ve kantitesi

osseointegrasyonun sağlanmasında oldukça önemlidir (Branemark, 1983; Albrektsson ve ark., 1986).

Periodontal ligament dişe gelen kuvvetler sonucu oluşan stresleri absorbe ederek alveolar kemiğe iletilen kuvvetin şiddetini ve etkisini azaltır. Osseointegre bir implant çevresinde periodontal ligament benzeri bir yapı bulunmaması nedeniyle bu fizyolojik olarak kompanzasyon gerçekleşmez ve okluzal kuvvetler direkt olarak peri-implantal dokulara iletilirler (Seker ve ark., 2014).

### **2.3.1. Anterior Maksilla Estetik Bölge Kemik Yapısı ve İmplant Cerrahisi**

Estetik bölge olan anterior maksillanın dental implantlarla rehabilitasyonu, hastanın gülümseme hattının yüksek olduğu durumlarda karmaşık bir zorluk sunar. Dentoalveolar sırtın şiddetli atrofisi ile sonuç, kötü estetik sonuçlara karşı daha da savunmasızdır. Dentoalveolar sırtın şiddetli atrofisi, uzun süreli dişsizlik, hipodonti, travma veya enfeksiyon, sürmemiş dişler veya tümörler nedeniyle bölgede daha önce yapılan ameliyatlardan kaynaklanabilir.

Estetik, anterior maksillada başarılı implant destekli protezler için kritik öneme sahiptir (Belser ve ark., 2009). Estetik sonuçlar için önemli bir ön koşul, yeterli kalınlık ve yüksekliğe sahip sağlam bir fasiyal kemik duvarı da dahil olmak üzere, alveolar sırtın yeterli üç boyutlu (3D) kemik hacmidir (Buser ve ark., 2004; Grunder ve ark., 2005). Fasiyal kemikteki defektin estetik üzerinde olumsuz bir etkisi vardır ve estetik implant komplikasyonları ve başarısızlıkları için kritik bir nedensel faktördür (Chen ve Buser, 2009). Genel olarak implant başarı kriterlerinin estetik bir bileşen içerir. Osseointegrasyon ve fonksiyonun restorasyonu ile ölçüldüğü üzere implant başarısı yüksek olsa da, estetik implant “başarısı” yaratmak için mevcut prosedürler her zaman tahmin edilebilir değildir (Kazor ve ark., 2004).

İmplant destekli tek diş restorasyonunun etrafındaki kemik desteğinin seviyesi ve yumuşak doku boyutları, implant tedavisinin estetik sonucu için önemli olduğu öne sürülen faktörlerdir (Belser ve ark., 1998). Kemik desteği varlığının veya yokluğunun, implantlar ve komşu dişler arasındaki papillaların görünümünü etkilediği gösterilmiştir (Britain, 2002). Aynı zamanda implant destekli restorasyonların komşu dentisyon ile simetrik olması gerekmektedir (Juodzbaly ve Kubilius, 2013). Üst çene anteriorda fasiyal bölgeden kemik kaybı başlar, çünkü fasiyal bölgedeki kemik palatinal bölgeye göre daha incedir (Misch, 1995).

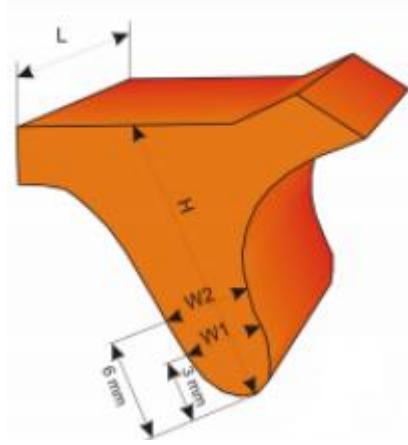
Optimal implant pozisyonunun sağlanabilmesi için komşu diş ile implant arasındaki mesafenin en az 1.5 mm olabilmesi için komşu dişler arasındaki mesiodistal mesafenin 6-9 mm olması gerekir (Ohrnell ve ark., 1988). Apikokoronal olarak implant pozisyonu komşu serviko-enamel hattın 2 mm aşağısında olmalıdır (Vela ve ark., 2012). Doğal bukkal ve proksimal restoratif kontur, implantın bukkal kemik çıkıntısından 3-4 mm dışarı doğru yönlendirilmesiyle sağlanabilir. İmplantın boyun kısmının önündeki bukkal tarafta en az 2 mm kemik bırakılmalıdır (Kazor ve ark., 2004). Başarılı sonuçlar için ideal olarak her implantın çevresindeki kemik kalınlığının en az 1 mm olması gerekmektedir (Juodzbaly ve Kubilius, 2013).

Anterior maksiller estetik bölgedeki implantların açıldırılması dikkate alınması gereken bir parametredir. Özellikle tek diş boşluklarında implant yerini aldığı dişin veya komşu dişlerin kök eğimine göre konumlandırılır. Ancak ideal implant konumunda bu mümkün değildir (Lăzărescu, 2019). Maksiller anterior bölgede implantın, fizyolojik rezorpsiyondan dolayı bukkal kemikte 1,5-2 mm üzerinde bir kemik miktarı bırakmak için yerini aldığı diş kökünün konumuna göre 5°-10° daha linguale doğru açılı olması önerilir (Saadoun ve ark., 1999). Misch'e göre; fasiale açıldırılmış implantlar hem estetik hem de biyomekanik prensipler açısından uygun olmamakla birlikte komplikasyon riski daha fazla olmaktadır. Palatinal açıldırılan implantlarda, vestibul konturun fazla olması sebebiyle gıda artığı birikimi ile karşılaşmaktadır. İdeal açılanma ise estetik açıdan avantaj sağlar ve implanta gelen kuvvetler biyomekanik açıdan uygundur (Misch, 2015).

**Alveolar proses yüksekliği (H):** alveolar proses tepesi ile çenelerin önemli hayati yapıları (burun sinüs tabanı, mental foramen, mental sinirin ön halkası) arasındaki mesafedir. Daha iyi bir implant/kron oranı sağlamak için estetik bölgedeki minimum dental implant uzunluğu 10 mm'dir (Davies ve ark., 2002).

**Alveolar proses genişliği (W):** alveolar prosesin tepesinden 3 mm (W1) ve 6 mm (W2) seviyesinde ölçülen alveolar proses genişliği ile belirlenir. En küçük ölçüm olmalıdır (Allen ve Smith, 2000).

**Dişsiz çene segmentinin uzunluğu (L):** Komşu dişler veya implantlar arasındaki en az mesafe ile belirlenir. 2 implant arasındaki minimum mesafe en az 3 mm ve implantlar ile doğal kökler arasındaki minimum mesafe en az 1,5 mm olmalıdır (Juodzbaly ve Kubilius, 2013).



**Şekil 2. 4** Dişsiz maksilla segmenti. (H: yükseklik, W: kalınlık, L: genişlik) (Juodzbalyis ve Kubilius, 2013).

Estetik bölgedeki implant tedavisinin birincil hedefi, yüksek öngörülebilirlik ve düşük komplikasyon riski ile sonuçlanan en uygun estetik tedavidir (Buser ve ark., 1990; Araújo ve ark., 2015).

Anterior estetik bölgede implant öncesi bazı parametreler değerlendirilmelidir; (Çakın, 2019)

- Bukkal kemiğin kalınlığı, yüksekliği ve yapısal bütünlüğü
- Bukkopalatinal olarak kemik kalınlığı
- Çekim bölgesinin meziodistal olarak genişliği,
- Alveol kemiğinin yüksekliği ve eğimi
- Komşu dişlerdeki alveol kemik kalınlığı ve yüksekliği
- Nazopalatinal kanalın yeri ve yayılımı
- Apikal kemik yüksekliği

### 2.3.2. Kemik Yapının Sınıflandırılması

Kemik yoğunluğunun oral implantoloji için önemi yıllardır bilinmektedir. Linkow, 1970 yılında kemik yoğunluğunu 3 grupta incelemiştir (Linkow ve Cherchève, 1970).

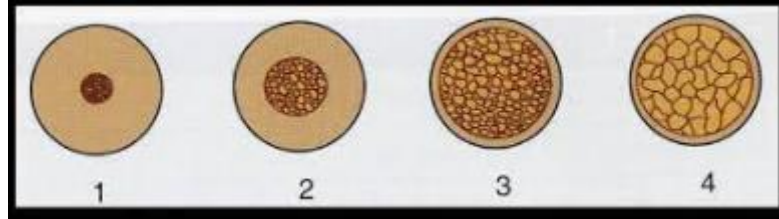
**Sınıf 1 kemik yapısı:** Sık ve eşit aralıklı trabeküler yapıdan oluşmaktadır. Bu kemik yapısı idealdir.

**Sınıf 2 kemik yapısı:** Bu kemik yapısında boşlukların miktarı fazladır ve daha düzensiz bir şekil oluşmuştur.

**Sınıf 3 kemik yapısı:** Kemik trabekülleri arasında geniş boşluklar vardır.

Sınıf 3 kemikte implantın kemiğe zayıf bir bağlantısı vardır. Sınıf 2 kemik implant başarısı açısından tatmin edicidir. Sınıf 1 kemiğin ise implant protezleri için en ideal kemik tipi olduğu belirtilmiştir (Linkow ve Cherchève, 1970).

1985 yılında Lekholm ve Zarb, çene kemiğinin anterior bölgesindeki kemik kalitesi için dört tip sınıflandırma yapmışlardır (Lekholm, 1985).



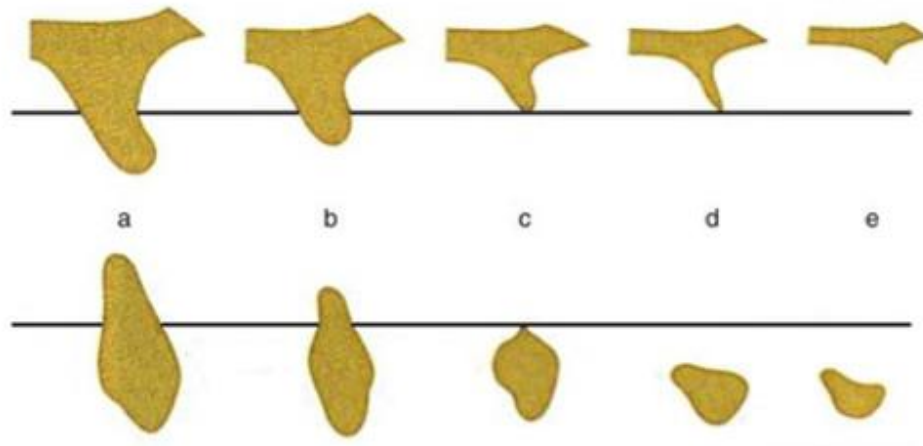
Şekil 2. 5 Lekholm-Zarb Kemik Sınıflaması.

Tip 1: Homojen kompakt kemik.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği saran kalın kompakt kemik.

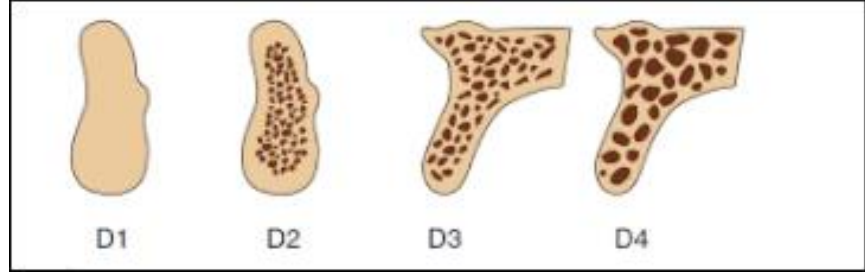
Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği saran ince kompakt kemik.

Tip 4: Düşük yoğunluklu trabeküler kemiğin etrafını saran ince bir tabaka kompakt kemik.



Şekil 2. 6 Lekholm ve Zarb'a göre alveoler kemik sınıflandırması.

1988 yılında Misch çene kemiği üzerindeki konumlarından bağımsız olarak yalnızca kortikal ve trabeküler kemiğin yoğunluğunu 4 farklı sınıfa ayırmıştır. Çenelerin benzer yoğunluktaki bölgeleri genellikle bu sınıflama ile uyumludur (Misch, 1999).



Şekil 2. 7 Misch kemik yoğunluğu sınıflaması.

**D1 Kemik:** Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe olan dişsiz anterior mandibulada bulunur.

**D2 Kemik:** Kret tepesinde yoğun ve kalın pöröze doğru kortikal kemik ve altında kaba dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada görülür.

**D3 Kemik:** Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve kortikal kemiğin altında ince trabeküler kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibulada görülür.

**D4 Kemik:** Neredeyse hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

Mineralizasyonu tamamlanmamış ve trabeküler içi boşlukları geniş olan çok daha yumuşak kemik yapıları D5 olarak tanımlanabilmektedir (Misch, 1999).

Kemik Tipi	Maksiller Ön Bölge	Maksiller Arka Bölge	Mandibular Ön Bölge	Mandibular Arka Bölge
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Tablo 2. 1 Kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (Misch, 1990).

Diş çekimi yapıldıktan sonra, çekim soketini çevreleyen demet kemiğin rezorpsiyonuyla başlar. Lameller kemikten oluşan demet kemiği 0,2-0,4 mm kalınlığa sahiptir ve dişe bağlı bir yapıdır. Katabolik değişiklikler, daha sonra önemli osteoklastik aktiviteye yol açan periodontal ligamentten kan desteğinin kesilmesiyle ilişkilendirilmiştir. Demet kemik dişe bağlı bir yapı olduğundan, diş çekimi sonrasında kademeli olarak rezorbe olur (Cardaropoli ve ark., 2003).

Anterior maksilladaki bukkal kemik duvarının kalınlığı, vakaların %90'ında 1 mm'den az, vakaların %50'sinde 0,5 mm'den az olduğu gösterilmiştir. Bu sebeple, esas olarak demet kemikten oluşan ince bukkal kemiğin, çekim sonrası rezorpsiyona eğilimli olduğu görülmektedir (Braut ve ark., 2011; Vera ve ark., 2012).

300 adet kafatasının incelenmesi ile yapılan çalışmada, diş çekiminin ardından oluşan kemik rezorpsiyonuyla birlikte kalan alveoler kemik miktarının, bazal kemiğin aşırı yük ve uygun olmayan protez kullanımı haricinde büyük oranda şekil değiştirmediğini, alveolar kemikte hem horizontal hem de vertikal kemik kaybı görüldüğünü bildirmişlerdir. Araştırmacılar çenelerin değişik bölgelerinde rezorpsiyon oranlarının da farklı olduğunu belirtmişlerdir. Buna göre maksillanın tamamında horizontal ve vertikal kemik rezorpsiyonları olurken, mandibulanın anterior bölgesinde vertikal ve horizontal, posterior bölgesinde ise sadece vertikal rezorpsiyon oluştuğunu bildirmişlerdir (Cawood ve ark., 2007).

**Cawood ve howell 1988 yılında alveol kreti sınıflamışlardır:**

**Sınıf I:** Dişli kret.

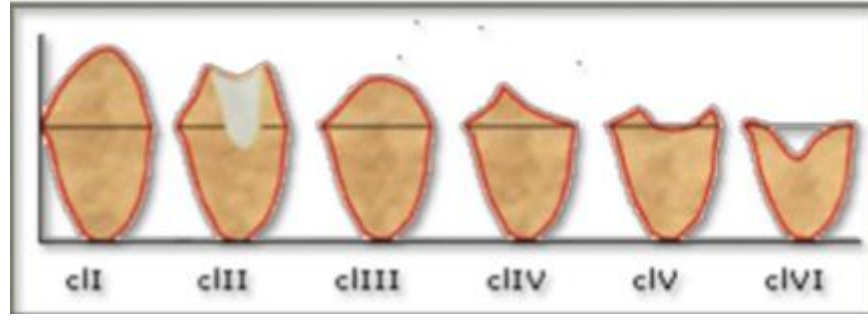
**Sınıf II:** Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret.

**Sınıf III:** Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret.

**Sınıf IV:** Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz bıçak sırtı formundaki kret.

**Sınıf V:** Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret.

**Sınıf VI:** Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip olan kret (Sutton ve ark., 2004; Cawood ve ark., 2007).



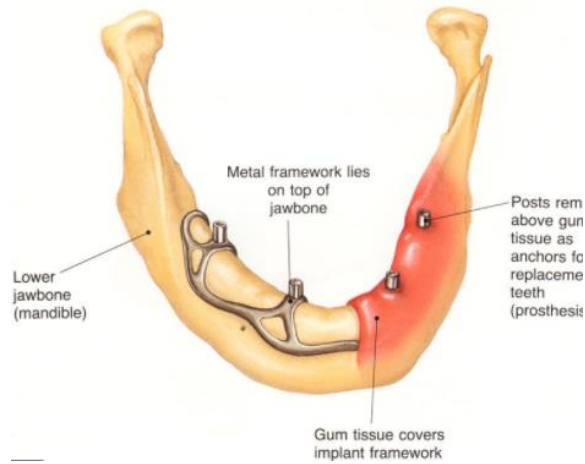
Şekil 2. 8 Cawood ve Howell'in alveoler kemik sınıflandırması.

## 2.4. Dental implant Çeşitleri

### 2.4.1. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implant, özel döküm çerçevenin doğrudan periostun altına yerleştirildiği bir implant alt yapısına ve üst yapısına sahiptir (Gupta ve ark., 2021).

Güvenilir değildir ve literatürde tekniği uzun vadede değerlendiren çok az nesnel veri vardır. Öngörülebilir osseoentegre implantlar çağında, subperiosteal implantlar için endikasyonlar artık son derece sınırlıdır (Kay ve ark., 1987).

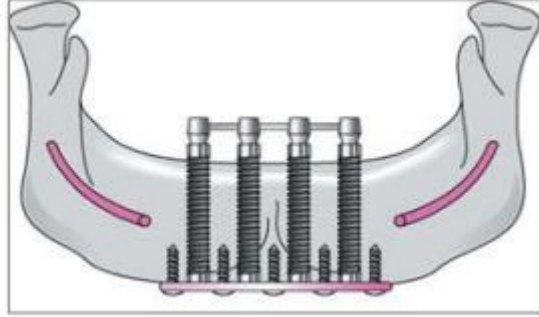


Şekil 2. 9 Subperiosteal implant.

### 2.4.2. Transosteal ( Transmandibular) İmplantlar

İleri derecede atrofik mandibula korpusunda kullanılması için geliştirilmiştir (Bosker ve Van Dijk, 1983). Transosteal implant her iki kortikal plakadan geçer (Gupta ve ark., 2021). Mandibular korpusun alt sınırına yerleştirilen taban plakası

kortikal vidalar ile üst parçaya sabitlenir. Transosseöz postlar taban plakasından uygulanarak stabilite sağlar ve ameliyat sonrası birbirlerine bağlanarak 2 dişlik kantilevere izin verir (Maxson ve ark., 1989).



**Şekil 2. 10** Transmandibular implant.

### **2.4.3. İntramukozal İmplantlar**

Total veya parsiyel hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, bu protezlerin iç kısımlarına yerleştirilen implantlardır. Buton şeklindedir. İntramukozal, submukozal, subdermal ya da buton implantlar olarak da bilinirler (Tunalı, 2000).

### **2.4.4. Endodontik İmplantlar**

Endodontik implantlar endodontik stabilizörler olarak da isimlendirilmektedir (Weine, 1982). Kemik desteği yetersiz bir kronu stabilize etmek amacıyla kök apeksi ötesine kemik içine giren metalik uzantılardır (GÖRGÜL).

#### **Endikasyonları (GÖRGÜL);**

- 1.Köprü ayağı olarak kullanılacak diş daha fazla kök uzunluğu gerekiyorsa.
- 2.Periodontal problemlili diş çekildikten sonra yerine yeni bir restorasyon yapmak oldukça zor ise.
- 3.Diş periodontal problemlili ve komşu dişlerin ayak olarak kullanılması mümkün değilse.

## 2.4.5. Endosseöz implantlar

Endosteal implantlar maksilla ve mandibulanın sadece bir kortikal plakasını deler. En sık kullanılan endosteal implant, kök şeklindeki implanttır (Gupta ve ark., 2021). Günümüzde en çok uygulanan implant çeşidi olup 4 tipi mevcuttur.

1. Blade tip implantlar
2. Vent tip implantlar
3. Silindirik tip implantlar
4. Konik tipi implantlar (Tapered implant)

### 2.4.5.1. Blade Tip İmplantlar

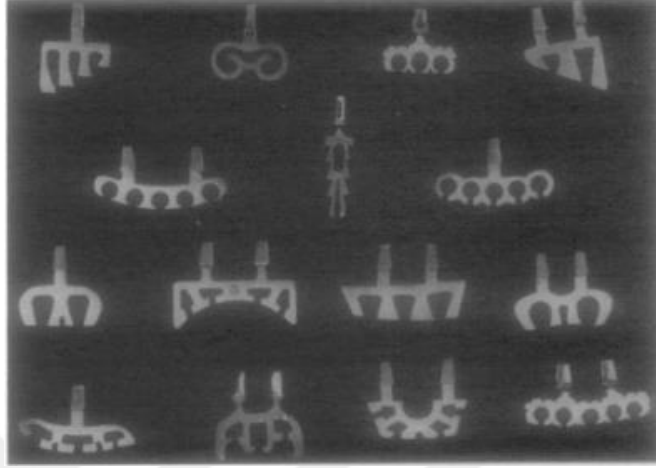
Blade tip yani bıçak sırtı tarzında olan implantlardır. Linkow, implant tasarımlarıyla diş köklerini kopyalamaya veya stimüle etmeye çalışmaktan tamamen uzaklaşma zamanının geldiğini belirtmiştir (Linkow ve ark., 2013). Blade tipi implantın bir yüzeyi vardır, ancak alt sınırı boyunca bıçak sırtı kenarı yoktur. Bu, implantın doğrudan kemiğe kolayca takılmasını ve son derece hassas bir uyum oluşturmasını sağlar. Her iki tarafta da onu çevreleyen kemikle tamamen veya tamamına yakını temas halinde olacak, böylece genel tutuculuk arttırılacaktır(Linkow, 1970).

İnce kretli çenelerde konik ve silindirik tip implantların uygulanamayacağı veya implant öncesi greftleme işlemlerinin gerektiği vakalarda endikedir. Yapılan çalışmalarda atrofik mandibulaya immediyat uygulanan blade tip implantların prognozu yeterli bulunmuştur(Linkow ve ark., 2013). Bukkolingual boyutu çok ince olduğundan, implant yerine yerleştirildikten sonra onu çevreleyen kemikli duvarlar neredeyse birbiriyle temas halinde olacaktır. Yani implant uygulandığında, bazal kemik trabeküler kemik ve kortikal kemiğe aynı anda temas edebilmektedir. Bu, iyileşmenin rejeneratif aşamasını daha gerçekçi hale getirir(Linkow, 1970; Linkow ve ark., 1973; Linkow, 1984).

#### **Blade tip implantların avantajları** (Linkow ve ark., 2013);

1. Başka hiçbir implant türünün kullanılmadığı bıçak sırtı kretlerde başarıyla kullanılabilir.

2. Alveolar kemik yüksekliğinin çok az olduğu silindirik ve konik implantların uygulanmadığı bölgelerde rahatlıkla uygulanabilir.
3. Diğer implant türlerine kıyasla daha fazla metal-kemiğe temas sağlar.
4. İmplantlar içerisindeki açıklıklar sayesinde kemik birikmesine izin verir.



**Şekil 2.11** Blade implantlarının çeşitli tasarımları, birçok farklı durumda kullanımlarına izin verir ve rezidüel alveolar kemiğin birçok farklı şekline adaptasyon sağlar(Linkow, 1970).

#### 2.4.5.2. Vent Tip İmplantlar

Osseointegrasyonun sağlanmasında avantaj sağlaması amacı ile implant tasarımına genellikle silindirik tarzda boşluk eklenen implantlardır. İmplant, maksimum kemik-implant teması ve minimum kemik yıkımı sağlar. İmplant gövdesinde delikler mevcuttur. Bu delikler osseointegrasyon sırasında kemikle dolar. Bu stabiliteyi artırır (Lubar ve Katin, 1990).

İçi boş sepet tasarımı, aynı uzunluk ve çaptaki katı bir silindirin kemik temasının neredeyse iki katı kemik teması sağlar. Silindir duvarlarındaki delikler, stabiliteyi artırmak ve yük dağılımını iyileştirmek için implant boyunca kemik büyümesini sağlar. Osseointegrasyona izin veren titanyum veya titanyum alaşımı kullanılır. Delikli içi boş silindir tasarımı, implant içindeki dikey yük üzerindeki stresleri en aza indirir ve çevreleyen kemiğe daha büyük bir yük aktarımı sağlar (Sutter, 1983).

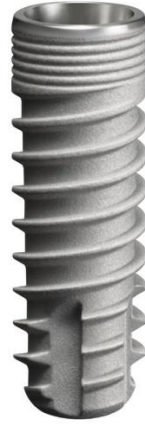


Şekil 2. 12 Vent tipi implantlar.

### 2.4.5.3. Silindirik Tip İmplantlar

İmplant gövdesinin gövde dizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki kemik cevabı ve implanta gelen dikey ve yatay kuvvetlerde stresin alveolar kemiğe nasıl dağılacığını belirleme açısından önemli bir role sahiptir (Watzek, 1996).

Silindirik implantlar kemiğe makroskobik olarak tutuculuk sağlayabilmesi için yüzeylerine plazma sprey ve hidrosiapatit kaplama uygulanarak üretilen paralel duvarlı implant türüdür (CE, 2011). Silindirik implantlarda osseointegrasyon, implant yerleştirildikten sonra başlar. Fakat yüzey özelliklerinin de asit etch, kumlama, titanyum veya kalsiyum hidroksit kaplama gibi işlemlerden geçirilmesi gerekmektedir (Misch, 2005). İmplantın hazırlanan yuvaya yerleştirilmesi sırasında konik implantlara göre daha az sıkışma kuvvetine maruz kalırlar. Konik implantlarda sıkışma kuvveti fazla olduğu için primer stabilitenin de fazla olduğu bildirilmiştir (Elias, 2011).



**Şekil 2. 13** Silindirik tipteki implant tasarımı.

#### **2.4.5.4. Konik Tip İmplantlar**

Günümüzde en çok kabul görmüş dizayn silindirik formda kök yapısına benzeyen implantlardır. Konik şekilli implantların protetik uygulamalarda, iyileşmede ve yerleştirmede sağladığı kolaylığın ve stres dağılımının, blade ve vent tipi implantlara göre daha iyi olduğu görülmüştür. Bu nedenlerden dolayı günümüzde daha fazla tercih edilmektedirler (Watzek, 1996). Primer stabilizasyonu en başarılı implant formudur (Spiekermann, 1995). Paralel duvarlı, dişsiz implantların kullanımı, artan implant başarısızlık oranı ile ilişkilendirilmiştir. Buna karşılık, konik implantların, doğal kök formunu taklit ederek çevredeki kemiğe yük dağılımını desteklediği öne sürülmüştür (Maiorana ve Santoro, 2002; Chrcanovic ve ark., 2014; Alshehri ve Alshehri, 2016). Sıkışma kuvveti daha fazla olacağı için immedat implant uygulamalarında sıklıkla tercih edilmektedir.

Konik şekilli olduğu için dişin yakınına yerleştirilmesi sırasında kök perforasyonu oluşturma riski silindirik tipteki implantlara göre daha düşüktür (Shapoff, 2002).



**Şekil 2. 14** Konik tipteki implant tasarımı.

Konik implantlar uygulanan kuvvetin kemikte daha iyi dağılımını sağlarken silindirik tipteki implantlar uygulanan kuvvetlerin kemiğe makaslama kuvvetleri tarzında iletilmesine sebep olur (Misch, 2007).

Heidari ve ark. benzer çap ve uzunluklara sahip silindirik ve konik implantların implant ve çevresindeki kemikteki stres ve gerinim dağılımı üzerindeki etkisini değerlendirmiş. Bu araştırmacılar artan implant konikliği ile von Mises stresinin ve kemikte oluşan stresin arttığı sonucuna vardı (Heidari ve ark., 2009).

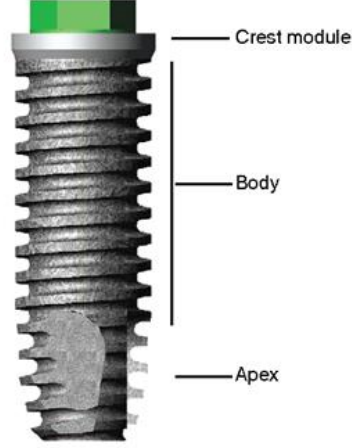
## **2.5. İmplant Geometrisi**

İmplant gövdesinin gövde dizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki kemik cevabı ve implanta gelen dikey ve yatay kuvvetlerde stresin alveolar kemiğe nasıl dağılacığını belirleme açısından önemli bir role sahiptir (Watzek, 1996).

İmplant dizaynının, kemik cevabında önemlidir. İmplant dizaynı, stres transferi için mevcut olan yüzey alanını belirler ve implantın başlangıç stabilitesini yönetir. İmplantların sonlu eleman analiz çalışmaları, implant şekline göre değişen kemiğe iletilen stresin dağılımını ve büyüklüğünü etkiler (Rieger ve ark., 1989; Mammadzada, 2009).

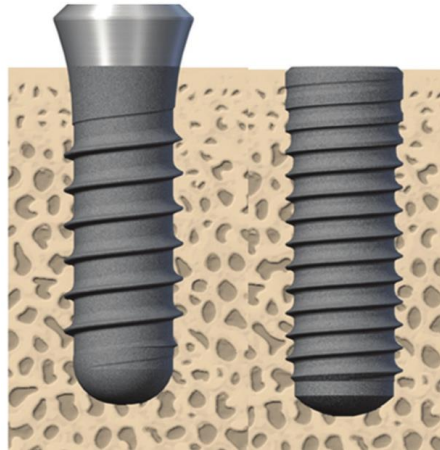
İmplanta gelen kuvvetlere bağlı olarak implant çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımı; implant gövdesinin tasarımı, yiv şekli, implant materyal özellikleri, implant yüzey özellikleri, implant boyun bölgesi tasarımı, implant çapı, implant uzunluğu, implantın yerleştirme açısı gibi birçok faktörden etkilenmektedir (Chun ve ark., 2002).

İmplant gövdesi; krest modülü (servikal geometri), gövde ve apekten oluşacak şekilde bölünebilir. (şekil)



Şekil 2. 15 İmplantın gövde dizaynı.

İmplantın boyun kısmı doku seviyesi ve kemik seviyesi olarak iki farklı başlıkta incelenmektedir. Dişetin ince fenotipli olduğu hastalarda kemik seviyesi implantlar, kalın fenotipli olduğu hastalarda doku seviyesi implantlar sıklıkla kullanılmaktadır. Bununla birlikte implantın etrafındaki dişetinde oluşan hastalıklar sonucunda meydana gelen yumuşak doku kayıpları sonucunda implant yivlerinin açığa çıkması doku seviyesi implantlarda daha sık meydana gelmektedir. Doku ve kemik seviyesi implantlar arasında boyun bölgesinde meydana gelen stres açısından baktığımızda kemik seviyesi implantlar lehine fark olsa da kemik kaybı bakımından herhangi bir fark olmadığı görülmüştür (Vouros ve ark., 2012; Eser ve ark., 2013).



Şekil 2. 16 Sırasıyla doku seviyesi implant, kemik seviyesi implant.

### 2.5.1. İmplant Çapı

İmplant çapı, en geniş implant yivi ile karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafedir. Çap, yivin dış boyutunu ölçer. İmplant çapı, abutmente bağlı implantın arayüzünde ölçülen implant platformu ile eş anlamlı değildir. Çeşitli implant genişlikleri ve platformları mevcut olduğundan, geniş platformlu bir implant, artan implant yivi çapıyla her zaman tesadüfi değildir.

İmplantların uzunluğu ve çapı orijinal olarak bu implantların ortalama alveolar prosesde kullanımına izin verecek şekilde tasarlanmıştır. Mevcut implantların çapları 3 ila 7 mm arasında değişmektedir. İmplant çapı gereksinimleri hem cerrahi hem de protetik gereksinimlere dayanmaktadır. Alveolar kemiğin kortikal plakalarından maksimum stabilite elde etmek için, implantların genişliği, bukkal ve lingual plakaların mümkün olduğunca çoğunu angaje edecek şekilde tasarlanmıştır. Kısmi dişsiz veya tek diş boşlukları için kullanılan implantlar da komşu doğal dişlerin kısıtlamalarına uymalıdır (Lee ve ark., 2005).

Lee ve arkadaşlarının 2005 yılında yapmış oldukları derlemede ideal implant çapının alveolar krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilerek maksimum stabiliteyi sağlayacak implantlar olduğunu savunmuşlardır (Lee ve ark., 2005). Bu şekilde en geniş implantın kullanılmasıyla oluşan çaptaki artış implantın yüzey alanını genişleterek daha fazla implant-kemik kontak alanı oluşmasını sağlamakta ve artan implant-kemik kontak alanı ile implant üzerine gelen stresin daha iyi dağılmasını sağlamaktadır (Langer ve ark., 1993). Stresin daha iyi dağılması krestal kemikte oluşabilecek potansiyel kemik kaybının azalmasını sağlayabilir. İmplantın çapındaki her 1mm'deki artış implantın fonksiyonel yüzey alanının %30 dan %200 kadar artmasını sağlamaktadır (Lautenschlager ve Monaghan, 1993). Dişlerin birçoğunun kronal bölgesindeki çapı 4 mm den büyüktür, implantlarda büyük çap daha iyi bir protetik çıkış profili sunmakta ve implant yüzeyine gelen stresi daha geniş kemik bölgesine ileterek daha iyi bir yük dağılımı sağlamaktadır (Lautenschlager ve Monaghan, 1993). Bununla birlikte, geniş implantların kullanımı, doğal bir çıkış profili için rezidüel kemik genişliği ve estetik gereklilikler ile sınırlıdır.

Yapılan sonlu elemanlar analiz çalışmalarında implant çapının 2.9 mm'den 4.2 mm kadar olan artışındaki stres dağılımının en fazla olduğu ve stres dağılımının 5 mm kadar etkin bir şekilde gerçekleştiğini ancak 5mm'lik çaptan sonra stresin etkin

bir şekilde azalmadığını ve 5mm'lik çapın stres dağılımı için en etkin maksimum çap olduğu ortaya konulmuştur (Himmlova ve ark., 2004; Pellizzer ve ark., 2013).

### 2.5.1.1. Dar Çaplı İmplantlar

Lee ve arkadaşları yaptıkları retrospektif çalışmada çapı 3,75 mm ve 5 mm arasındaki implantlara standart çapta ve 3,75 mm'den daha dar olan implantların ise dar çaplı olarak adlandırmışlardır (Lee ve ark., 2019).

	Ekstra Dar	Dar	Standart	Geniş
Çap	<3,0 mm	≥3,0 mm <3,75 mm	≥3,75 mm <5 mm	≥5 mm

**Tablo 2. 2** Al-Johany ve arkadaşlarının implant çapı için önerdiği sınıflama (Al-Johany ve ark., 2017).

Santral ve lateral kesici bölgede standart çaplı implantların kullanımı, özellikle bu bölgelerde sınırlı meziodistal ve bukkolingual kemik mevcudiyeti gösterdiğinde, zorlu olmaya devam etmektedir (Tarnow ve ark., 2000; Cho, 2007). Dar çaplı implantların kullanımı, dehissens ve fenestrasyon oluşumunu azaltan ve greftleme tekniklerine olan ihtiyacı ortadan kaldıran bu klinik durumlar için endikedir (Anitua ve ark., 2016; Iegami ve ark., 2017; Lee ve ark., 2019; Cruz ve ark., 2021). Bununla birlikte ileri cerrahi işlemler zorunluluğunu ve sonuçta greftin açılması, enfeksiyon, yapışık dişeti azalması gibi durumların yaşanma ihtimalini azaltmaları, kullanılan materyal azalması ile tedavi maliyetlerinin azalması ve tedavi sürecinin kısılması gibi avantajlar bulunmaktadır (Assaf ve ark., 2015).

Dar çaplı implantlar için başlıca endikasyon, mandibular kesici dişlerin ve maksiller lateral kesici dişlerdir. Dar çaplı implantlar, önerilen implant bölgesinin çapı 5 mm'den küçük olduğunda ve greftlemeye veya dişlerin ortodontik olarak yeniden konumlandırılmasına uygun olmadığında ve adolesan veya yetişkin dişlerinin immedat olarak değiştirilmesinde de endikedir (Vigolo ve Givani, 2000; Minsk, 2001).

Aşırı marginal kemik kaybı, implant başarısızlığına yol açabilecek ikincil faktörlerden biri olarak kabul edilebilir (Çağlar ve ark., 2010). Dar çaplı implantlar ile standart çaplı arasında marginal kemik açısından bir fark bulunmamıştır

(Ajanović ve ark., 2015). Bu nedenle daha dar çaplı implantlar tatmin edici sonuçlarla kullanılabilir. Mekanik komplikasyonlarla ilgili olarak, literatür dar çaplı implantlarla ilgili olarak, esas olarak ataşman vidasının gevşemesi ve kırılması olmak üzere çeşitli vakalar bildirmektedir (Goiato ve ark., 2014). Ancak bu, implant çapından bağımsız olarak protez başarısızlıklarının benzer olduğunu göstermiştir. Yine de protez tipindeki farklılıklar nedeniyle bu sonuca dikkatle bakılmalıdır (Davarpanah ve ark., 2000; Cruz ve ark., 2021).

Dar çaplı implantların birincil dezavantajlarından biri, oklüzal yüklenmeye karşı direncin azalmasıdır (Himmlova ve ark., 2004). Daha geniş implantların stres dağılımı ve kırılma direncindeki teorik gelişmeler, birçok durumda dar implantların kullanımını ortadan kaldıracaktır. Ancak hayvan çalışmalarında, bir implantın retansiyonu çapıyla değil, implantın uzunluğuyla ilişkilendirilmiştir (Block ve ark., 1990). Bu, aksiyal ve teğetsel yüklemenin biyomekanikte kritik faktörler olmadığı durumlarda dar implantların kullanılabileceğini düşündürür (Lee ve ark., 2005).

### **2.5.2. İmplant Uzunluğu**

İmplant uzunluğu, platformdan implantın tepesine kadar olan boyuttur. Daha uzun implantların daha iyi başarı oranları ve prognozu garanti ettiği, implant diş hekimliğinde bir aksiyom olmuştur. Uzunluk ve başarı oranı arasında doğrusal bir ilişki kanıtlanmamış olsa da, çalışmalar daha kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranlarına sahip olduğunu göstermiştir (Winkler ve ark., 2000).

Çoğu implant şirketi tarafından üretilen en kısa implant uzunluklarından biri olan 7 mm'lik implant, diğer implant uzunluklarından daha fazla başarısızlık sergiler (Wyatt ve Zarb, 1998). Bununla birlikte, implant uzunluğu ile sağ kalım arasındaki ilişki sınırlıdır. Sabit tek üniteli restorasyonlarla ilgili bir çalışma, özellikle 13 mm'den fazla uzunlukta implant uzunluğu ile başarı arasında bir ilişki olmayabileceğini göstermiştir (Eckert ve ark., 2002). Başlangıç mobilitesi ile implant uzunluğu arasında hiçbir ilişki kurulmamıştır ve mekanik analizler bu durumu desteklemiştir (Douglass ve Merin, 2002). İmplant uzunluğunun artırılmasının başarı oranını ancak bir dereceye kadar artırabileceği gösterilmiştir (Lum, 1991).

Arayüzde aşırı stresleri önlemek için oklüzal kuvvetlerin geniş bir implant yüzey alanı üzerinde dağıtılması gerektiğine inanıldığından, kısa implantların kullanımını yaygın olarak tavsiye edilmemektedir (Block ve ark., 1990). Sonlu elemanlar analizi (FEA), oklüzal kuvvetlerin öncelikle implant arayüzünün tüm

yüzey alanı boyunca eşit olarak değil de krestal kemiğe dağıldığını göstermiştir. Çiğneme kuvvetleri hafif ve geçici olduğundan, bu kuvvetler normalde kemik tarafından iyi tolere edilir (Lum, 1991). Bu, implant uzunluğunun biyomekanik stabilite ile lineer olarak ilişkili olmamasının bir nedeni olabilir. Uzun süreli çalışmalar, 7 mm'den kısa implantların başarısızlıklarında çarpıcı bir artış olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, olası sinüs kaldırma prosedürlerinin yerini almak için porözlü yüzey işlemlerine sahip 5 mm kadar kısa implantlar kullanılmaya başlanmıştır (Deporter ve ark., 2000).

Artan implant uzunluğunun önemi; osseointegrasyon krestal kemik arayüzünde değil, daha çok başlangıç stabilitesinde ve kemik-implant arayüzünün toplam miktarında bulunur. Artan uzunluk, abutmentler yerine vidalandığında tork veya kesme kuvvetlerine direnç sağlayabilir. Bununla birlikte, artan uzunluk, kretin tepesinde implant çevresindeki transosteal bölgede meydana gelen stresi azaltmak veya osseointegrasyon sağlama yeteneğini değiştirmek için çok az şey yapar (Steigenga ve ark., 2003b).

Kemik tipi ve kortikal kemik bağlantısı implant uzunluğundan daha önemli faktörler olabilir. Daha kısa implantların bariz başarısızlığı, aynı zamanda daha düşük kemik kalitesine sahip olan maksiller posterior bölgelerde kısa implantların yaygın kullanımından kaynaklanıyor olabilir (Geng ve ark., 2001; Lee ve ark., 2005).

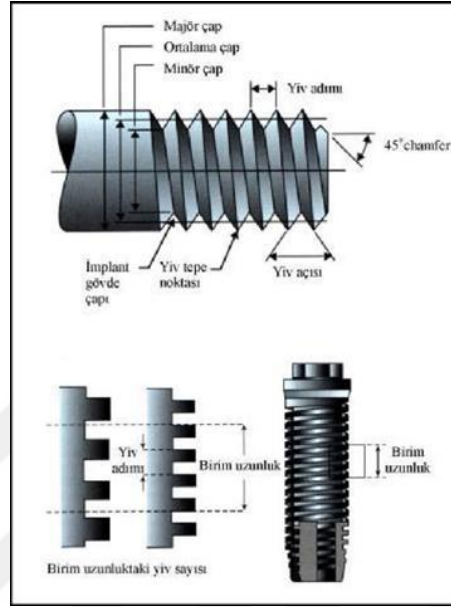
### **2.5.3. İmplant Yiv Tasarımı**

Dental implantlarda fonksiyonel kuvvetlerin çevreleyen kemik dokusuna iletilmesinde yiv tasarımı biyomekanik açıdan önemli bir yere sahiptir. Yivler primer stabilizasyonu ve implant yüzey alanını arttırmak, implant-kemik arayüzeyinde gerilme dağılımını sağlamak için implant tasarımında kullanılırlar. Yivler implant üzerine gelen kuvvetleri kemiğe sıkıştırma kuvvetleri olarak ileterek uygun yük dağılımını sağlamaktadır. İmplant biyomekaniğindeki en önemli unsurdur (Valen, 1983; Rieger ve ark., 1990; Steigenga ve ark., 2003a). Yivlerin sayısının ve derinliğinin artırılması ile toplam yüzey alanı anlamlı bir şekilde büyümekte ve toplam gerilme miktarı azaltılabilmektedir (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Ivanoff ve ark., 1999; Mammadzada, 2009).

Yivli bir implantın işlevsel yüzey alanı silindir implantın yüzey alanına göre en az %30 daha fazladır ve yiv geometrisine bağlı olarak %500 katını geçebilir. İşlevsel

yüzey alanındaki bu artış kemik-implant ara yüzünde oluşan stresleri azaltır ve yiv geometrisi ile doğrudan ilişkilidir (CE, 2011).

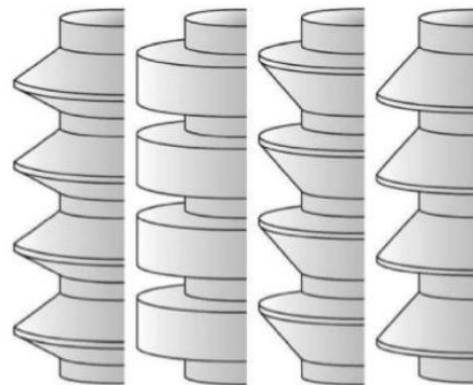
İmplant yiv tasarımını ortaya koyan 3 ana unsur; yiv şekli, yiv adımı ve yiv derinliği olarak sayılabilir.



Şekil 2. 17 İmplant üzerindeki makrodizaynı oluşturan yapılar.

### Yiv şekli

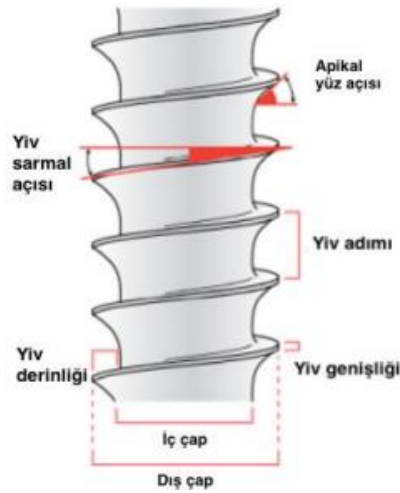
Yiv şekilleri V yiv, payanda yiv, Ters payanda Yiv ve Kare yiv olarak 4'de ayrılabilir (Steigenga ve ark., 2003a).



Şekil 2. 18 İmplant yiv şekilleri (Sırasıyla: Üçgen yiv formu, Kare yiv formu, Ters payanda yiv formu, Payanda yiv formu).

İmplant üzerine gelen yükleri kemiğe sıkıştırma kuvveti olarak daha etkili ileten yiv şeklinin “kare yiv” tasarımı olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (Bumgardner ve ark., 2000) ancak klinik prosedürde kare yivli implantların uygulanması uygulanan yiv açma prosedürlerinden dolayı v yiv implantlara göre daha zordur. V yiv tasarımlı implantlar ise; kemik içerisinde kısmi olarak kendi yuvasını açabildiğinden, uygulanması daha kolay ve uygulama sırasında kemikte istenmeyen stres oluşturmamaktadır. Çalışmalarda; v yiv tasarımının implant üzerine gelen kuvvetleri sıkıştırma kuvvetlerine dönüştürülmesinde kare yivler kadar başarılı olmadığı, payanda yiv tasarımının ise üst kısmı v yiv, alt kısmı ise kare yiv şeklinde olduğu ancak kuvvetleri sıkıştırma kuvvetlerine dönüştürmedeki başarısı kare yive benzemediği öne sürülmüştür (Bumgardner ve ark., 2000).

Kare yiv tasarımının (standart V-şekilli veya payanda yivin aksine) protezin aksel yükünü alarak ve kemiği sıkıştırmak için implant gövdesi boyunca daha aksel bir yük aktararak makaslama kuvvetini azaltmak için önerilmiştir. Aksel yükleme koşulları ile karşılaştırıldığında, aksel olmayan, makaslama kuvveti altında artan hücresel inflamatuvar yanıtlar gözlemlenmiştir (Barbier ve Schepers, 1997).



Şekil 2.19 Yiv Geometrisi (Abuhussein ve ark., 2010).

<b>V Şekilli Yiv</b>	Paragon Calcitek 3i ITI Nobel Biocare
<b>Kare şekilli yiv</b>	Biohorizons
<b>Payanda yiv</b>	Steri-Oss

**Tablo 2. 3** Piyasadaki implantların yiv seçenekleri.

En iyi stres dağılımını sağlayan yiv tasarımı sonlu elemanlar analizi ile incelendiğinde, yiv tasarımları arasında herhangi bir farklılık olmadığı görülmüştür (Gümüş, 2007). Ancak klinik uygulamalar açısından da bakıldığında v yivin klinik olarak uygulanmasının kare yivden daha rahat olmasından ve stres dağılımında diğer yiv tasarımları ile benzer sonuçlarının olmasından dolayı, v yiv tasarımı birçok firma tarafından tercih edilmiştir (Misch, 2005; Ao ve ark., 2010). V şeklindeki yivler yerleştirme için daha fazla tork gerektirirler. Yiv formu kare olan implantlar, sıkıştırma (baskı) kuvvetlerini dağıtmaya daha uygundur. Ayrıca, kare yiv tasarımının V ve ters açılı formlara göre, daha fazla implant kemik temas alanı sağladığı ve aynı zamanda daha yüksek ters tork değerine sahip olduğu belirtilmiştir (Steigenga ve ark., 2004). Yapılan sonlu eleman analizi çalışmalarında kare yiv şeklinin; V ve ters payanda tasarımlara göre makaslama ve sıkışma kuvvetleri karşısında kemikte daha az stres oluşturdukları görülmüştür (Steigenga ve ark., 2003a; Mammadzada, 2009).

### **Yiv Adımı**

Komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafe olarak veya birim alandaki yiv sayısı olarak tanımlanmaktadır (Misch, 2004). Bugünkü popüler implant dizaynları farklı yiv eğimlerine sahiptir. İmplantların her biri, uzunluk başına farklı yiv sayıları içerir; en fazla yiv sayısı BioHorizons için, en az yiv sayısı Strauman içindir. Eğer tüm faktörler aynıysa, en fazla yiv sayısı en fazla yüzey alanı demektir(Misch, 2005). Çalışmalarda uygun stres dağılımını sağlayan yiv adımı aralığının 0.35 mm ile 0.9 mm arasında olduğu görülmüştür (Kong ve ark., 2008; Ao ve ark., 2010; Ausiello ve ark., 2012).

<b>Strauman</b>	1,5 mm
<b>SteriOss</b>	0.8 mm
<b>Nobel BiocareZimmer</b>	0.6 mm
<b>BioHorizons</b>	0.4mm
<b>LifeCore</b>	0.6 mm

**Tablo 2. 4** Piyasadaki implantların yiv adımı genişlikleri.

### **Yiv Derinliği**

İmplantın gövdesinden yivin en uç kısmına kadar olan mesafe olarak ifade edilir (Misch, 2004). Mevcut yiv sayısı ne kadar fazla ve yivlerin derinliği ne kadar büyük olursa, mevcut olan daha işlevsel yüzey alanı daha büyük olacağı için kemik teması fazla olacaktır (Steigenga ve ark., 2004).

Kong ve ark. (Kong ve ark., 2008) üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde yiv genişliği ve derinliği konfigürasyonlarının sanal bir durumda bazı dental implantların belirli bir yükleme koşulu altında stres dağılımlarını nasıl etkilediğini gösterdi. Sonuçlar yivin optimal yüksekliğinin ve genişliğinin sırasıyla 0,34–0,5 ve 0,18–0,3 olduğunu göstermiştir. Optimum yiv derinliğinin yaklaşık olarak 0.30 mm olduğu öne sürülmüştür (Kong ve ark., 2008; Ao ve ark., 2010; Ausiello ve ark., 2012). Çene kemiğindeki maksimum von Mises streslerinin değişimi, yiv genişliğinden ziyade yiv derinliğine daha duyarlı bulunmuştur. Vida tipi implant tasarımında, kemik içindeki stresin azaltılması için yiv genişliğinden çok yiv derinliği önemlidir. (Kong ve ark., 2008).

### **2.6. Dental İmplant Materyalleri**

Günümüzde kullanılan dental implantlar aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır;

- Komşu sert ve yumuşak dokular ile uyumlu olmalı
- Korozyona karşı dirençli olmalı
- Toksik ve alerjik olmamalı
- Mekanik, fonksiyonel ve termal gerilimlere dayanıklı olmalı
- Kolay şekillendirilebilmeli
- Yüzeyi kaplanabilmeli, şekillendirilebilmeli (Edgerton ve Levine, 1993; Davies, 1998)

## **2.6.1. Metaller**

Titanyum ve alaşımları uzun süreli klinik sonuçlarının tatmin edici olmasından dolayı dental implant üretiminde altın standart olarak kabul edilmektedir. Altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt gibi çeşitli metal ve alaşımların geçmişte kullanılmış olsa da günümüzde terk edilmiştir (Sykaras ve ark., 2000; Osman ve Swain, 2015).

### **2.6.1.1. Titanyum ve Alaşımları**

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin yoğunluğu ve şiddeti, dental implant materyallerinin seçiminde önemli bir etkiye sahiptir. Günümüzde implantların yapımında titanyum ve titanyum alaşımları en sık kullanılan materyallerdir (Duymuş ve Güngör, 2013). Titanyum ve alaşımları yüksek korozyon dayanımları ve biyolojik uyumlarının yanında kemikten daha sert olmasına rağmen, diğer tüm implant materyallerine göre kemiğe en yakın elastik modüle sahip olmasından dolayı tercih gören bir alaşımdır. Bu özelliği kemik-implant ara yüzünde stres dağılımının düzenli olmasına ve dengeli bir stres dağılımının oluşmasını sağlar (Lautenschlager ve Monaghan, 1993).

Ti-6Al-4V (Titanyum-alüminyum- vanadyum)'un implant materyali olarak tercih edilmesinin nedeni mekanik özelliklerinin uygun olmasının yanı sıra, titanyumun metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve çok stabil olan pasif film tabakası sayesinde mükemmel korozyon özellikleri olduğu bilinmektedir (Zhou ve Niinomi, 2008; Duymuş ve Güngör, 2013).

## **2.6.2. Seramikler**

Son yıllarda implant destekli sabit restorasyonlarda daha üstün bir estetik görünümün elde edilebilmesi için seramik implant ve dayanakların kullanımı ön plana çıkmıştır (Firidinoğlu ve ark., 2007). Günümüzde dental implantların üretiminde sıklıkla kullanılan materyal, alümina ilave edilmiş veya edilmemiş yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP, zirkonyum)'dir (Kohal ve ark., 2008; Egilmez ve ark., 2010). Zirkonyum dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastikiyet modülünün az olması nedeniyle son yıllarda diş hekimliğinde oldukça popüler bir hale gelmiştir (Hakkı ve Ertuğrul, 2009).

Zirkonyum implantlarla, beyaz-opak rengi sayesinde metal yansıması yapmadığı için estetik bir görüntü sağlanabilmektedir. Anterior maksillada alveoler kret genişliğinin yetersiz olduğu durumlarda titanyum implantlardaki dişeti altından gri-metal yansımasını önlemek amacıyla daha iyi estetik sonuçlar verebilecek zirkonyum implantları alternatif tedavi seçeneği haline getirebilmektedir (İzgi, 2020).

### **2.6.3. Polimerler**

Polimetilmetakrilat, politetrafloroetilen, polietilen, polisülfon, poliüretan, polieter eter keton gibi materyaller dental implant sanayisinde kullanılmıştır. İstenmeyen doku reaksiyonu ve yetersiz mekanik özellikleri nedeniyle çok fazla kullanım alanı bulamamıştır (Sykaras ve ark., 2000; Osman ve Swain, 2015).

### **2.7. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri**

Dental implantlar yerleştirildikten sonra kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında, osteointegrasyon olarak adlandırılan doğrudan temasın oluşması beklenmektedir. İmplantların uzun vadeli başarısı kemiğe erken osteointegrasyonuna bağlıdır (Le Guéhennec ve ark., 2007). Osseointegrasyonun kalitesini ve oranını etkileyen en önemli parametre ise titanyum implantların yüzey pürüzlülüğüdür. İmplant yüzeylerinde çeşitli şekillendirme yöntemleri ve teknolojileri denenmiştir. Titanyum implantların yüzey pürüzlülüğünün, implantın osseointegrasyonunu ve biyomekanik fiksasyon oranını olumlu yönde etkilediğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur. (Bagno ve Di Bello, 2004). Günümüzde TPS, seramik partikülleri ile kumlama ve asitleme, elektrokimyasal anodizasyon, CaP, HA en çok kullanılan yüzey topografik modifikasyonlarıdır (Novaes Jr ve ark., 2010).

#### **2.7.1. Fiziksel (mekanik) Metodlar**

Mekanik yöntemler fiziksel güçlerle yüzeyin şekillendirildiği metotlardır. En fazla kullanılan mekanik teknikler; işleme (machining), tornalama (turning), kesme (cutting), titanyum plazma sprey (TPS), kumlama (blasting) ve cilalamadır (polishing) (Le Guéhennec ve ark., 2007).

### **2.7.1.1. Kesme ve Tornalama (cutting and turning)**

Tornalama işlemi paslanmaz çelik kullanılarak yapılan implant yüzeyini pürüzlendirme işlemidir. Tornalama işlemiyle metal yüzeyinde morfolojik değişiklikler oluşmakta ve daha kontrollü yapılabildiği için titanyum ve alaşımlarında kesme gibi mekanik deformasyona sebep olmamaktadır (Gaviria ve ark., 2014).

### **2.7.1.2. Titanyum Plazma Sprey ile Pürüzlendirme (TPS)**

Titanyum plazma sprej (TPS) ile kaplama 1974 yılından itibaren Schroeder ve ark. tarafından implant yüzeylerini pürüzlendirmek için kullanılan bir tekniktir. Plazma spreyleme tekniği genellikle hidroksiapatit (HA) ve titanyum (Ti) gibi kalın bir yığılma tabakası içermektedir. Kaplama işlemi yüksek ısı ile eritilmiş materyallerin implant yüzeyine püskürtülmesi şeklindedir. Plazma sprej ile pürüzlendirme işleminin amacı yüzey pürüzlülüğünü arttırarak implantların yüzey alanını arttırmaktadır (Ong ve Chan, 2000). Metal implantlar temel olarak hidroksiapatitten oluşan kalsiyum fosfat tabakaları ile kaplanır. İmplant yerleştirildikten sonra, peri-implant bölgesine kalsiyum fosfat salınması vücut sıvılarının doygunluğunu artırır ve implant yüzeyi üzerine biyolojik bir apatit çökelir (Daculsi ve ark., 2003) . Biyolojik apatit tabakası, osteojenik hücre tutunması ve büyümesi için endojen proteinleri içeren bir matris olarak kullanılabilir (Davies, 2003). İmplant çevresindeki kemiğin iyileşme süreci bu biyolojik apatit katmanı tarafından geliştirilir. Titanyum implantların kemik dokusuna osseointegrasyonu kalsiyum fosfat kaplama varlığında daha hızlıdır (Morris ve ark., 2000). Hiçbir işlem yapılmamış titanyum implantlarla kıyaslandığında uzun vadede bu kalsiyum fosfat kaplamaların klinik başarıyı artırdığı bilinmektedir (Simmons ve ark., 1999; HAYRAN, 2016).

### **2.7.1.3. Kumlama ile Pürüzlendirme (Blasting)**

Yüzeyi pürüzlendirmek için kullanılan diğer bir yöntem grit ile kumlama işlemidir. Bu yöntem sert seramik parçacıkları veya silika partiküllerinin basınçlı bir şekilde implant yüzeyine püskürtülmesi işlemidir. Kum, hidroksiapatit, alümina ya da TiO<sub>2</sub> partikülleri gibi materyaller de bu amaç için kullanılmaktadır. Partikül

büyükliğüne bağlı olarak, farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip titanyum implantlar üretilebilir (Ban ve ark., 2006; Velasco-Ortega ve ark., 2010).

Dental implantlarda kumlama için kullanılan diğer bir materyal titanyum oksit partikülleridir. Ortalama 25 µm boyutlarına sahip titanyum oksit partikülleri kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemi sonucunda ortalama 1-2 µm aralığında yüzey pürüzlülüğü oluşmaktadır. TiO<sub>2</sub> kullanılarak yapılan pürüzlendirme sonucunda pürüzlendirilmemiş yüzeylere kıyasla daha fazla kemik-implant ara yüzeyi teması sağlandığı ve implant başarısını arttırdığını gösteren çalışmalar mevcuttur (Gotfredson ve ark., 1995; Ivanoff ve ark., 2001).

### **2.7.2. Kimyasal Metodlar**

Kimyasal metotlar, titanyumun kimyasal yapısında özellikle de yüzey tabakasında modifikasyonlar yapmak için uygulanırlar (Le Guéhennec ve ark., 2007).

#### **2.7.2.1. Asitle Dağlayarak (Asit Etching) Pürüzlendirme**

Asitler sadece metal yüzeyini temizlemek için değil, aynı zamanda pürüzlülük elde etmek için de kullanılmaktadır. Asitle dağlama 0,5-2 µm çap arasında değişen boyutları ile titanyum yüzeylerde mikro çukurlar oluşturur (Massaro ve ark., 2002). Hidroflorik (HF) asit gibi kuvvetli bir asit, nitrik asit (HNO<sub>3</sub>) ve sülfürik asit (H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) veya bunların kombinasyonu pürüzlendirme için yaygın olarak kullanılan asitlerlerdir. Asitle pürüzlendirilmiş yüzeyler hücre yapışmasını ve kemik oluşumunu ve kemik-implant bağlantısını artırmıştır (Chang ve ark., 1997; Liu ve ark., 2004; Rosales-Leal ve ark., 2010).

#### **2.7.2.2. Dental İmplantların Elektrokimyasal İşlemlerle Pürüzlendirilmesi**

Titanyumun H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>, H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub>, HNO<sub>3</sub>, HF gibi güçlü asitler içerisinde 200 A / m<sup>2</sup> yüksek akım yoğunluğu ya da 100 V potansiyel kullanılarak anodizasyon ile mikro veya nano gözenekli yüzeyler üretilmesi ile sağlanan pürüzlendirme tekniğidir. Anodizasyon sonucu titanyum yüzeyinde 1000 nm'den fazla oksit tabakası oluşmaktadır. Bu teknikte kemik osseointegrasyonunu açıklamak için iki mekanizma, önerilmiştir. Gözenekler içine doğru kemik büyümesi ile mekanik bağlanma ve biyokimyasal bağlanmadır (Sul ve ark., 2005; HAYRAN, 2016).

### 2.7.3. Biyokimyasal Metodlar

#### 2.7.3.1. İmplant Yüzeylerinin HA (Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub>) ile Kaplanması

Kemik ve dişlerin temel mineral bileşeni olan HA (hidroksi apatit), titanyum ve alaşımlarının kemiğe daha iyi bağlanmasını sağlamak amacıyla implant yüzeyinde kaplama materyali olarak kullanılmıştır (Abraham, 2014). Osteokondüktif özelliğe sahip olduğu için implant yüzeyinde kemik apozisyonunu artırdığı bildirilmiştir (Balshi ve ark., 2005).

HA kaplamalar, TPS'li yüzeyler ile benzer bir pürüzlülüğe ve fonksiyonel yüzey alanında artışa sahiptirler. HA kaplaması ile doğrudan bir kemik oluşumu izlenmiş ve HA-kemik arayüzü bağlantı kuvvetinin kemik-titanyum arayüzü bağlantısından daha kuvvetli olduğu gösterilmiştir. TPS'li veya HA kaplamalı yüzeylerin klinik avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- Artan yüzey alanı,
- Primer stabilite için artan pürüzlülük,
- Daha güçlü kemik implant bağlantısı

Bunlara ilave olarak HA kaplamalı yüzeylerin TPS'li yüzeylere göre daha üstün özellikleri de gösterilmiştir (Misch, 2008).

#### 2.7.3.2. İmplant Yüzeyinin Kalsiyum Fosfat (CaP) ile Kaplanması

Bilim insanları biyomineralizasyonun doğal sürecinden esinlenerek yeni bir kaplama yöntemi geliştirmişlerdir. Bu biyomimetik yöntemde, oda sıcaklığında yapay vücut sıvılarından titanyum yüzeyine kalsiyum fosfat apatit kristallerinin çöktürülmesi şeklinde bir kaplama oluşturulmuştur (Yang ve ark., 2004). Kalsiyum fosfatın kemik dokusuna olan benzerliği, osteokondüktif etkisi ve kemik morfogenetik proteinlerine bağlanabilmesi nedeniyle kaplama materyali olarak tercih edilmiştir (Le Guéhennec ve ark., 2007).

#### 2.7.3.3. İmplant Yüzeylerinin Flor ile Kaplanması

Osteogenezi teşvik etmek ve titanyumun biyoyumluluğunu iyileştirmek için implant yüzeyine florür uygulaması yapılmıştır (Avila ve ark., 2009). Yapılan bir invitro çalışmada florür kaplanan yüzeylerde TiO<sub>2</sub> ile kaplanan yüzeylere göre osteoblastik farklılaşmanın daha fazla olduğu bulunmuştur (Cooper ve ark., 2006).

Ancak florürün yüksek oranlarda kullanılması istenmeyen yan etkilere ya da florür toksisitesine sebep olabilir (Elias, 2011).

## **2.8.Biyomekanik Kavramlar**

Ağız ortamındaki kullanılan restoratif materyaller farklı kimyasal, termal ve mekanik etkenlere maruz kalırlar. Bu değişiklikler materyalde deformasyona sebep olurlar. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin termal ve mekanik değişikliklere nasıl cevap verdiğini belirler (Powers ve Sakaguchi, 2006). Biyomekanik, vücudun doku ve organları arasındaki her türlü etkileşimi ve bunlara etki eden kuvvetleri tanımlar, başka bir deyişle biyolojik dokuların kuvvetlere karşı tepkisidir. Dental implantların başarısı basit biyomekanik prensiplerin ve dental implantların biyomekaniğini etkileyen faktörlerin iyi anlaşılmasına bağlıdır (Jingade ve ark., 2005).

Dental implantlar, fonksiyon sırasında çeşitli kuvvet büyüklüklerine ve yönlerine maruz kalırlar. İmplantlar, oklüzal yükleri çevreleyen biyolojik dokulara aktarma işlevi gördüğünden, işlevsel tasarım hedefleri, implant destekli protez işlevini optimize etmek için biyomekanik yükleri dağıtmayı amaçlamalıdır (Steigenga ve ark., 2003a).

### **2.8.1.Oklüzal Kuvvetler**

Dental implantlar, fonksiyonel olarak yerleştirildiklerinde oklüzal yüklerle maruz kalırlar. Yüklemenin tedavi sonucunda belirleyici bir faktör olduğuna giderek daha fazla inanıldığından, oral implant tasarımının biyomekaniği konusundaki bilgilerimiz ilerletmeye ihtiyaç vardır. Dişlere ve dolayısıyla implantlara karşı uygulanan en büyük doğal kuvvetler, çiğneme sırasında meydana gelir ve çiğneme kaslarının hareketinin sonucudur. Kuvvet fonksiyonun miktarı ve süresi ile ilgilidir. Dental implantlara etki eden kuvvetler hem büyüklük hem de yöne sahiptir ve vektör olarak adlandırılır. Maksimum ısırma kuvveti dişsizlik süresi boyunca kas atrofi oluşacağı için zamanla azalır. Ancak bu kuvvet implant yerleştirilmesinden sonraki yıllarda artabilir. Yetişkinler tarafından sergilenen kas kuvveti, çiğneme dinamikleri ve maksimum ısırma kuvvetinin tümü cinsiyet, yaş, fiziksel durum, diş yapısı, kas kütlesi, egzersiz, diyet, parafonksiyon vb. durumlardan etkilenebilir (Steigenga ve ark., 2003a).

Doğal dişlerde yük dağılımı periodontal ligament sayesinde ortaya çıkan mikro hareketlerle sağlanır. Osseointegre implantlar doğal dişlerden farklı olarak kemik ile direk temas ederler. Dolayısıyla üzerlerine gelen yükleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu yüzden osseointegrasyonun sağlanmasında ve korunmasında çiğneme kuvvetlerinin rolü büyüktür (Ishigaki ve ark., 2003).

Scott ve Ash (1966) tarafından yapılan çalışmada doğal dişlere gelen çiğneme kuvvetleri; kesici dişler bölgesinde 181 N, kanin bölgesinde 227 N, premolar bölgede 317 N ve molar bölgede ise 590 N değerinde ölçülmüştür (Scott ve Ash Jr, 1966).

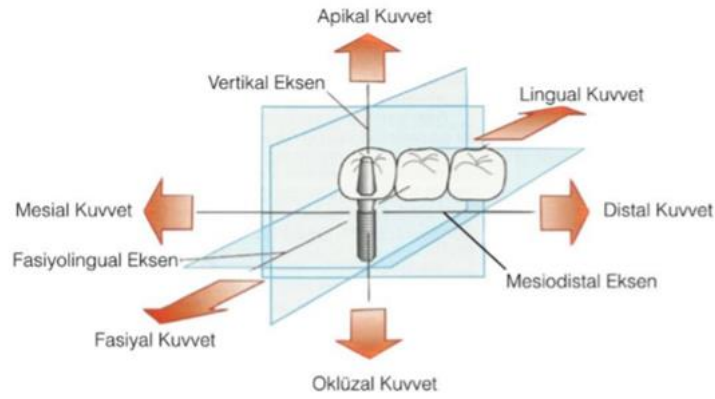
Yazar	Doğal Diş / Dental İmplant	Maksimum Çiğneme Kuvveti
Carr ve Laney (Carr ve Laney, 1987)	Konvansiyonel protez İmplant destekli protez	59,6N 112,9N
Morneburg and Proshchel (Morneburg ve Pröschel, 2002)	Üç üyeli implant destekli sabit protez Anterior tek implant Posterior tek implant	220N 91N 129N
Fontijn-Tekamp (Fontijn-Tekamp ve ark., 1998)	İmplant destekli protez Molar bölge İnsizal bölge	50-400N 25-170N
Mericske-Stern ve Zarb (Mericske-Stern ve Zarb, 1996)	Tam protez İmplant destekli protez	35N 330N
Braunn ve ark. (Braun ve ark., 1996)	Doğal diş	738±209N Erkek>Kadın
Raadsheer (Raadsheer ve ark., 1999)	Erkek Kadın	545.7N 383.6N
Van Eijden (Van Eijden, 1991)	Kanin 1. Premolar 2. Molar	469±85N 583±99N 723±138N

**Tablo 2. 5** Değişen yükleme koşulları altında oluşturulan çiğneme kuvvetlerini inceleyen mevcut çalışmaların karşılaştırılması.

### 2.8.2. Kuvvet

Duran bir cisim hareket geçiren veya hareket halindeki bir cismin durmasına neden olan, cisimlerin yönünü, şeklini, doğrultusunu değiştiren etkiye kuvvet denir (Misch, 1999; Nanda, 2005). Kuvvet iki veya daha fazla yapı arasındaki etkileşim olarak ifade edilen fiziki bir faktördür ve vektörel büyüklükler oldukları için

yoğunluk, süre, yön ve çarpım faktörlerine bağlıdır. Newton yasasına göre kuvvet (F), cismin kütlesi (m) ve ivmesinin (a) çarpımı olarak ifade edilir ( $F = m \times a$  veya  $N = \text{kg} \times \text{m/s}^2$ ). Cisimlere kuvvet uygulandığında ya hareket ederler ya da şekil değiştirirler (Misch, 1999).



**Şekil 2. 20** Kuvvetin komponentleri.

### 2.8.3. Gerilme (Stres)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Birimi megapascal (MPa) olarak ifade edilir. Stres miktarı, kuvvetin büyüklüğü ile doğru orantılıyken, kuvvetin uygulandığı alanın büyüklüğüyle ters orantılıdır. (Cowin, 1989).

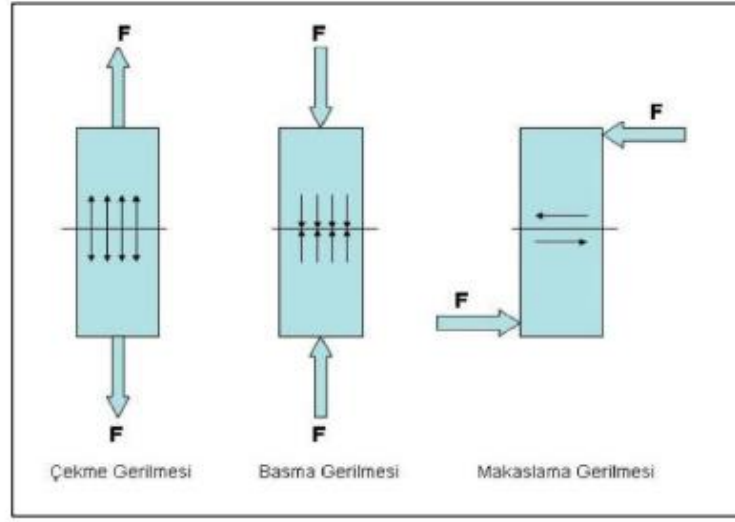
$$\text{Stres } (\sigma) = \frac{\text{Kuvvet (N)}}{\text{Alan (mm}^2\text{)}} = \text{Mpa}$$

Uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak toplamda üç tip gerilme oluşmaktadır (İnan, 1984; Caputo ve Standlee, 1987; Baran, 1988; Misch, 1999).

**Çekme stresi (Tensile stress)** : Aynı doğrultuda fakat zıt yönde uygulanan, cisimlerin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan kuvvet sonucunda oluşan gerilme tipidir.

**Basma stresi (Compressive stress)** : Aynı doğrultuda fakat zıt yönde uygulanan, cisimlerinin moleküllerini birbirlerine doğru yaklaştırmaya zorlayan kuvvet sonucunda oluşan gerilme tipidir.

**Makaslama veya kayma stresi (Shear stress)** : Birbirine paralel ve ters yönde uygulanan cisimlerin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan farklı seviyelerdeki iki kuvvetin neden olduğu gerilme tipidir.



Şekil 2. 21 Stres tipleri.

Kemik ve implant sıkışma tipi kuvvetleri çok iyi tolere ederken makaslama tipi kuvvetler en yıkıcı etkiye sahiptir. Kortikal kemik, üzerine uygulanan sıkışma tipi kuvvetlere çekme tipi kuvvetlerden %30, makaslama tipi kuvvetlerden %65 daha dayanıklıdır. Kemikte oluşan stres üzerinde uygulanan kuvvetin tipi gibi doğrultusu da etkili olmaktadır (Misch, 1999). Sıkışma kuvvetleri, kemik ve implant arasındaki bağlantıyı olumlu etkileyen ve kompakt kemik tarafından en iyi tolere edilebilen kuvvet tipidir. Çekme kuvvetleri ise implant ve kemik arasındaki bağlantıyı olumsuz etkiler (Bidez ve Misch, 1992).

#### 2.8.4. Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu bir cisimde, makaslama geriliminin sıfır olduğu durumlarda en büyük stres değerleri oluşur. Bu durumda tespit edilen streslere asal stresler (principal stres) denir. Kemik gibi kırılğan maddelerde asal gerilim değerlerine

bakılır. Asal gerilmeler; maksimum, minimum ve ara asal gerilmeler olarak 3 türe ayrılır. Maksimum asal stres çekme gerilmelerini ifade eder, pozitif değerdedir ve Pmax ile gösterilir. Minimum asal stres basma gerilmelerini ifade eder, negatif değerdedir ve Pmin ile gösterilir. Maksimum asal gerilmeler  $\sigma_1$  sembolü ile minimum asal gerilmeler  $\sigma_3$  sembolü ile ifade edilir. Bu stres tiplerinden hangisi daha büyük mutlak değere sahipse, stres elemanı o stres değerinin etkisi altında kabul edilir (TERZİOĞLU ve KURŞUNOĞLU; Sung ve ark., 2003; Gümüş, 2007).

### 2.8.5. Von Misses Gerilmeler

Metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olan gerilim değeri olarak tanımlanır. İmplantlarda meydana gelen stres değerlerinin incelenmesinde Von Mises Stres değerleri kullanılır. Üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanan Von Mises gerilmesi ile tüm yapıda meydana gelen stres değerleri hesaplanabilir (Ichikawa ve ark., 1997).

$$\sigma = [ ( (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 ) / 2 ]^{1/2}$$

### 2.8.6. Gerinim (Strain)

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Stresin olduğu her durumda strain de söz konusudur. Birimsiz bir ifadedir ve yüzdelik ifadelerle ölçümlendirilir (Cowin, 1989).

$$\text{Strain} = x/d$$

X: birim boyutta meydana gelen değişiklik

d: Orijinal uzunluk

### 2.8.7. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Gerilimin (stres) gerinime oranıdır. Kuvvet uygulandığında materyalde oluşan elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür ve birimi Pascal'dır (N/cm<sup>2</sup>) (Anusavice ve ark., 2012). Her materyalin kendine özgü bir elastisite modülü vardır. Materyalin sertlik derecesini belirtir, elastisite modülü yüksek olan materyallerin deformasyona karşı direnci artmaktadır (İnan, 1984; ADIGÜZEL, 2010).

$$\text{Elastisite modülü} = \frac{\text{Gerilme(stres)}}{\text{Gerinim(strain)}}$$

### 2.8.8. Poisson Oranı

Katı bir materyal aksial (basma veya çekme) bir kuvvete maruz kaldığında boyutlarında hem aksial hem de lateral yönde değişim meydana gelir. Dik yöndeki (lateral) gerilmenin yükleme yönündeki (aksial) gerilmeye oranı Poisson oranı olarak ifade edilir ve “V” simgesiyle tanımlanır. İki farklı strain değerinin oranı olarak belirlenen poisson oranının her hangi bir birimi yoktur (Powers ve Sakaguchi, 2006).

$$\text{Poisson Oranı (V)} = \text{Lateral Strain} / \text{Axial Strain}$$

Poisson oranı teorik olarak  $-1 < V < 0,5$  olmak üzere sınırlı bir değere sahiptir. Metallerde poisson oranı genellikle 0.25 ile 0.35 arasında değişmektedir (İnan, 1984).

### 2.8.9. Hook Kanunu

Robert Hooke tarafından 17.yüzyılda ortaya atılan teoride cisme uygulanan kuvvet ile cismin gösterdiği uzama arasında doğrusal bir ilişki olduğu gösterilmiştir. Cisimde meydana gelen uzama, cismin uzunluğu ve kuvvet ile doğru orantılıyken, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılıdır (İnan, 1984). Bu kanuna uyan maddelere lineer elastik maddeler denir (Shigley ve Mischke, 1989).

### 2.8.10. Homojen Cisim

Materyalin her noktasında elastik özellikleri aynı olan maddelere denir (Caputo ve Standlee, 1987).

### 2.8.11. İzotropik ve Anizotropik cisim

Aksiyal, lateral ve diğer tüm yönlerde aynı elastik özellik gösteren cisimlere ise izotropik, farklı elastik özellik gösteren materyallere anizotropik madde denir. İzotropik cisimlerdeki kimyasal bağlanmada her yerde aynı özellik gösterirken, anizotropik cismin molekülleri arasında farklı ve değişken kimyasal bağlanma söz konusudur (Fung, 2013).

## **2.9.Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri**

### **2.9.1.Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntem oluşturulan model üzerinde kuvvet uygulandığı zaman yapının iç kısmındaki ve yüzeyindeki gerilim dağılımının gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bu yöntem geometrik şekilli yapıda olmayan cisimlerde kuvvetin akışının gözlemlenmesi için kullanılır. Yöntemde tek dalga boylu bir ışının farklı kırılmasıyla şekil değişikliği ve iç gerilmeler ortaya çıkmaktadır. Polariskop isimli bir cihaz yardımıyla kuvvet uygulanan modelden alınan kesitlerde izokromatik çizgiler görülür, bu çizgiler kuvvetin yeri ve nerede yoğunlaştığı ile ilgili bilgi vermektedir (Güngör ve ark., 2005).

Fotoelastik yöntemde bulunan kuvvetin şiddeti kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile değerlendirilmektedir. Çizgi sayısının fazlalığı, gerilim büyüklüğünün göstergesidir. Çizgilerin geniş yüzeyle olması kuvvetin daha geniş bir alana yayıldığını, çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerilimin daha fazla olduğunu göstermektedir. Çizgiler birbirlerine ne kadar yakınsa gerilim o kadar da büyüktür (Güngör ve ark., 2005). Bu yöntemle; muhtemel zayıf noktalar, kırılma bölgeleri ve kuvvetin etkisiyle oluşabilecek biyolojik değişiklik bölgeleri tespit edilebilmektedir (AYDIN ve ark., 1995).

### **2.9.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi**

Gerilim ölçerler basınç, kuvvet gibi fiziksel özelliklerin saptanması için malzemenin yük altındaki deformasyonun saptanması için kullanılan cihazlardır. Mekanik, mekanikoptik, optik, akustik, elektrik ve elektronik yapıları sayesinde protezlerde, ağız içinde oluşan streslerin tespit edilmesine olanak sağlarlar. Yalnız protezlere bağlanan bu aletler canlı dokularda kullanılamaz (Ulusoy ve AK, 2003).

Klinik yükleme esnasında in vivo olarak ölçüm yapan tek yöntem strain gauge yöntemidir. Bu yöntemde incelenecek bölgeye gerinime duyarlı probalar yerleştirilerek ve protezler üzerine kuvvet uygulanmaktadır (Şahin ve ark., 2002). İmplant biyomekaniğinin anlaşabilmesi açısından gerinim ölçer kuvvet analizi yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Ulusoy ve AK, 2003).

### **2.9.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analiz Yöntemi**

Kuvvet dağılımını, analizi yapılacak modelin üzerine bir vernik sürülüp daha sonra fırınlanmasıyla verniğin kırılğanlığına bağılı olarak değerlendiren stres analiz yöntemidir. Verniğin belli bir gerilme direnci vardır ve uygulandığı bölgede bu direncin üzerine çıkan gerilmelerde çatlaklara neden olur. Kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerde çatlaklar daha sık görülür. Uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar gözlenir (Ulusoy ve AK, 2003).

### **2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işımları) ile Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntemde, analiz edilecek cisimlerin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını yardımıyla holografik film üzerine kaydetmek için kullanılmaktadır. Test modeli üzerinde herhangi bir hasara yol açmadan, cismin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanarak, kaydedilebildiği hassas bir yöntemdir. Holografik interferometri cihazları kullanılarak yüzey deformasyonlarını görünür ışık saçaklarına dönüştürerek analiz eder (Ulusoy ve AK, 2003).

### **2.9.5. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi**

Bu yöntem bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağılantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Kuvvet uygulandığında, modele sabitlenmiş olan gerinim ölçerdeki direnç farklılıkları voltaj düşmesine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Hareketli protezlerde fonksiyon sırasında oluşan gerilim dağılımı bu yöntemle incelenebilir. Termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşturduğu etkilerin incelenememesi ve canlı dokularda oluşan gerilim dağılımlarının değerlendirilememesi bu yöntem için bir dezavantajdır (Ulusoy ve AK, 2003).

### **2.9.6. Termografik Stres Analiz Yöntemi**

Homojen, izotropik özelliğine sahip bir materyalin üzerine periyodik olarak kuvvet uygulanması sonucunda ısısız olarak değişimler ortaya çıkar. Ağız içinde fonksiyon sırasında ortaya çıkan bu ısısız değişimler materyalin ilgili noktalarında

asal stresler oluşturacaktır. “Materyalin ısısında oluşan periyodik değişiklikler asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır.” prensibine dayanır.

### **2.9.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi**

Kuvvet ve bu kuvvetin etkenleri diş hekimliğinde uygulanan tedavilerin başarılı veya başarısız olmasında en önemli unsurdur. Başarıya ulaşabilmek için, yapılan araştırmaların büyük bir kısmı dişlere, ağız içi restorasyonlara veya kemiğe uygulanan kuvvetlerin sonuçları üzerine olmuştur. Canlı bir organizma üzerinde kuvvetlerin uygulanmasının oldukça zor olması, günümüzde in-vitro çalışmaların önemini artırmıştır (RAMOĞLU ve Oğuz, 2014).

Sonlu elemanlar yöntemi (SESA) 1960'ların başında havacılık endüstrisi tarafından geliştirildi ve kullanımı yayıldı (Yang ve Xiang, 2007). 1976'da Weinstein ve arkadaşları, implantoloji alanında SESA'yı kullanan ilk araştırmacıları (Weinstein ve ark., 1976). O zamandan beri, implantların yeni bileşenlerini, konfigürasyonlarını, materyallerini ve şekillerini değerlendirmek için birçok çalışma bu yöntemi kullandı (Pesqueira ve ark., 2014).

SESA, karmaşık yapıların aşamalı direncini ve stres dağılımını simüle etmek ve test etmek için sanal modeller kullanır. SESA çalışmalarına göre, bu yöntem, mekanik problemlerin araştırılmasını, eleman-problemi daha küçük ve daha basit elemanlara bölerek bir elemanlar ağı oluşturmak ve problemi matematiksel fonksiyonlar kullanarak çözmeyi sağlar. Böylece, deneysel olarak in vitro veya in vivo olarak analiz edilmesi imkansız olan kemik, implantlar ve prostetik bileşen arayüzlerinin biyomekanik davranışını simüle etmek ve değerlendirmek mümkündür (Weinstein ve ark., 1976; Yang ve Xiang, 2007). SESA, araştırmacıların farklı yüklemeler uygulamasına ve bu yükün diş, protez, implant ve kemik üzerinde neden olduğu yer değiştirme ve stres seviyelerini elde etmelerini sağlar (Goiato ve ark., 2009; Rubo ve Capello Souza, 2010).

Bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir. SESA yönteminde analizi yapılacak yapı sonlu sayıdaki parçalara bölünerek kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenir. Bilgisayar yardımıyla oluşturulan modelde, belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, stres

dağılımı ve şiddetleri saptanmaktadır (Geng ve ark., 2001; TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014).

Ancak, sonlu elemanlar analizinin bazı dezavantajları ve eleştirileri vardır. Oldukça karmaşık olan modellerin oluşturulması önemli bir konudur. Nihai sonucu etkileyen çözümü mümkün kılmak için bazı basitleştirmeler ve varsayımlar yapılmalıdır. Dental implantlarla ilgili çalışmalarda genellikle benimsenen bazı basitleştirmeler ve varsayımlar, kemiğin homojen ve izotropik olduğu, sınır koşullarının, tutarsız tipte kemik-implant arayüzü vb. olduğu varsayımıyla kemik veya implant sisteminin geometrisinin basitleştirilmesidir (Geng ve ark., 2001).

### **Sonlu Elemanlar Stres Analiz yönteminin Avantajları**

- Sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği nedeniyle; farklı malzeme ve karmaşık geometrik şekillerin kolaylıkla incelenmesi, bir veya birden çok bölgenin incelenebilmesi mümkündür.
- Bu yöntemde değişkenlerle kolaylıkla oynanabilir, insan materyaline ihtiyacı ortadan kaldırır ve maksimum standardizasyon sağlar.
- Karmaşık geometriye sahip cisimler kolaylıkla analiz edilebilir.
- Yöntemin çok yönlü ve esnek olması sayesinde karmaşık yapılarda sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir.
- Sonlu eleman analizinde gerekli sınır koşulları kolaylıkla uygulanabilir.
- Sonlu eleman analizi yöntemi karmaşık yapılarda sebep-sonuç ilişkilerinin araştırılması amacıyla faydalı bir şekilde kullanılabilir, analitik veya deneysel metodlara göre daha hassas sonuçlar elde edilebilir.
- Sonlu eleman analizi yöntemi diğer birçok yöntemle göre daha az zaman alıcıdır (Yue ve ark., 2010; RAMOĞLU ve Oğuz, 2014; TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014).

### **Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları**

- Sonlu eleman analizlerinin yapılabilmesi için gerekli olan yüksek donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir yazılım programları gerek vardır, bunların maliyetleri oldukça yüksektir.

- Mevcut olan yazılım programlarında teknolojinin gelişmesine bağlı olarak sık sık güncelleme yapılması gerekmektedir.
- Doğru bir analiz için, cisimlerin gerçeğe yakın olarak sisteme yüklenmesi sağlanmalıdır.
- Analizin tüm aşamalarında alanında uzman kişilere ihtiyaç duyulmaktadır (Holmgren ve ark., 1998; RAMOĞLU ve Oğuz, 2014; TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014).

### **2.9.7.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar**

SESA yönteminin daha iyi anlaşılabilir olması için ve uygulanması esnasında bazı temel kavramların bilinmesi gerekir. SESA hem üç boyutlu hem de iki boyutlu olarak modellenmektedir. Dental yapılarda ve dokularda daha kesin sonuçlar vereceği için üç boyutlu modelleme daha çok tercih edilmektedir (Geng ve ark., 2001; Pesqueira ve ark., 2014).

#### **Eleman**

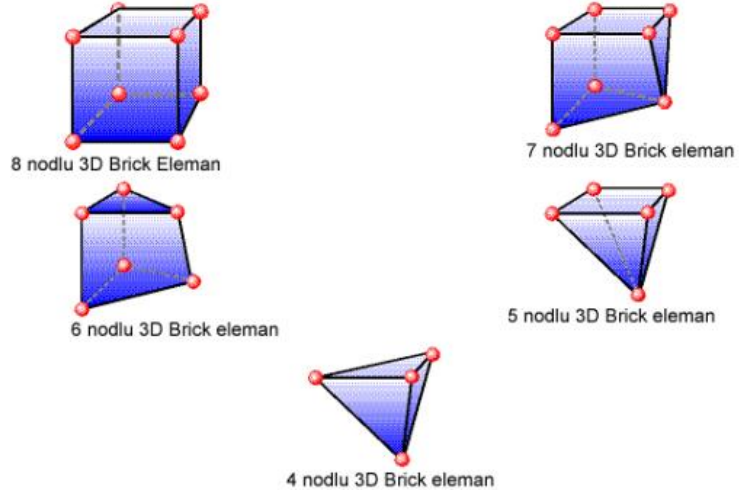
Sonlu eleman stres analiz yönteminde modeller sonlu 'eleman' ismi verilen basit geometrik şekillere bölünür. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar çok gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir. Ancak eleman sayısının artması hata ihtimalini artırır (ADIGÜZEL, 2010).

Elemanlar farklı boyut ve şekillerde olabilir:

- tek boyutlu (düz çizgiler)
- iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler)
- üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) (TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014)

#### **Node (düğüm)**

Modeller elemanlara bölündükten sonra, bu elemanlar belli noktalarda birbirleri ile bağlanırlar ve bu noktalara düğüm adı verilmektedir (ADIGÜZEL, 2010).



Şekil 2. 22 Farklı Dügüm Sayısında Elemanların Görünümü.

### Ağ Yapısının (mesh) Oluşturulması

Dügüm noktaları ve elemanların koordinatları, ağ oluşturma işlemiyle oluşturulur. Geometrik yapı, bilgisayar sisteminde ağlara (mesh) dönüştürülür. Bu bilgisayar programı ile yapılabildiği gibi kullanıcı kendisi de yapabilmektedir. Modelin gerçeğe en yakın şekilde olması küçük parçalara bölünmesiyle olmaktadır (ADIGÜZEL, 2010).

### Sınır Koşulları

Sınır koşulları modelin hangi sabitlendiğini ve modele kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir (ADIGÜZEL, 2010).

**SESA yönteminde uygulanan temel aşamalar sırasıyla şunlardır:**

**(TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014)**

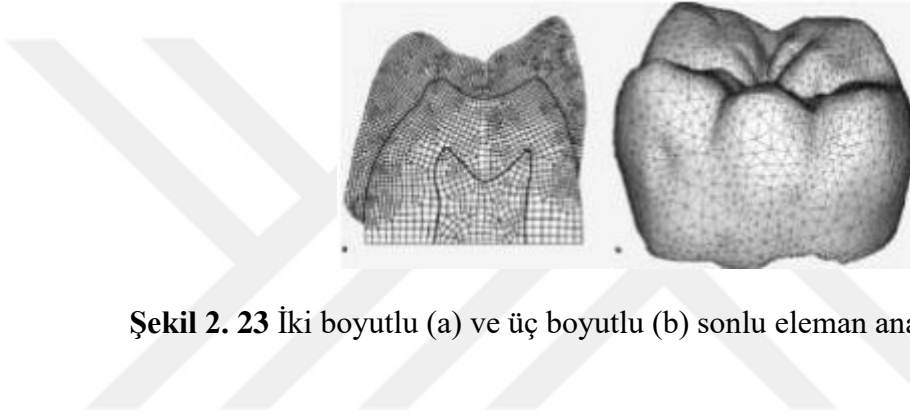
1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi
2. Analiz verilerinin yüklenmesi
3. Analizin çözümlenmesi

### 2.9.7.2. Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi

Öncelikle incelenecek tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılarak geometrik model oluşturulur. Geometrik modeller bilgisayar ortamında çeşitli program

tasarımları kullanılarak elde edilir. Karmaşık yapıların modellenmesinde ise üç boyutlu bilgisayarlı tomografi cihazları kullanılır.

Hazırlanan geometrik model mümkün olan en fazla sayıda elemana bölünür. Eleman sayısı ne kadar çok olursa gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilebilir. Sonlu elemanlar analizinde hazırlana model, gerçek bir cismin matematiksel modeli olduğundan cismin tüm özelliklerini modele aktarmak mümkün olmayabilir. Ancak bilgisayar ortamında yükleme koşulları ve değişkenler rahatlıkla değiştirilebilir. O yüzden matematiksel modelin iyi oluşturulması incelemenin daha doğru olmasını sağlar (TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014).



**Şekil 2.23** İki boyutlu (a) ve üç boyutlu (b) sonlu eleman analizi modelleri.

### **2.9.7.3. Analiz Verilerinin Yüklenmesi**

Bu aşamada modellenmesi yapılan elemanların minimum materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Poisson oranı ve young modülü, araştırmanın konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı ve termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir. Oluşturulan model belli düğüm noktalarından sabitlenerek yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır koşulları oluşturulur (TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014).

### **2.9.7.4. Analizin Çözümlemesi**

Bu analiz yönteminde, tüm elemanların iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşmak mümkündür. Bu aşamada inceleme yapılacak olan materyalin mekanik özellikleri dikkate alınmalıdır. Asal stres (principal stress) değerleri kemik, greft materyalleri, porselenler vb. kırılğan materyaller için kullanılabilir. Sonlu elemanlar analiz sonuçlarından elde edilen en yüksek asal stres (maksimum principal stress) yapıda oluşan çekme tipi gerilimi

ifade eder. En düşük asal stres ( minimum principal stress) ise yapıdaki sıkışma tipi gerilimi gösterir. Von Misses stres değerlerine titanyum, metal gibi çekilebilir alaşımlardan oluşan implant, abutment gibi materyallerde bakılır. Ayrıca bu değerler ile materyalin tamamında oluşan stres değerleri hakkında inceleme yapılabilir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve o stres tipi değerlendirmeye alınır. (Gümüş, 2007; TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014).

Sonlu elemanlar analizi sonucunda stres değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilmektedir. Bu değerlerin varyansı bulunmadığı için istatistiksel analiz yapmak mümkün değildir (TAŞKINSEL ve Gümüş, 2014).



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

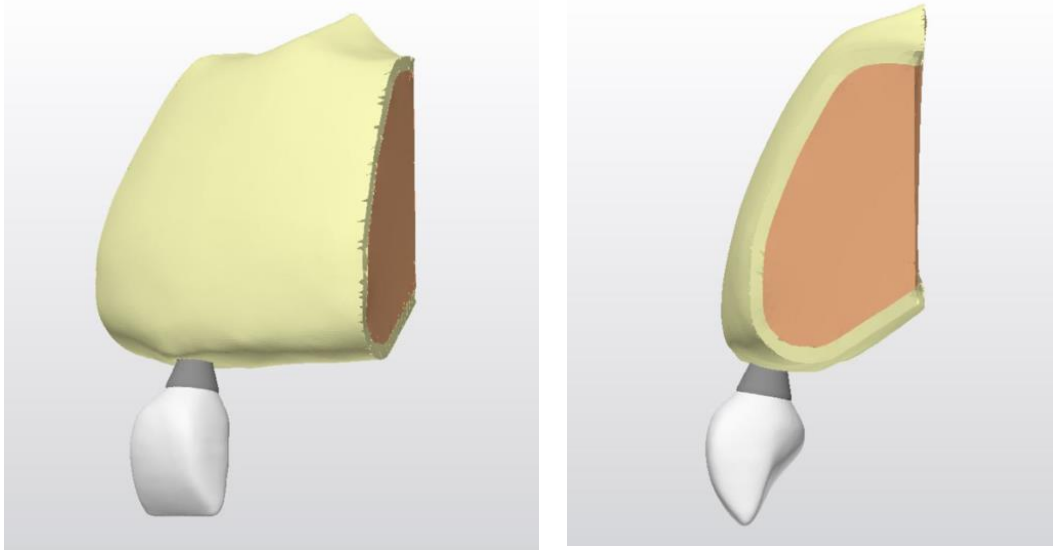
Bu araştırma, Selçuk Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi. Çalışmamız, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu'nun 14.07.2021 tarihinde yapılan 2021/35 sayılı toplantısında etik açıdan uygun görülerek, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık tez çalışması olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışma, Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'nce 21132021 proje numarası ile desteklenmiştir.

Çalışmada bilgisayar ortamında maksilla anterior bölgedeki kemik yoğunluğunu taklit eden modellemeler yapılmıştır. Bu modellere silindirik ve konik şekilli olmak üzere ve farklı yiv tasarımına (kare, payanda, ters payanda ve V şekilli) ait dar çaplı implantlar yerleştirilip kuvvet uygulanmıştır. Konik implantların koniklik açısı  $10^\circ$  olarak belirlenmiştir. İmplantların çapı ise standart 3,3 mm olarak, uzunluklar ise 12 mm olarak belirlenmiştir. İmplantların yiv şekilleri, v şekilli, payanda, ters payanda ve kare olmak üzere dört farklı tip, yiv adımı ise 0,8 mm olarak belirlenmiştir. Bu değerler ticari olarak kullanımda olan dental implant uzunlukları referans alınarak belirlenmiştir. Ancak ticari implant çeşitlerinin birbirinden çok farklı olması nedeniyle çalışmada bu değerlere yakın standart deneysel implantlar modellenmiştir.

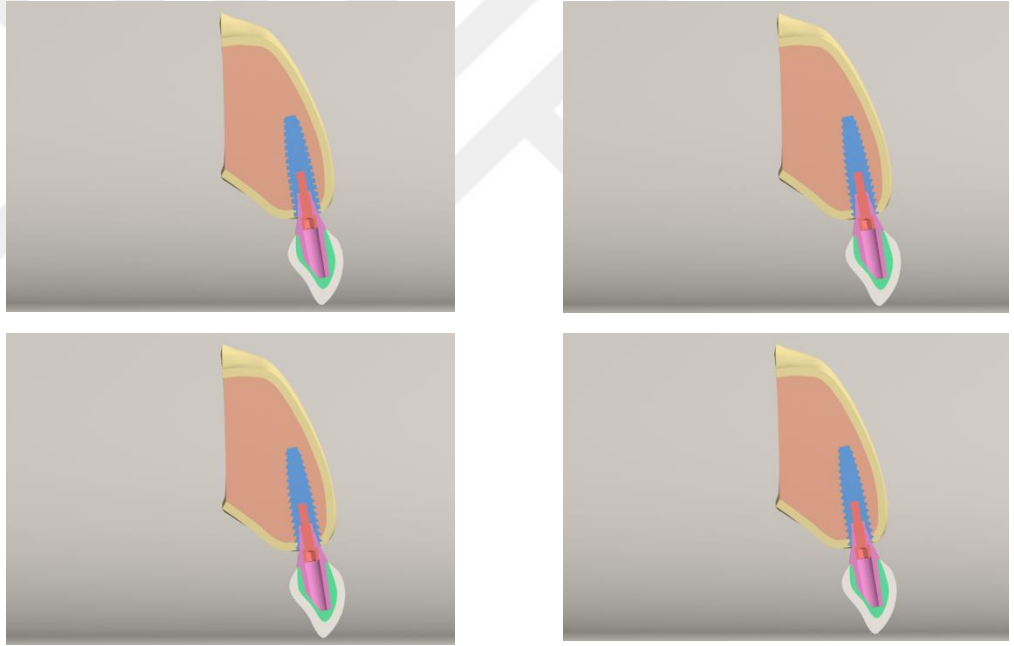
İmplantlar 21 nolu dişsiz bölgeye yerleştirilecek şekilde toplam 8 grup olarak tasarlandı. Bu implantlara dikey yönde 100 N'luk ve  $30^\circ$  açılı oblik 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Toplamda 16 analiz gerçekleştirilmiştir. Kemik biyomekaniği ile ilgili sonlu eleman analizi çalışmaları ile biomekanik test verilerinin paralel olduğu bildirilmektedir. Sonlu eleman analizinin doğruluğunu test etmek için klinik çalışmalarla sonlu eleman analizi sonuçları karşılaştırılmış olup yapılan varsayımların sonucu etkilemeyecek kadar önemsiz olduğu belirtilmektedir. Bu yüzden çalışmanın sonlu elemanlar yöntemi ile yapılması uygun görülmüştür.

#### 3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

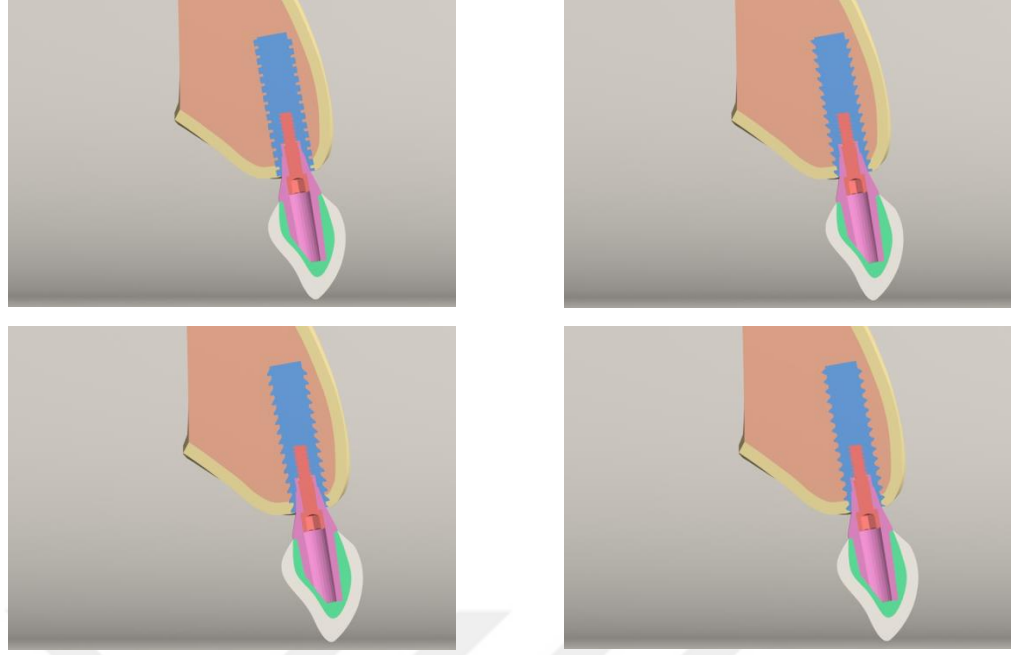
Çalışmada implantların yerleştirileceği üst çene kemiği, implant, abutment, metal alt yapı ve kron restorasyonunun geometrik modelleri oluşturuldu.



**Şekil 3. 1** 21 nolu diş bölgesinin model tasarımı.



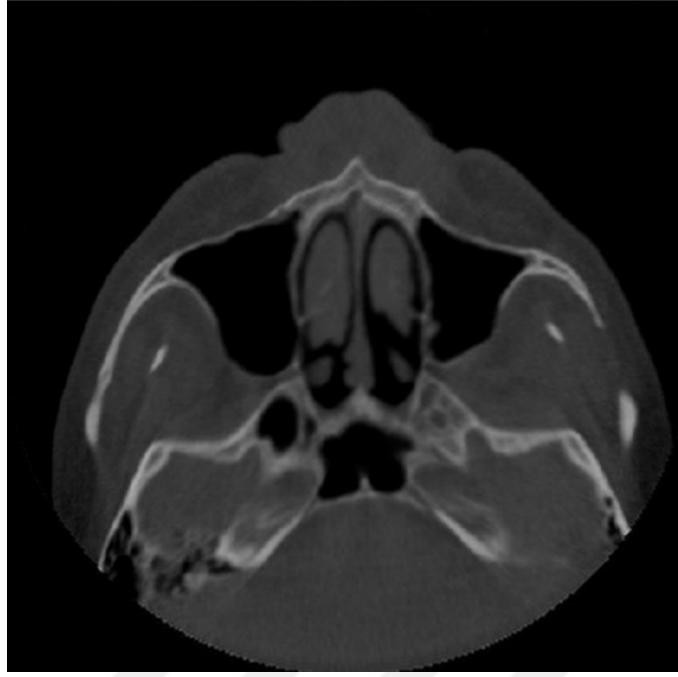
**Şekil 3. 2** Modellerin render görüntüsü (Konik İmplantlar; sırasıyla kare, payanda, ters payanda, V şekilli).



**Şekil 3. 3** Modellerin render görüntüsü (Silindirik implantlar; sırasıyla kare, payanda, ters payanda, v şekilli).

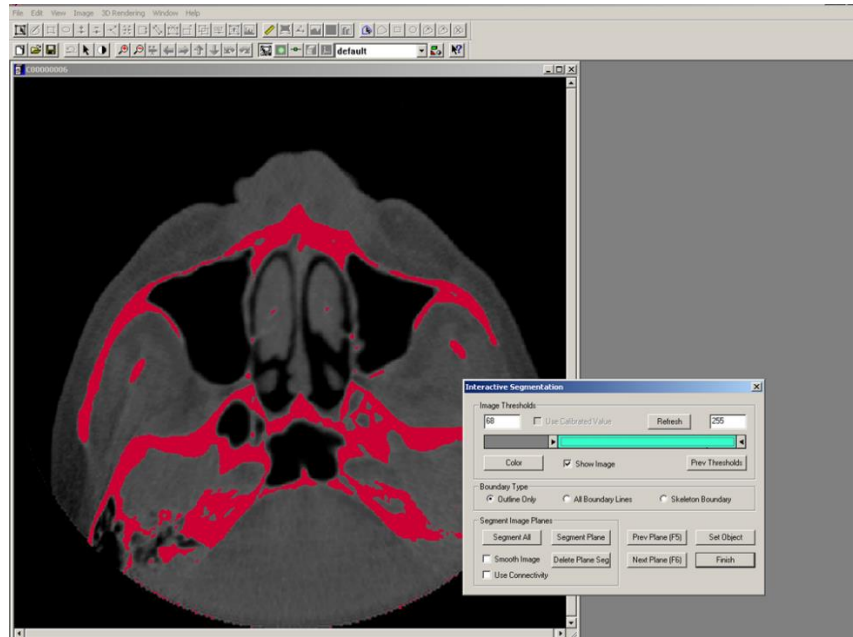
### **3.1.1. Kemiğin Modellenmesi**

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.



Şekil 3. 4 Tomografi Görüntüsü.

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

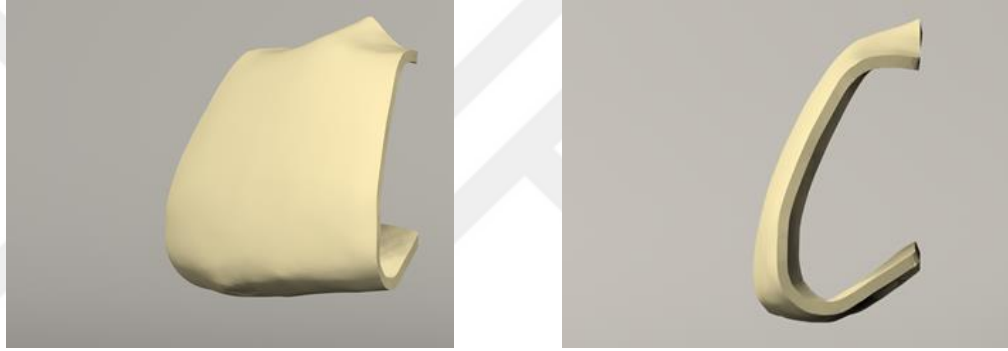


Şekil 3. 5 3D-Doctor yazılımı görüntüsü.

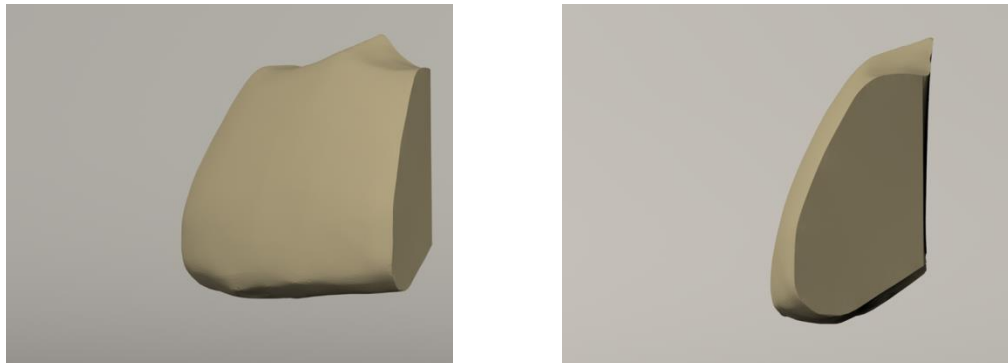
3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactivesegmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “ComplexRender” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından SLT formatında export edildi.

VRMesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı.

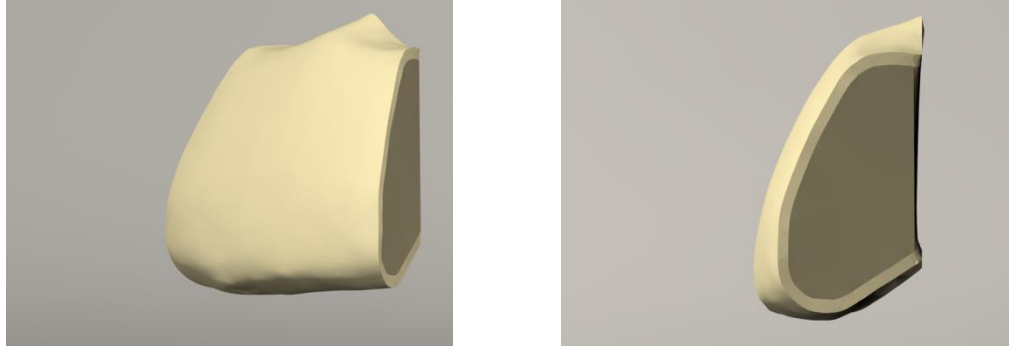
Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D ComplexRender” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.



**Şekil 3. 6** Kortikal kemik modelinin farklı açılardan görünümü.



**Şekil 3. 7** Spongioz kemik modelinin farklı açılardan görünümü.



**Şekil 3. 8** Kortikal + Spongioz kemik modelinin farklı açılardan görünümü.

Kemik dokusundan offset yöntemi (yapının her yerden eşit olarak büyütülmesi / küçültülmesi) ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada yer alan homojen Tip 3 kemik özelliğine uygun olacak şekilde maksilla anterior bölge modeli oluşturuldu. Alveol kemiğinin atrofik olmasını istediğimiz için modelleme sırasında alveol kret genişliği 5,5 mm olarak modellendi. Kortikal kemiğin kalınlığı 1 mm olarak belirlendi. Bu şekilde kortikal ve trabeküler kemik gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı.



**Şekil 3. 9** Activity 880 Optik Tarayıcı.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

### 3.1.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada hazırlanan modellere silindirik ve konik şekilli olmak üzere ve farklı yiv tasarımına (kare, payanda, ters payanda ve V şekilli) ait dar çaplı implantlar yerleştirilip kuvvet uygulandı. İmplantların çapı ise standart 3,3 mm olarak, uzunluklar ise 12 mm olarak belirlendi. İmplantların yiv şekilleri, v şekilli, payanda, ters payanda ve kare olmak üzere dört farklı tip, yiv adımı ise 0,8 mm olarak belirlenmiştir. Bu değerler ticari olarak kullanımda olan dental implant uzunlukları referans alınarak belirlenmiştir. Ancak ticari implant çeşitlerinin birbirinden çok farklı olması nedeniyle çalışmada bu değerlere yakın standart deneysel implantlar modellenmiştir.



Kare yiv şekilli konik implant



Payanda yiv şekilli konik implant



Ters payanda yiv şekilli konik implant

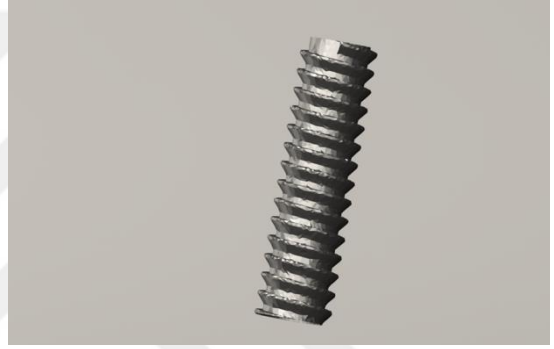


V yiv şekilli konik implant

**Şekil 3. 10** Konik İmplant modelleri.



Kare yiv şekilli silindirik implant



Payanda yiv şekilli silindirik implant



Ters payanda yiv şekilli silindirik  
implant



V yiv şekilli silindirik implant

**Şekil 3. 11** Silindirik İmplant Modelleri.



**Şekil A.** Abutment Tasarımı



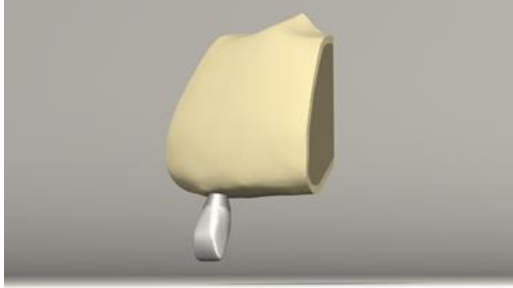
**Şekil B.** Vida Tasarımı

**Şekil 3. 12** Modellerde kullanılan vida ve abutment tasarımları.

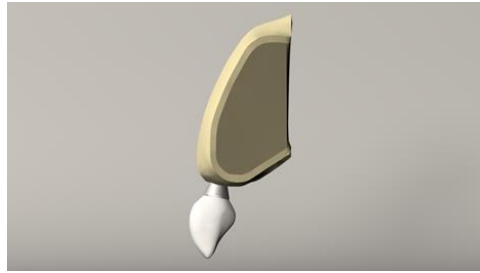
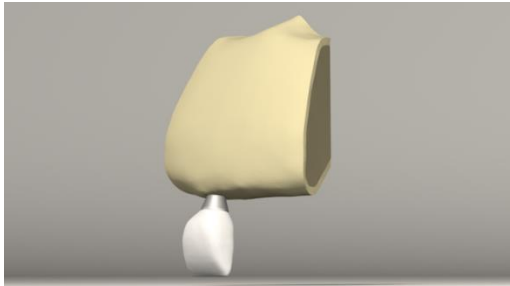
### 3.1.3. Metal Alt Yapı ve Kuronun Modellemesi

Çalışmada 21 numaralı santral diş kullanıldı. Bu amaçla öncelikle Wheeler atlasından ilgili dişin mesial, distal, insizal ve apikal görüntüleri alındı. Diş boyutları da yine aynı atlastan alındı. Daha sonra Rhinoceros yazılımında diş bu görüntülere göre modellendi ve ölçeklendirildi. Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiş oldu. Diş yapısındaki diğer öğeler, istenen anatomik limitasyonların dikkate alınmasıyla Rhinoceros yazılımında modellendi.

Çalışmada krom-kobalt alaşımından metal alt yapı tercih edilmiştir. Üst yapıda ise feldspatik porselen kullanılmıştır.



**Şekil 3. 13** Metal alt yapının(krom-kobalt alaşımı) farklı açılardan görünümü.



**Şekil 3. 14** Kronun farklı açılardan görünümü.

### 3.2. Matematiksel Modellemenin Yapılması ve Modellerin Birleştirilmesi

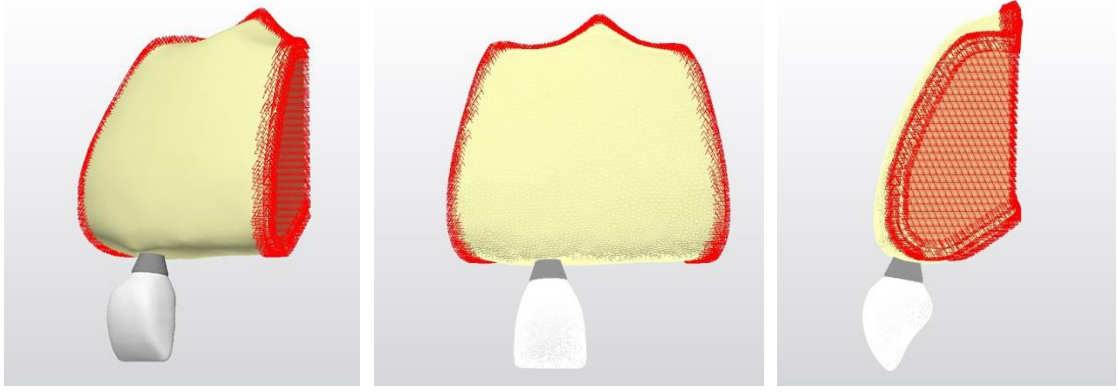
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, STL formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. STL formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri Tablo 3.1.'de verilmiştir.

	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı
<b>Kortikal kemik</b>	13700	0,30
<b>Spongioz kemik</b>	1370	0,30
<b>Titanyum (implant, abutment ve vida)</b>	110000	0,35
<b>Krom kobalt (cr-co) alt yapı</b>	218000	0,33
<b>Felspatik porselen üst yapı</b>	82800	0,35

**Tablo 3. 1** Materyallerin Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları.

Maksillada kortikal kemik, spongioz kemik, implant, abutment, vida, alt yapı ve üst yapı / kuron gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

VRMesh'de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına STL şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.



**Şekil 3. 15** Modelin meshlenmiş görüntüsünün farklı açılardan görünümü.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olduğunca 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi.

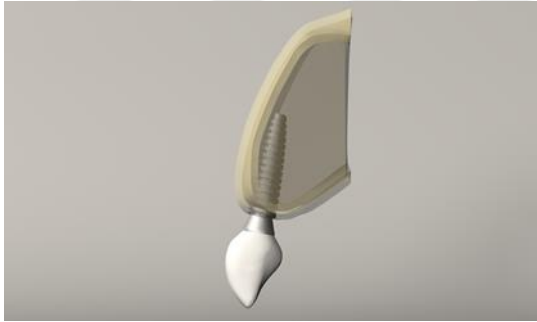
- Bir materyalin homojen olması; mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir.
- İzotropik; yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.
- Linearelastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.2.'de verilmiştir.

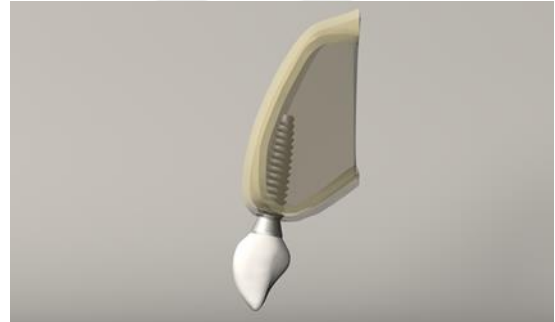
GRUPLAR	GÖVDE GEOMETRİSİ	YİV ŞEKİLLERİ	DÜĞÜM SAYISI/ ELEMEN SAYISI
GRUP 1	Konik	Kare	169326 824464
GRUP 2	Konik	Payanda	171545 839941
GRUP 3	Konik	Ters Payanda	170498 834522
GRUP 4	Konik	V Şekilli	165100 809018
GRUP 5	Silindirik	Kare	169015 822256
GRUP 6	Silindirik	Payanda	171542 840427
GRUP 7	Silindirik	Ters Payanda	170144 833065
GRUP 8	Silindirik	V Şekilli	165230 809427

**Tablo 3. 2** Modellerin Eleman ve Düğüm Sayıları.

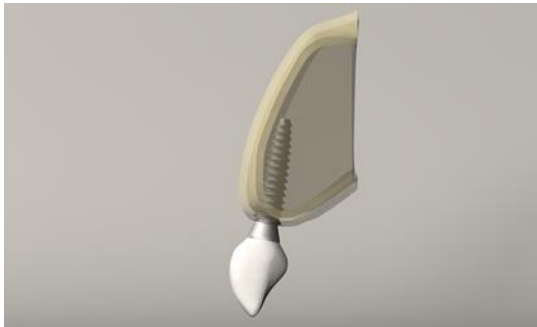
### 3.3. Çalışma Modelleri



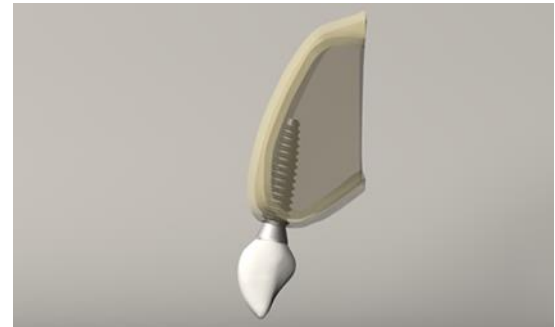
**Model 1** Kare yiv şekilli konik implant



**Model 2** Payanda yiv şekilli konik implant

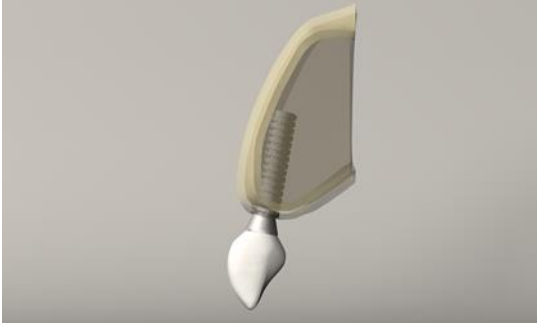


**Model 3** Ters payanda yiv şekilli

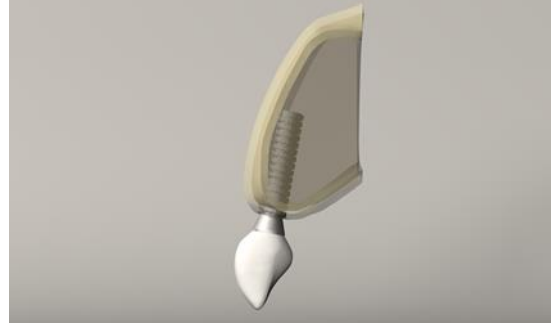


**Model 4** V yiv şekilli konik implant

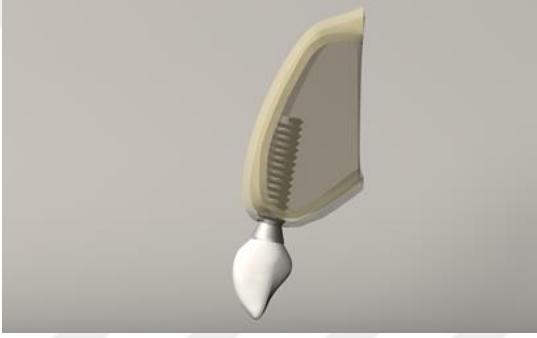
## **konik implant**



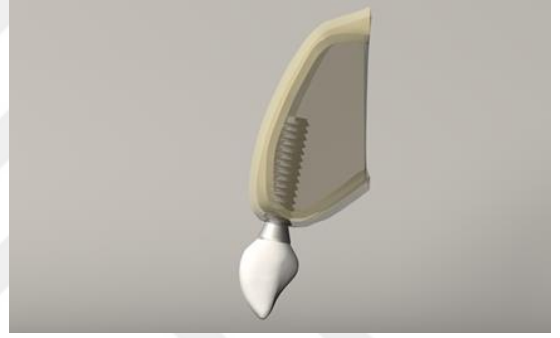
**Model 5 Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Model 6 Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Model 7 Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**



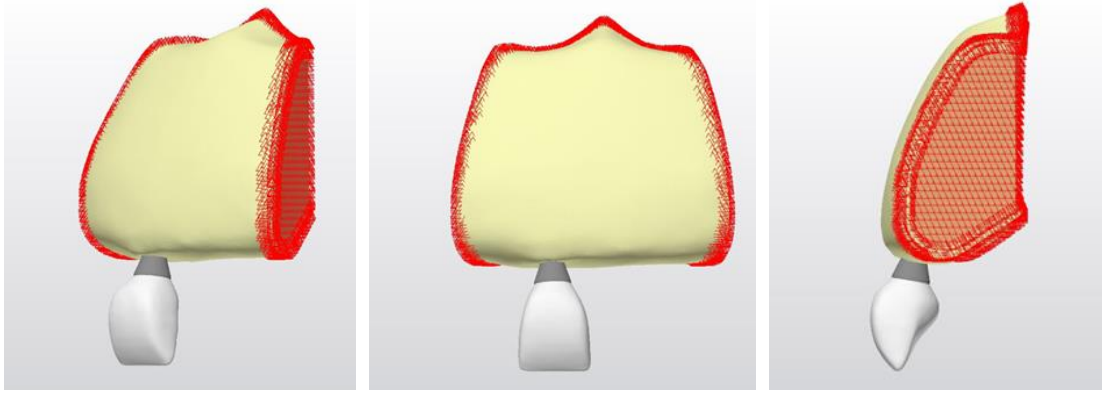
**Model 8 V yiv şekilli silindirik implant**

**Şekil 3. 16** Çalışmamızda kullanılan modeller ve implantların kemik içindeki konumları.

Yaptığımız çalışmada; 8 farklı tasarımda implant, atrofik maksilla anterior bölgeye yerleştirilmiştir. 21 numaralı dişin singulum bölgesine vertikal ve 30° açılı 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Toplamda 8 adet modelleme yapılmış, 16 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir.

### **3.4. Sınır Koşullarının Belirlenmesi**

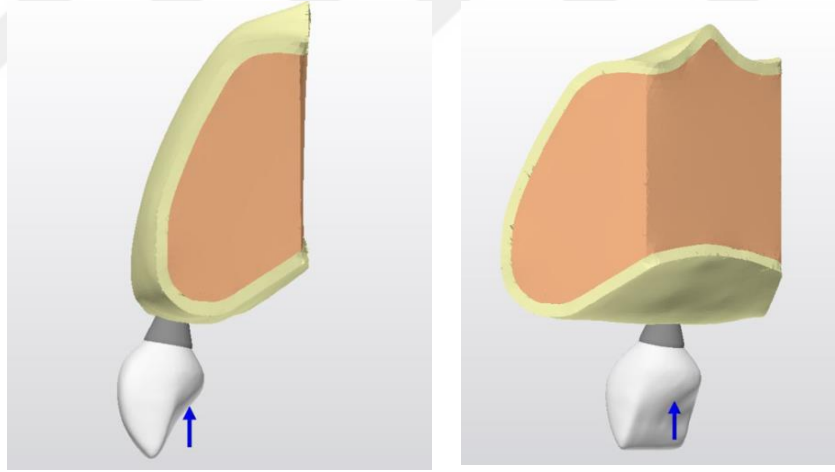
Model çene kemiğinin yanlarından ve arkasından DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



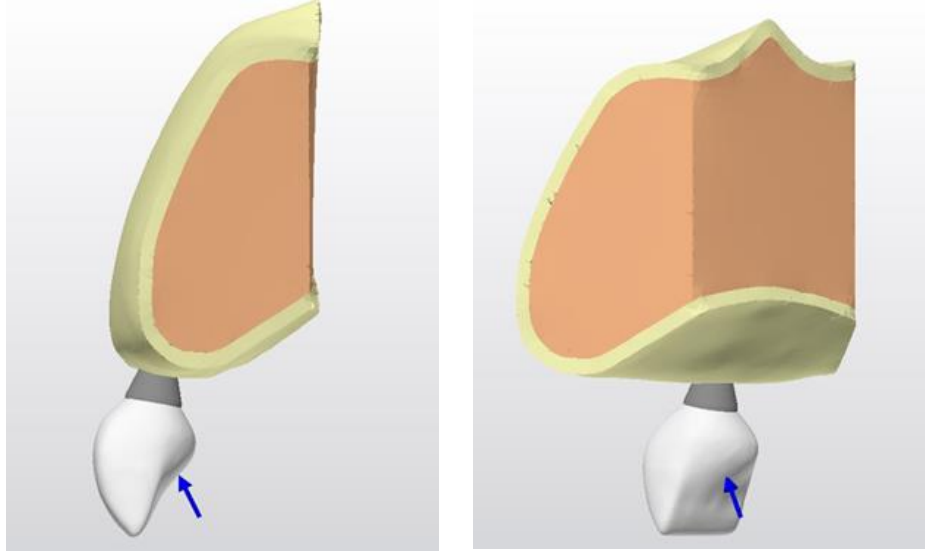
**Şekil 3. 17** Sınır Koşulları.

### 3.5. Yükleme Koşulları

21 nolu dişin singulum bölgesinden vertikal olarak 100 N'luk, oblik olarak ise 30° açıyla 100N'luk kuvvet uygulanmıştır. Bu değerler doğal çiğneme kuvvetlerine yakın değerler olarak seçilmiştir.



**Şekil 3. 18** 100 N'luk Vertikal Kuvvetler.



**Şekil 3. 19** 30 ° Açılı Oblik Kuvvetler.

### **3.6. Modellerin Değerlendirilmesi**

Yaptığımız çalışmada; 8 farklı tasarımda implant, maksillaya 21 numaralı bölgeye yerleştirilmiştir. 21 numaralı dişin singulum bölgesine vertikal ve 30° açılı 100 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Toplamda 8 adet modelleme yapılmış, 16 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir.

Bu analizlerin implantlar ve abutmentler için Von Mises, kortikal ve trabeküler kemik için, çekme (Pmax) ve basma (Pmin) stres değerleri elde edildi. İmplantlar ve abutmentler üzerinde oluşan stresler incelenirken VMS değerleri, kemik üzerinde oluşan stresler incelenirken ise Pmax ve Pmin PS değerleri dikkate alındı.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

## 4. BULGULAR

Çalışmada konik ve silindirik olmak üzere yivli implantlar kullanılmıştır. İmplantların çapı standart 3,3 mm olarak, uzunluklar ise 12 mm olarak belirlendi. İmplantların yiv şekilleri; kare, payanda, ters payanda ve v şekilli olmak üzere dört farklı tip yiv kullanılmıştır. Ticari implant çeşitlerinin birbirinden çok farklı olması nedeniyle çalışmada standart deneysel implantlar modellenmiştir. İmplantlar 21 nolu dişsiz bölgeye, olacak şekilde toplam 8 grup olarak tasarlanmıştır. Bu implantlara vertikal olarak 100 N'luk ve 30 derece açılı oblik 100 N 'luk kuvvet uygulanmıştır.

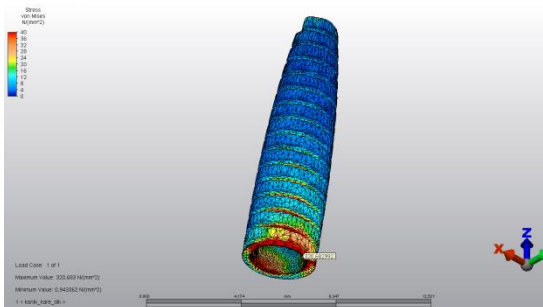
Sonlu elemanlar analiz sonuçlarında eksi değerler basma streslerini, artı değerler ise çekme streslerini belirtmektedir. Kemik dokusu gibi kırılğan materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde daha doğru sonuçlar veren asal stres (principal stres; Pmax, Pmin) değerlerinden; titanyum gibi çekilebilir bir materyallerde Von Misses stres değerlerinden faydalanılmıştır.

Çalışmanın bu bölümünde farklı yükleme koşullarındaki analiz verileri başlıklar halinde verilmiştir. Modellerdeki kortikal ve spongios kemikte ortaya çıkan gerilme ve sıkışma stresleri (Pmax ve Pmin değerleri) grafikler, tablolar ve renk skalalarının eşlik ettiği stres dağılım görselleriyle birlikte değerlendirilmiştir. Ayrıca implantlar ve abutmentlar üzerinde oluşan Von Misses stresleri incelenmiştir. Görseller, grafik ve tablolarla desteklenmiştir.

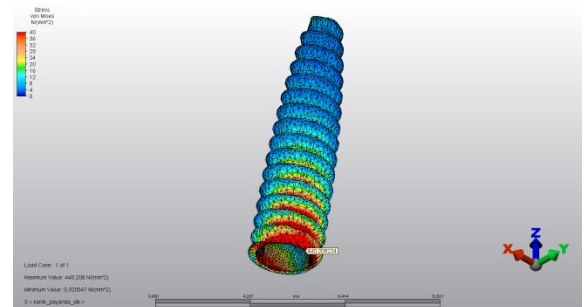
### 4.1. Konik İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri

#### 4.1.1. İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri

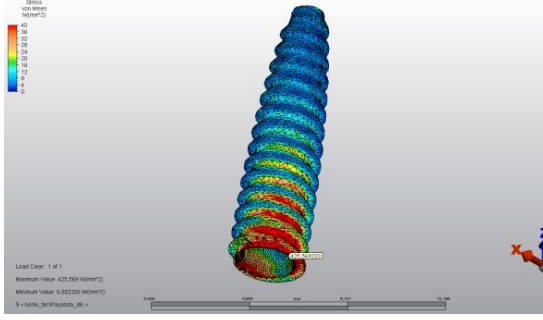
#### Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri



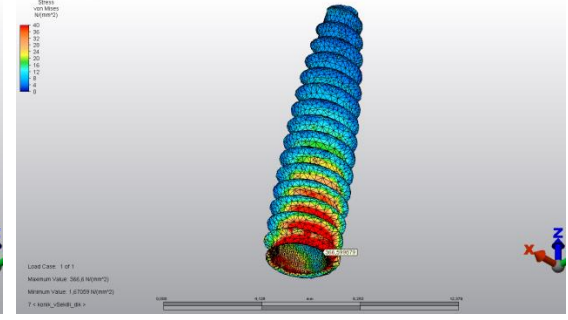
**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**

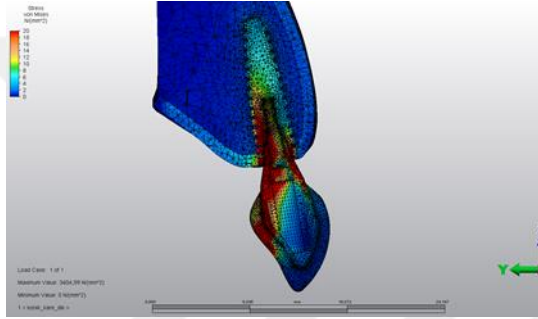


**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

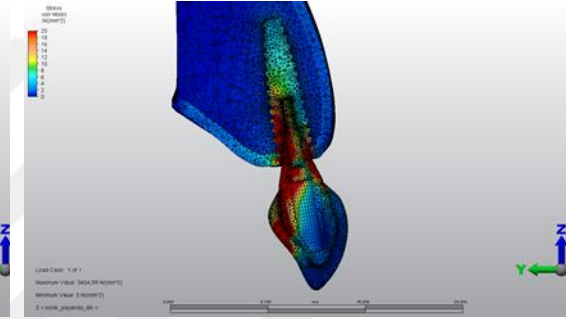


**V yiv şekilli konik implant**

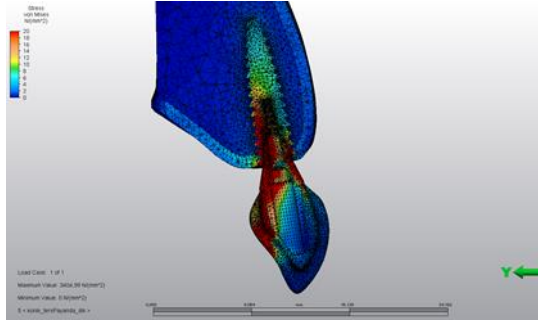
**Şekil 4. 1** Konik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.



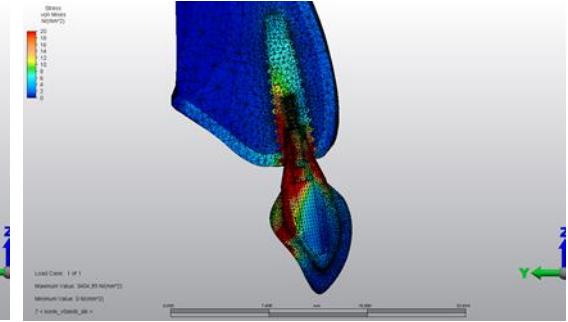
**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**



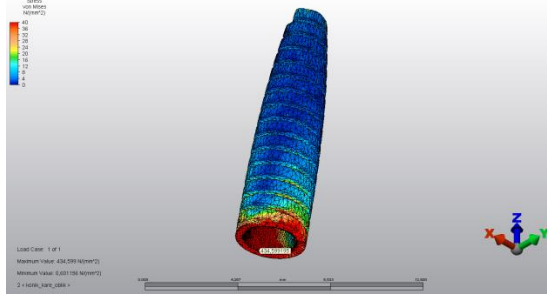
**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 2** Konik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagittalden görünümü.

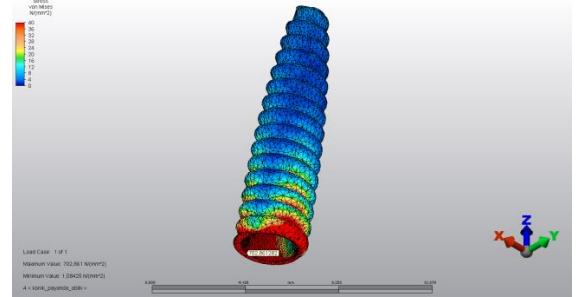
Konik implantlarda vertikal kuvvetler karşısında implant üzerinde oluşan en yüksek VMS değeri 440,208224 MPa ile payanda yiv şeklinde görülürken, en düşük VMS 320,682992 MPa ile kare yiv şeklinde görülmüştür. Vertikal yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel

dağılımları Tablo 4.1.'de ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.1. ve Şekil 4.2.'de verilmiştir.

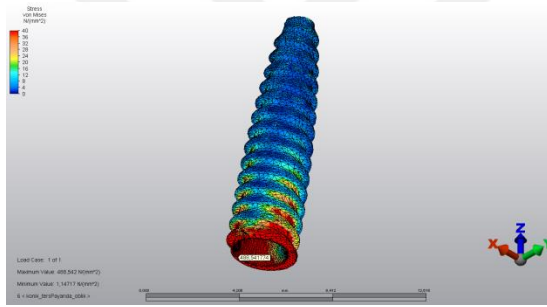
### Oblik Kuvvetler Altında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri



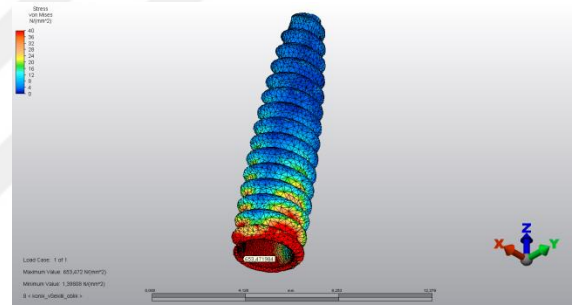
**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**

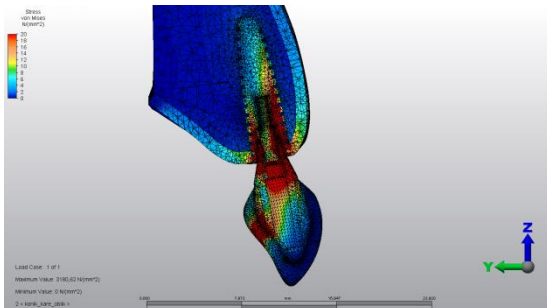


**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

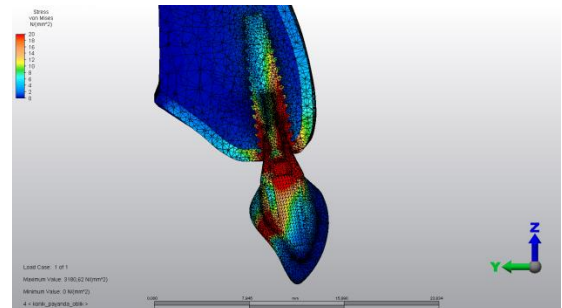


**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 3** Konik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.



**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**

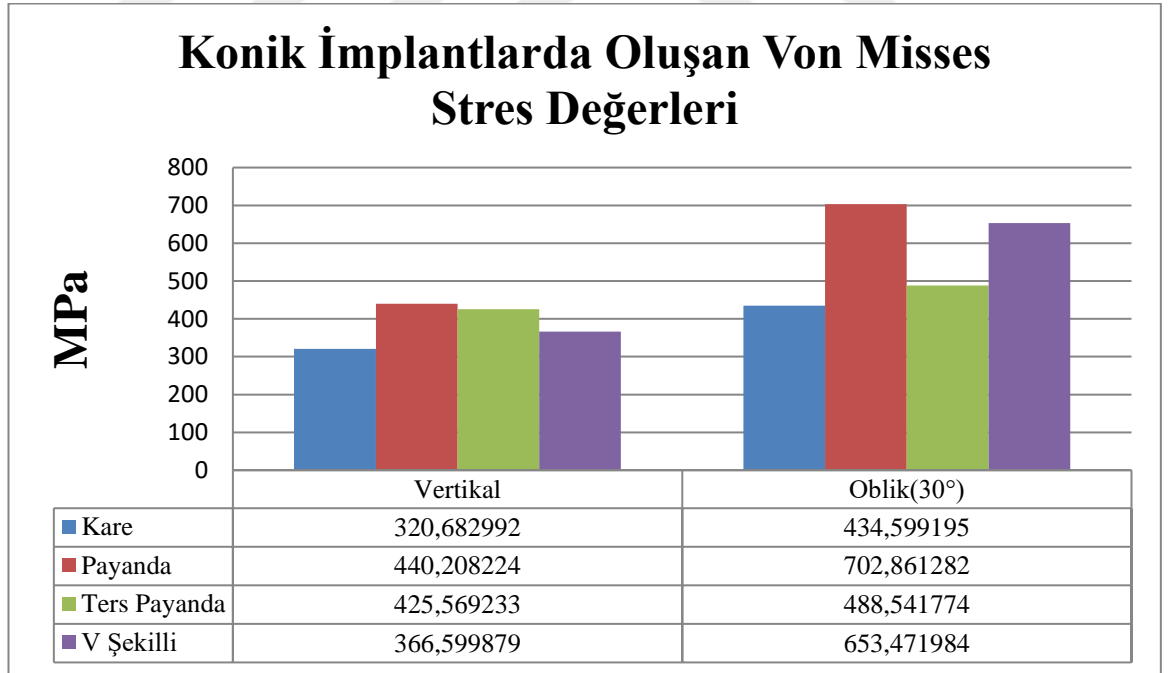


**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 4** Konik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagitalden görünümü.

Konik implantlarda 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında implant üzerinde oluşan en yüksek VMS değeri 702,861282 MPa ile payanda yiv şeklinde görülürken, en düşük VMS 434,599195 MPa ile kare yiv şeklinde görülmüştür. Oblik yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Mises streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.1.'de ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.3. ve Şekil 4.4.'de verilmiştir.



**Tablo 4. 1** Konik implantlarda vertikal ve oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.

Elde edilen verilere göre konik implantlarda vertikal kuvvetler altında oluşan Von Mises stresi payanda ve ters payanda yiv şeklinde en yüksek, kare ve v yiv

şekilli de ise daha az çıkmıştır. Stresler en çok implantların boyun bölgesinde meydana gelmiştir.

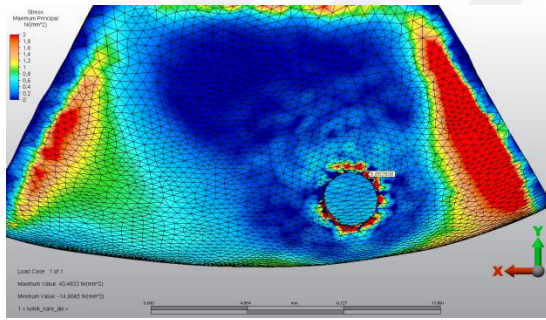
Oblik kuvvetler altında konik implantlarda meydana gelen Von Mises stresleri vertikal kuvvetlere göre daha yüksektir. En yüksek stres payanda yiv şeklindeki, en düşük stres kare yiv şeklinde görülmüştür. Stresler en yüksek implantın boyun bölgesinde meydana gelmiştir.

#### 4.1.2. Kemikte Meydana Gelen Principal Stres Değerleri

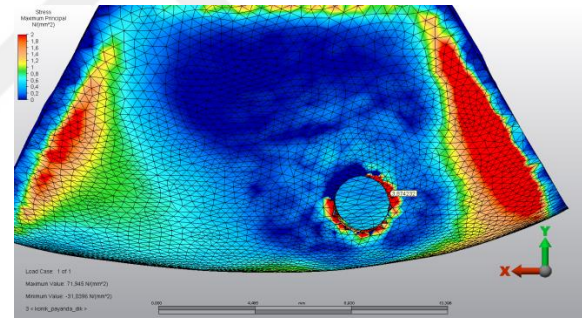
##### 4.1.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Principal Stres Değerleri

Kortikal kemik üzerinde, implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü nokta değerlendirilmeye alınmıştır.

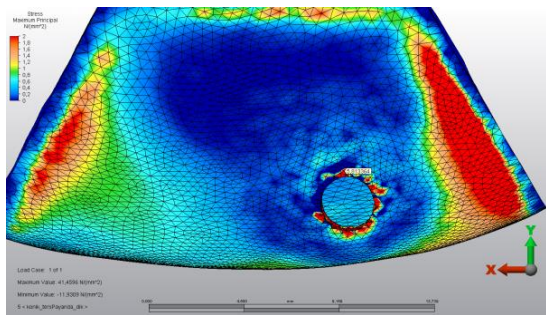
#### Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres Değerleri



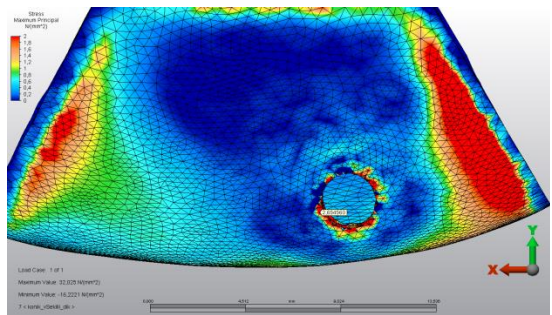
Kare yiv şekilli konik implant



Payanda yiv şekilli konik implant



Ters payanda yiv şekilli konik implant



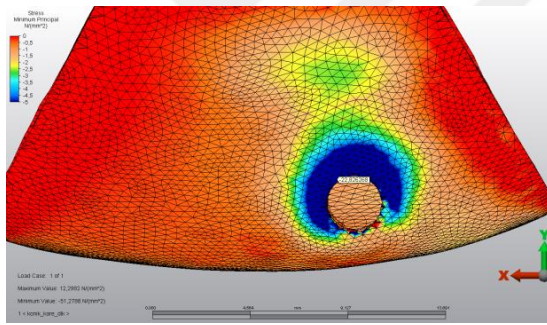
V yiv şekilli konik implant

Şekil 4. 5 Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

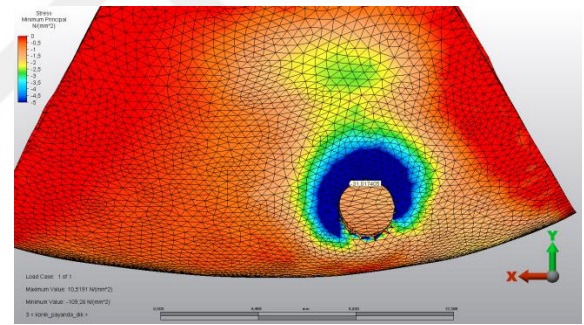
Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 5,8525 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 2,65456 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.5’de verilmiştir. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.2.’de verilmiştir.

Vertikal kuvvetler altında stresin implantın boyun bölgesinde kortikal kemik üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Oluşan stres implantın apeksine doğru gidildikçe azalmıştır. En düşük Pmax değeri V şekilli yivde görülürken, kare ve payanda yiv şeklinde ise v yiv şekline göre iki kat fazla Pmax stresi oluşmuştur.

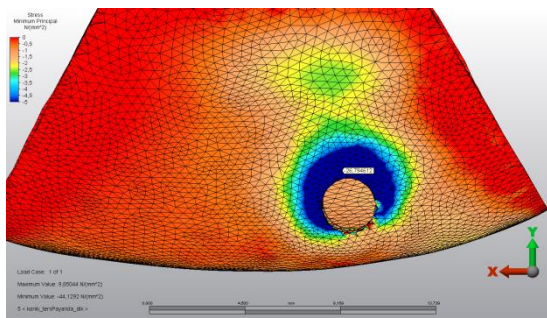
### Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres Değerleri



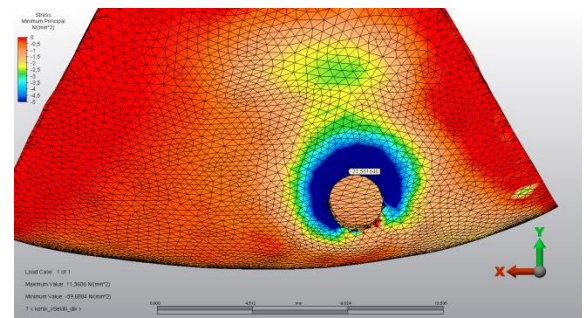
**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

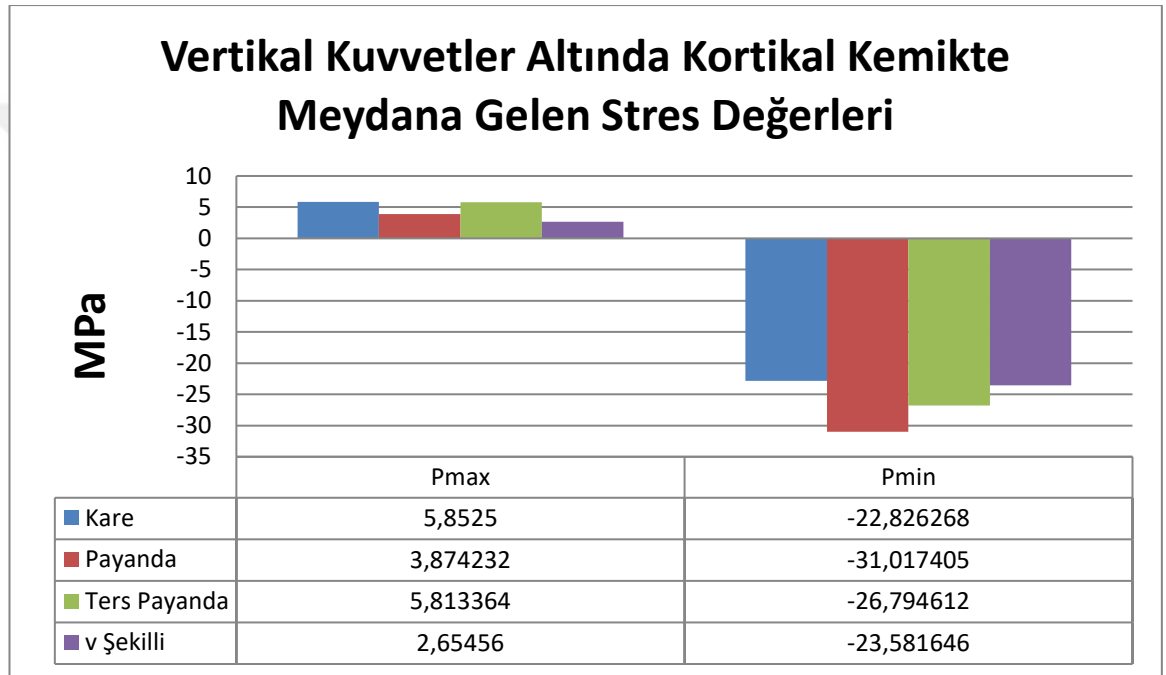


**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 6** Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

En yüksek Pmin ise -31,017405 MPa ile payanda yiv şekilli implant çevresinde izlenirken en düşük Pmin değeri -22,826268 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde oluşmuştur. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.6'da verilmiştir. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.2.'de verilmiştir.

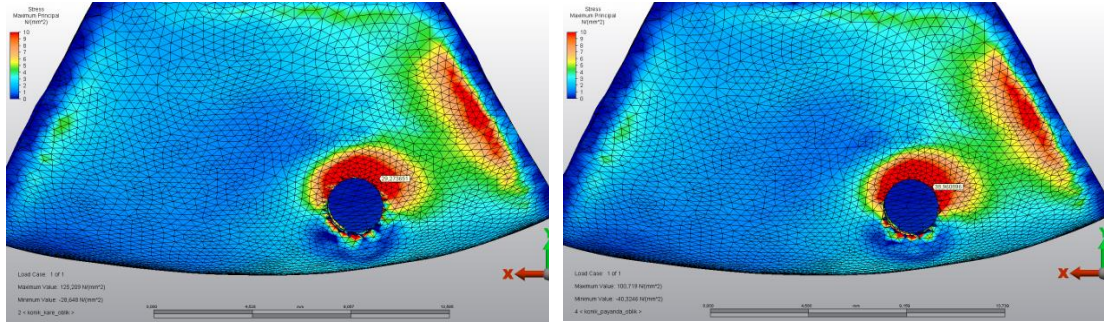
Vertikal kuvvetler altında konik implantlarda kortikal kemikte Pmin değeri en yüksek palatinal tarafta implantın boyun bölgesindeki kortikal kemik üzerinde oluşmuştur. Pmin değeri en yüksek payanda yiv şeklinde görülürken, kare, ters payanda ve V yiv şeklinde değerler benzer olmak üzere daha düşük stres oluşmuştur.



**Tablo 4. 2** Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

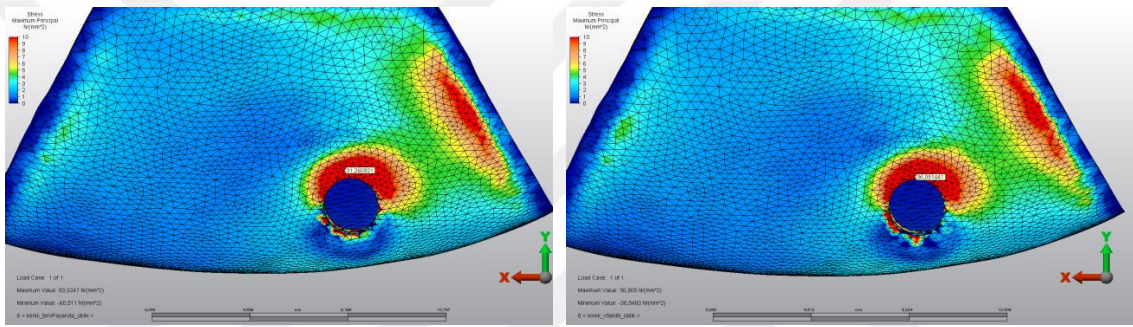
Elde edilen verilere göre tüm gruplarda sıkışma tipi stresler çekme tipi streslere göre daha baskındır.

## Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres Değerleri



**Kare yiv şekilli konik implant**

**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

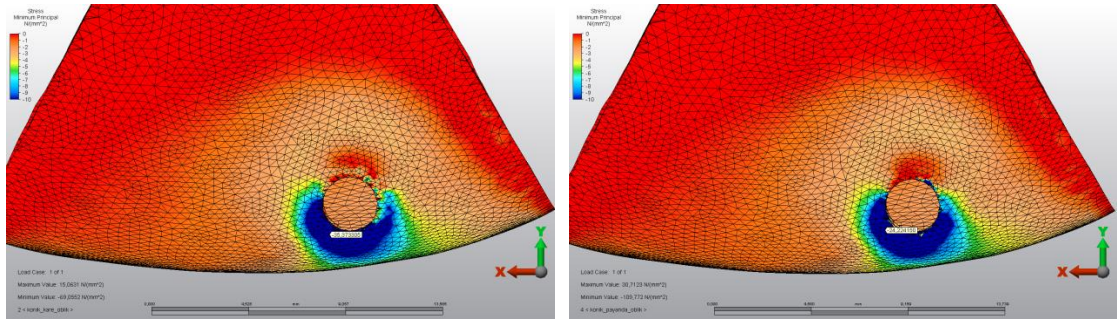
**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 7** Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 38,960896 MPa ile payanda yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 29,273651 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.7'de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.3.'de verilmiştir.

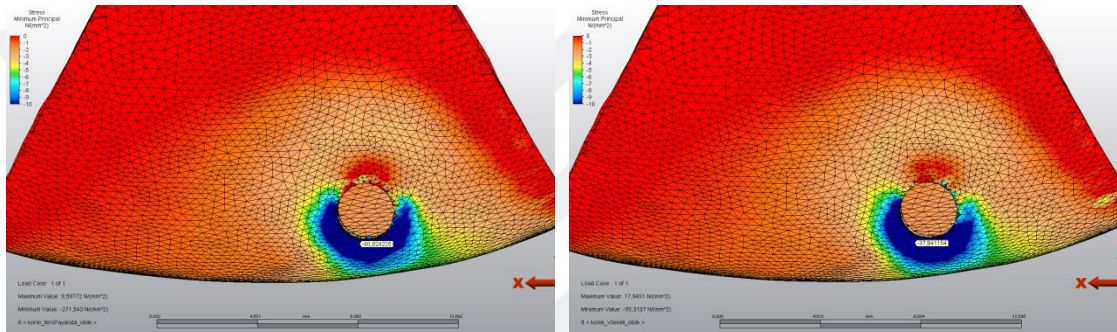
Konik implantlar oblik kuvvetler altında stres palatinal tarafta implantın boyun bölgesinde kortikal kemik üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. En düşük Pmax değeri payanda şekilli yivde görülürken, en düşük kare yivde görülmüştür. Ancak tüm yiv şekillerinde oluşan Pmin stres değeri benzerdir.

## Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres Değerleri



**Kare yiv şekilli konik implant**

**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

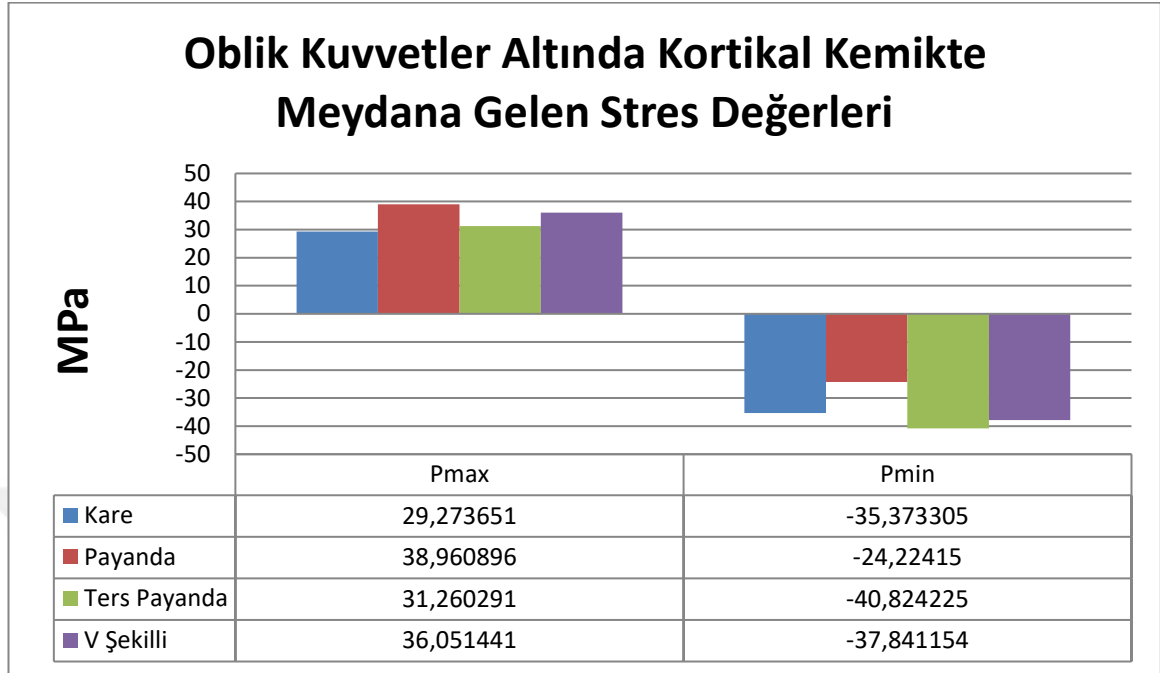
**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 8** Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmin değeri -40,824225 MPa ile ters payanda yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmin değeri -24,224150 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.8’de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.3.’de verilmiştir.

Oblik kuvvetler altında konik implantlarda kortikal kemikte Pmin değeri en yüksek bukkal tarafta implantın boyun bölgesindeki kortikal kemik üzerinde oluşmuştur. Pmin değeri en düşük payanda yiv şeklinde görülürken, kare, ters

payanda ve V yiv şeklinde değerler benzer olmak üzere payanda yive göre yaklaşık 2 kat daha yüksek stres oluşmuştur.

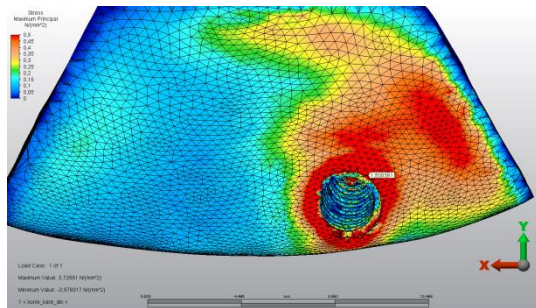


**Tablo 4. 3** Konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

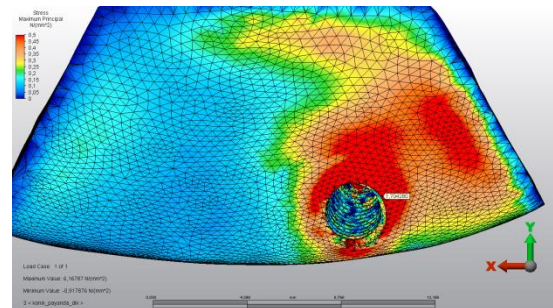
Elde edilen verilere göre tüm gruplarda sıkışma tipi stresler çekme tipi streslere göre daha baskındır.

#### 4.1.2.2. Spongiyöz Kemikte Oluşan Stres Değerleri

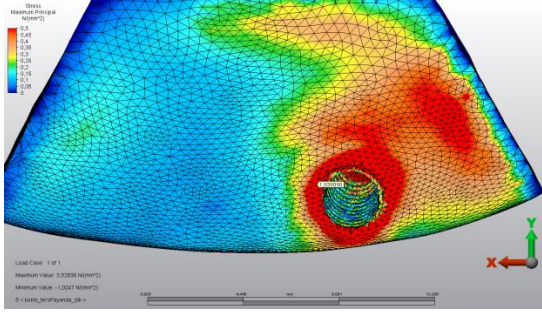
#### Vertikal Kuvvetler Altında Spongiyöz Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres Değerleri



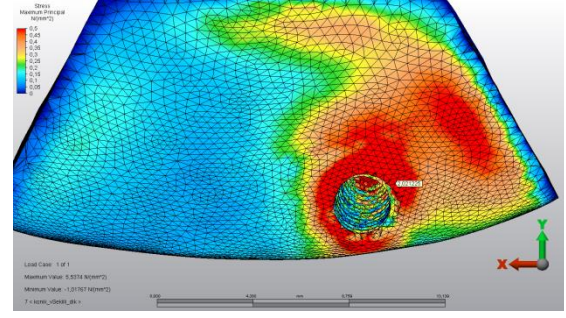
**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**



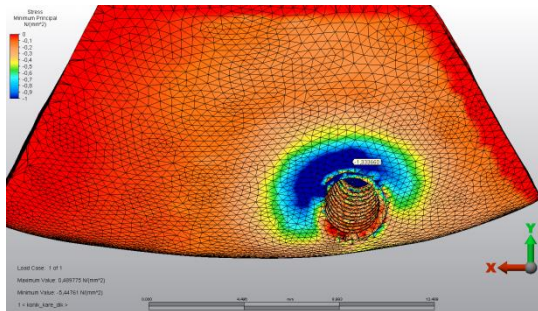
**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 9** Konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

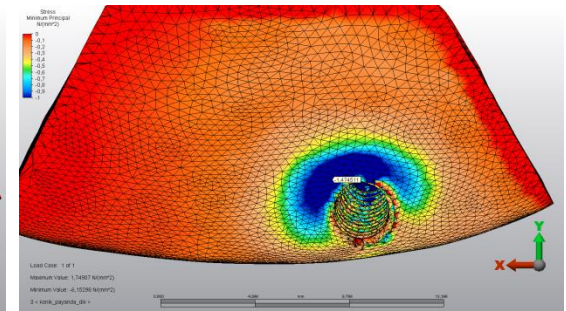
Konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 2,021225 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 1.500381 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.9'da verilmiştir. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.4.'de verilmiştir.

Spongiöz kemik vertikal kuvvetler karşısında oluşan stres implantın temas ettiği spogioz kemikte özellikle boyun bölgesine yakın olan bölgede oluşmuştur. Pmax değeri en yüksek V yiv şeklinde en düşük ise kare yiv şeklinde görülmüştür. Payanda ve ters payanda yiv şeklinde oluşan stresler benzerdir.

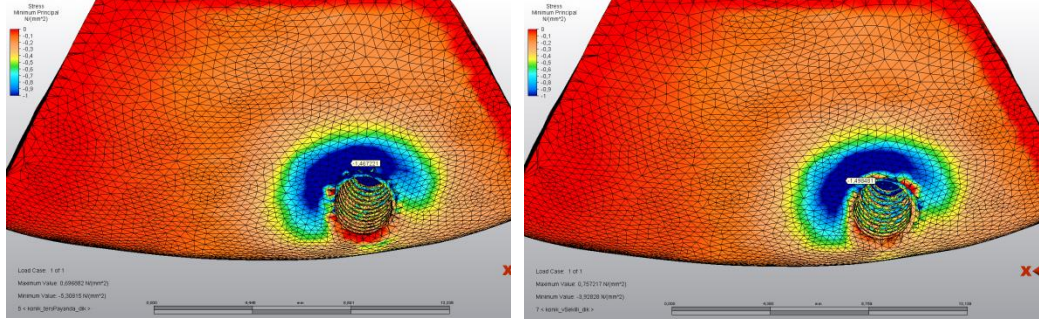
### **Vertikal Kuvvetler Altında Spongiöz Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres Değerleri**



**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

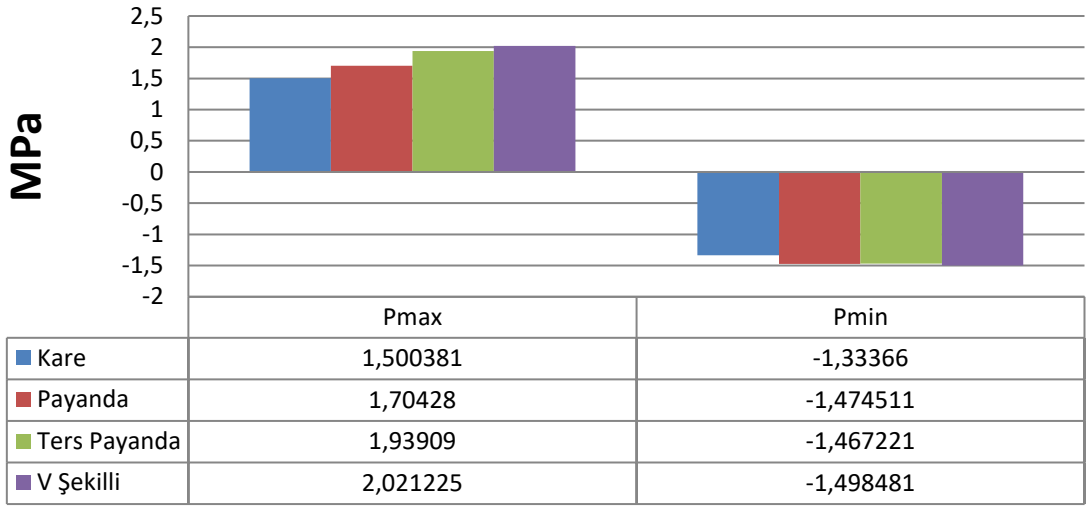
**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 10** Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmin değeri -1,498481 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmin değeri -1,333660 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.10'da verilmiştir. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.4.'de verilmiştir.

Vertikal kuvvetler altında spongioz kemik oluşan basma stresleri özellikle palatinal tarafta yoğunlaşmıştır. Spongioz kemikte tüm yiv şekillerinde benzer Pmin stresleri oluşmuştur. Konik implantlarda spongioz kemikte Pmax stres değeri Pmin stres değerine daha yüksek bulunmuştur.

## Vertikal Kuvvetler Altında Spongiöz Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri

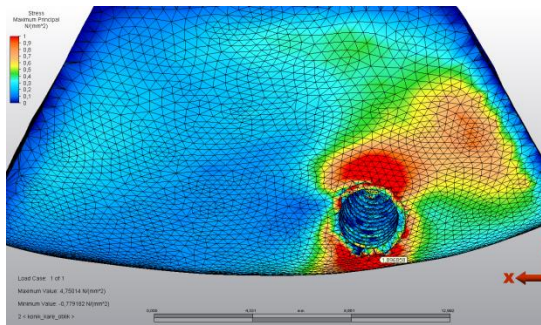


**Tablo 4. 4** Konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

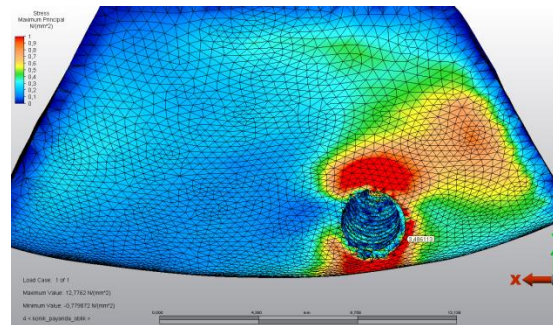
Elde edilen verilere göre tüm gruplarda çekme tipi stresler sıkışma tipi streslere göre daha baskındır.

Vertikal kuvvetler altında konik implantlarda spongiöz kemik üzerinde oluşan Pmax ve Pmin stresler incelendiğinde, bu değerlerin birbirine çok yakın olduğu ve implant yiv şekilleriyle Pmax ve Pmin değeri arasında doğrudan bir ilişki olmadığı sonucuna varılmıştır.

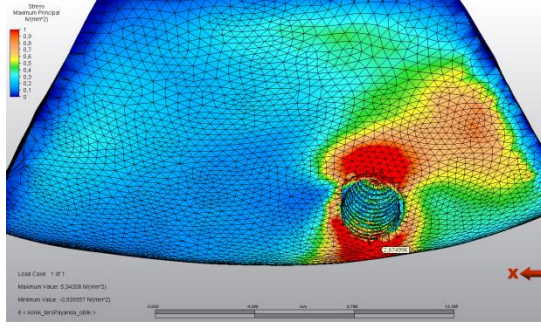
## Oblik Kuvvetler Altında Spongiöz Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres Değerleri



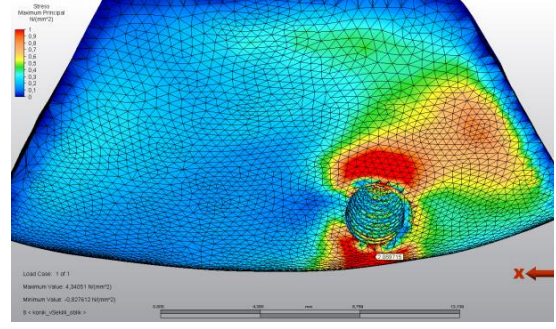
**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**



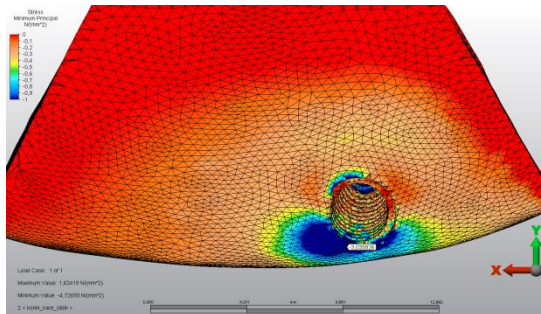
**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 11** Konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

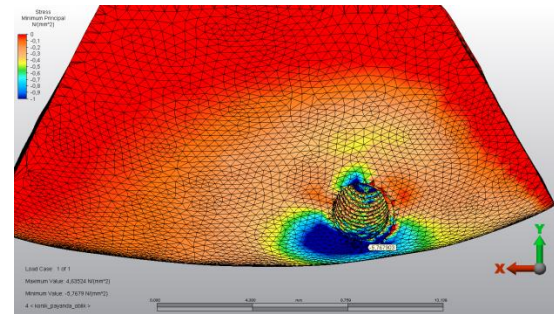
Konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 2,674996 MPa ile ters payanda yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 1,896858 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.11’de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.5.’de verilmiştir.

Oblik kuvvetler altında kemikte meydana gelen stresler bukkal ve palatinal tarafta özellikle implantın boyun bölgesine yakın spongiöz kemik üzerinde oluşmuştur. İmplantın apeksine doğru oluşan stres azalmıştır. En düşük Pmax değeri kare yivde olmak üzere; en yüksek Pmax değeri ise payanda yiv şeklinde kare yive göre yaklaşık 2 kat daha fazla görülmüştür.

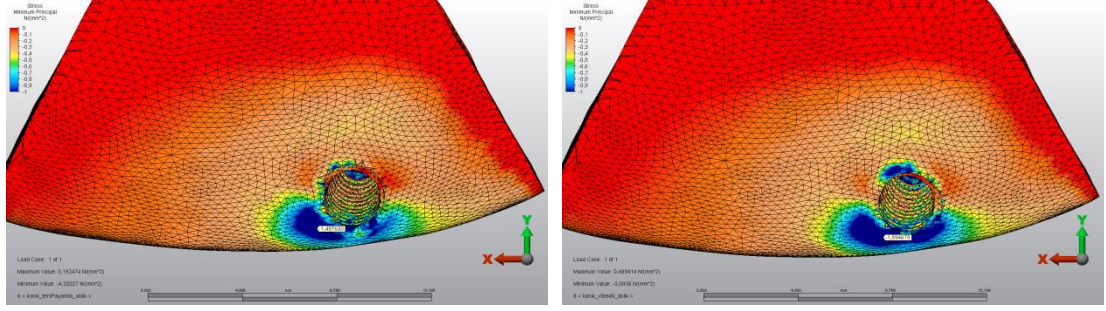
### **Oblik Kuvvetler Altında Spongiöz Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres Değerleri**



**Kare yiv şekilli konik implant**



**Payanda yiv şekilli konik implant**



**Ters payanda yiv şekilli konik implant**

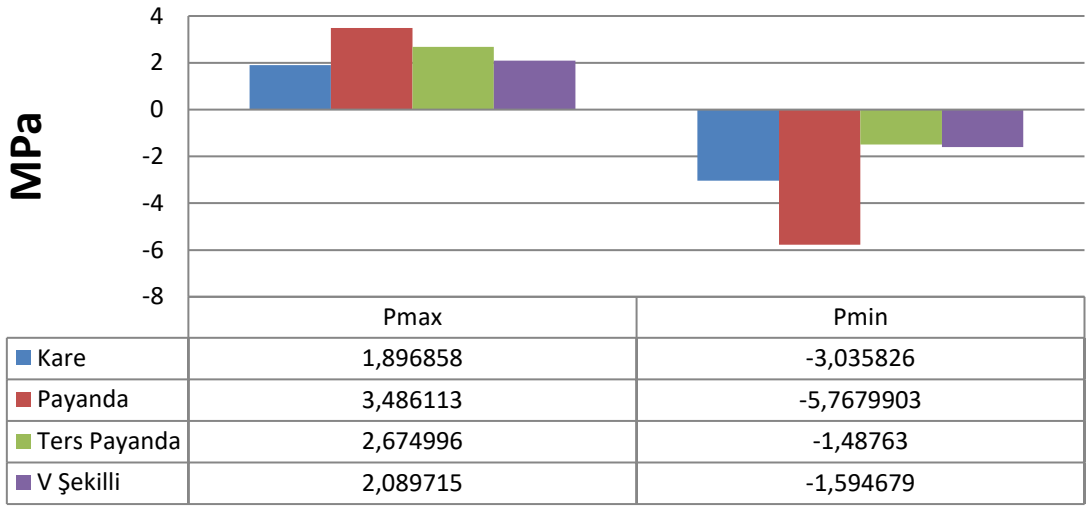
**V yiv şekilli konik implant**

**Şekil 4. 12** Konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

Konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmin değeri -5,767903 MPa ile payanda yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmin değeri -1,487630 MPa ile ters payanda yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.12’de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte ortaya çıkan Pmin streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.5.’de verilmiştir.

Oblik kuvvetler altında kemikte meydana gelen stresler özellikle bukkal spongiöz kemik üzerinde oluşmuştur. İmplantın apeksine doğru oluşan stres azalmıştır. En düşük Pmin değeri ters payanda yiv şeklinde olmak üzere; en yüksek Pmin değeri ise payanda yiv şeklinde ters payanda yive göre yaklaşık 4 kat daha fazla görülmüştür. Ters payanda ve payanda yiv şekillerinde benzer Pmin stres değerleri görülürken kare yivde ise yaklaşık 2 kat daha fazla stres görülmüştür.

## Oblik Kuvvetler Altında Spongioz Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri



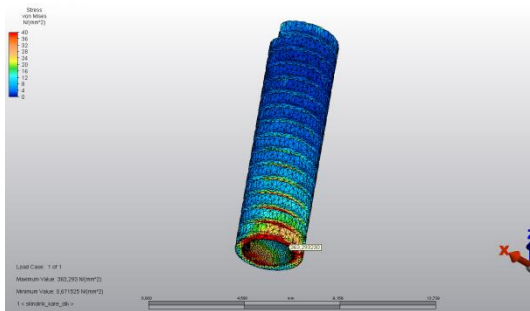
**Tablo 4. 5** Konik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

İmplant üzerine uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda implantın boyun bölgesinde bulunan kortikal kemikte stres değerleri spongioz kemiğe göre daha yüksektir.

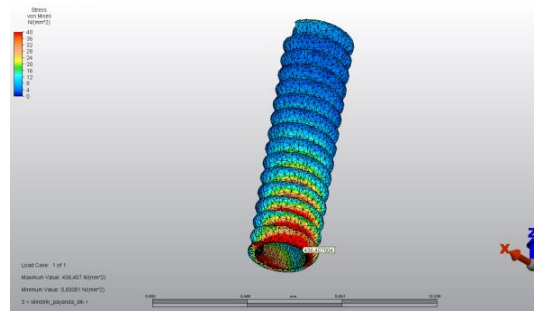
### 4.2. Silindirik İmplantlarda Meydana Gelen Stres Değerleri

#### 4.2.1. İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri

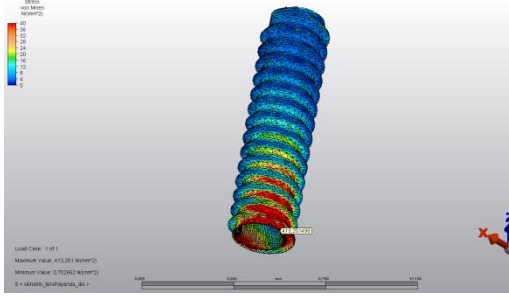
#### Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri



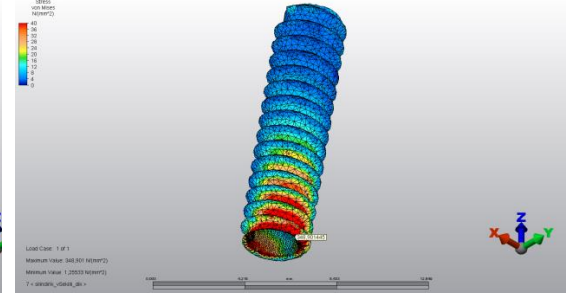
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**

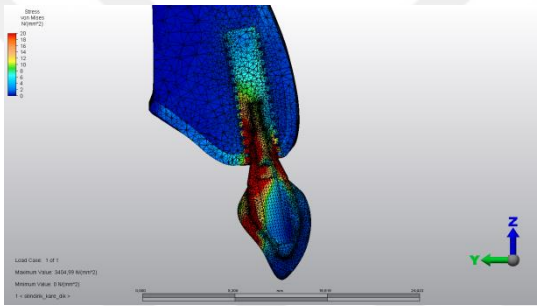


**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**

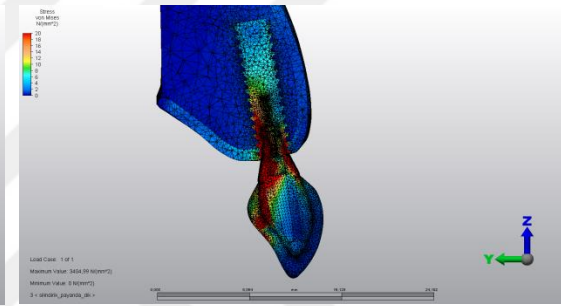


**V yiv şekilli silindirik implant**

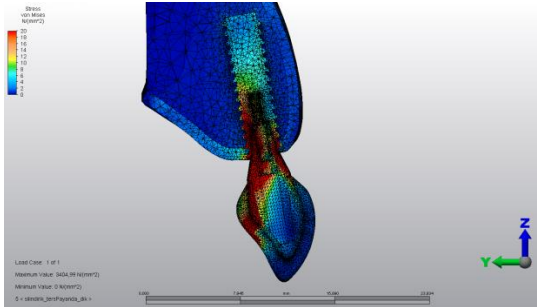
**Şekil 4. 13** Silindirik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.



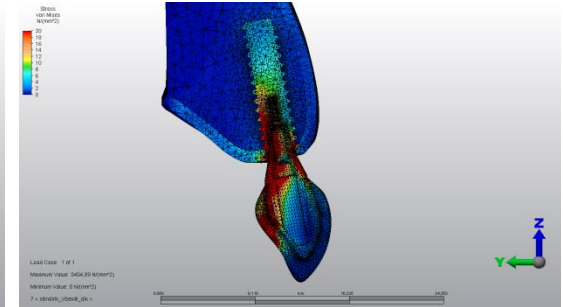
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**



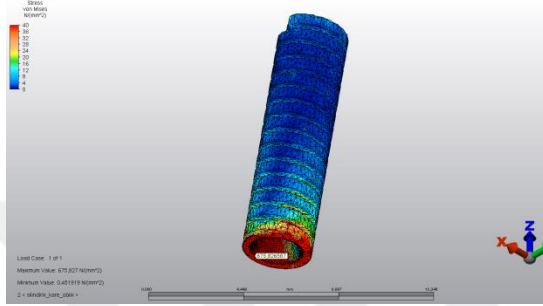
**V yiv şekilli silindirik implant**

**Şekil 4. 14** Silindirik implantlar üzerinde vertikal kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagitalden görünümü.

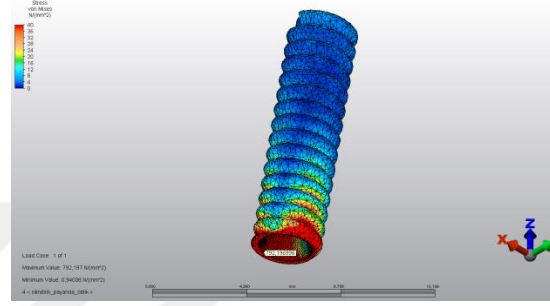
Silindirik implantlarda vertikal kuvvetler karşısında implant üzerinde oluşan en yüksek VMS değeri 436,407004 MPa ile payanda yiv şeklinde görülürken, en düşük VMS 348,901445 MPa ile V yiv şeklinde görülmüştür. Vertikal yükleme sonucu

implantlarda ortaya çıkan Von Mises streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.6.'da ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.13. ve Şekil 4.14.'de verilmiştir.

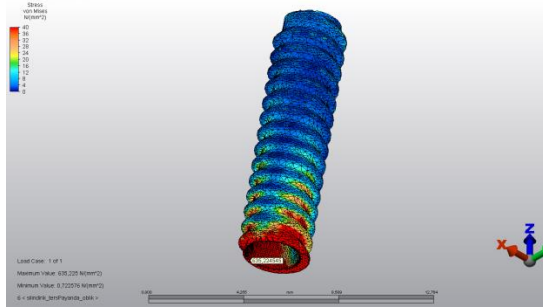
### Oblik Kuvvetler Altında İmplantlarda Meydana Gelen Von Mises Stres Değerleri



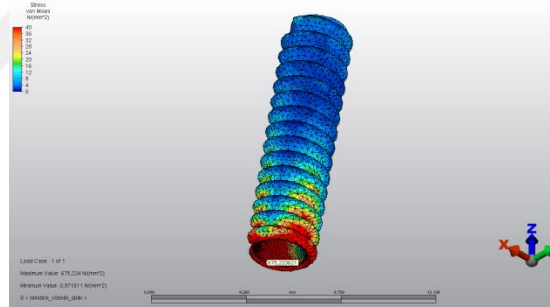
Kare yiv şekilli silindirik implant



Payanda yiv şekilli silindirik implant

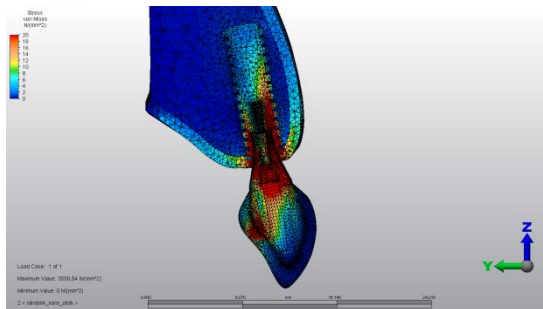


Ters payanda yiv şekilli silindirik implant

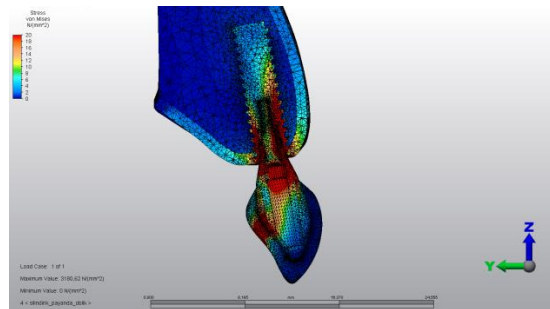


V yiv şekilli silindirik implant

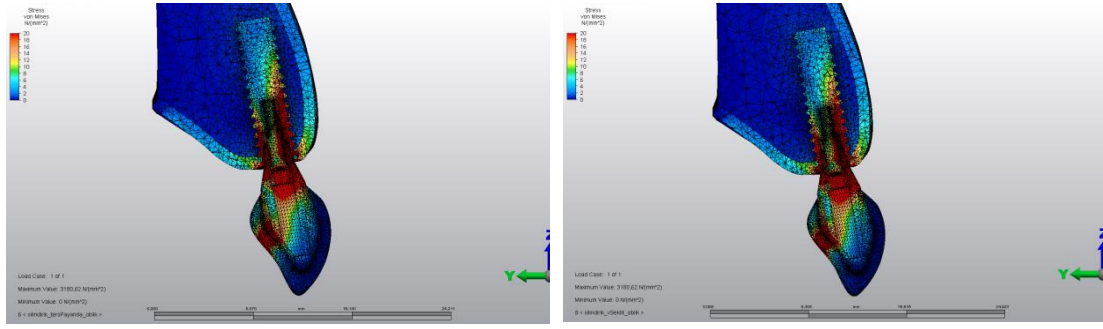
Şekil 4. 15 Silindirik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.



Kare yiv şekilli silindirik implant



Payanda yiv şekilli silindirik implant

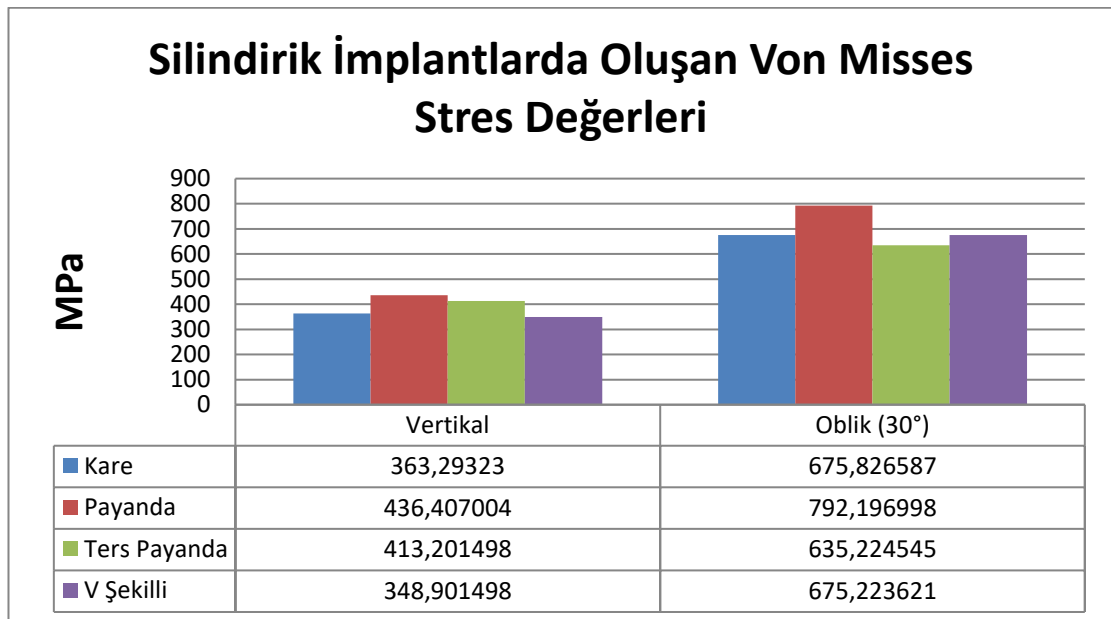


**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**

**V yiv şekilli silindirik implant**

**Şekil 4. 16** Silindirik implantlar üzerinde oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerlerinin sagitalden görünümü.

Silindirik implantlarda 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında implant üzerinde oluşan en yüksek VMS değeri 792,196998 MPa ile payanda yiv şeklinde görülürken, en düşük VMS 635,224545 MPa ile ters payanda yiv şeklinde görülmüştür. Oblik yükleme sonucu implantlarda ortaya çıkan Von Misses streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.6.'da ve renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.15. ve Şekil 4.16.'de verilmiştir.



**Tablo 4. 6** Silindirik implantlarda vertikal ve oblik kuvvetler karşısında oluşan VMS değerleri.

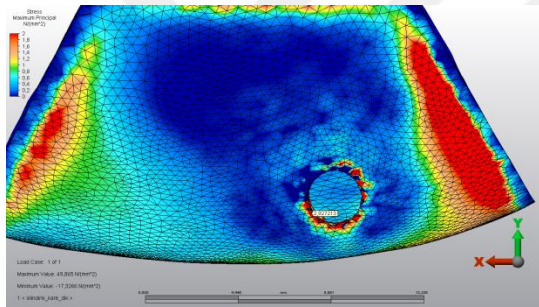
Silindirik implantlarda oblik kuvvetlerle oluşan von mises stresleri vertikal kuvvetlerle oluşan streslerden daha yüksektir. Vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerleri silindirik implantlarda tüm yiv şekillerinde benzerdir. Aynı şekilde oblik kuvvetler altında da tüm yiv şekillerinde benzer Von Mises stresleri oluşmuştur.

#### 4.2.2. Kemikte Meydana Gelen Principal Stres Değerleri

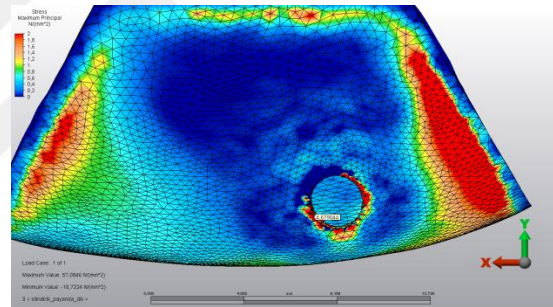
##### 4.2.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Principal Stres Değerleri

Kortikal kemik üzerinde, implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü nokta değerlendirilmeye alınmıştır.

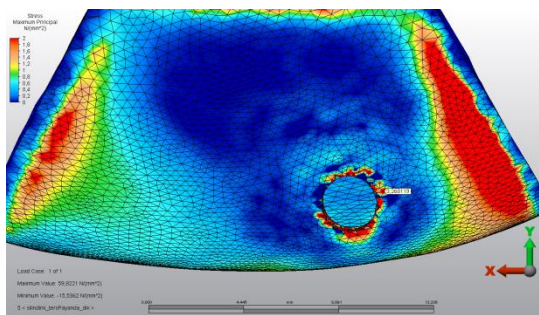
#### Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres Değerler



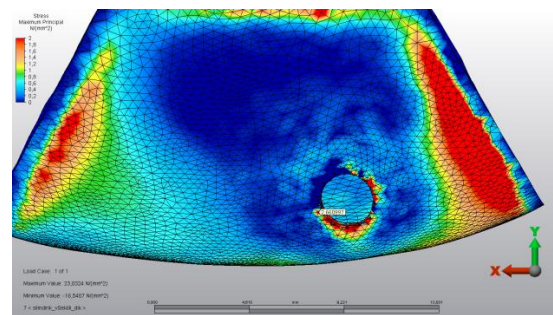
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**



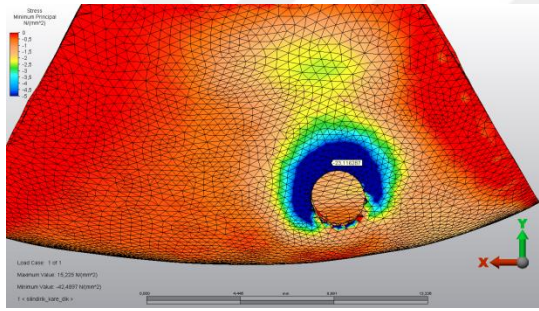
**V yiv şekilli silindirik implant**

**Şekil 4. 17** Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

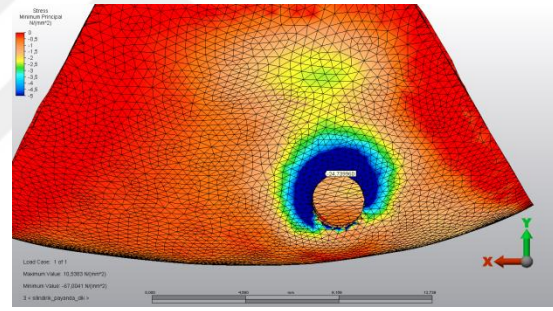
Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 4,679044 MPa ile payanda yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 2,660997 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.17.'de verilmiştir. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.7.'de verilmiştir.

Vertikal kuvvetler altında stresin implantın boyun bölgesinde kortikal kemik üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Stres implantın apeksine doğru gidildikçe azalmıştır. En yüksek payanda ve ters payanda yivde stres oluşumu görülmüştür. Kare ve V şekilli yivde oluşan stresler benzerdir.

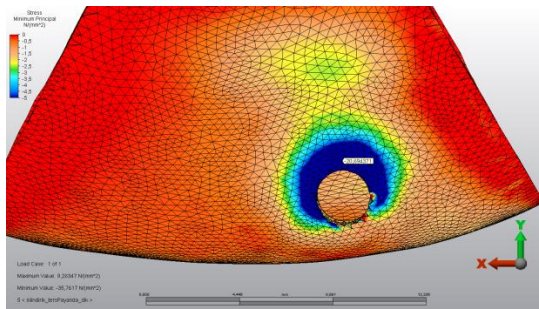
### Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres Değerler



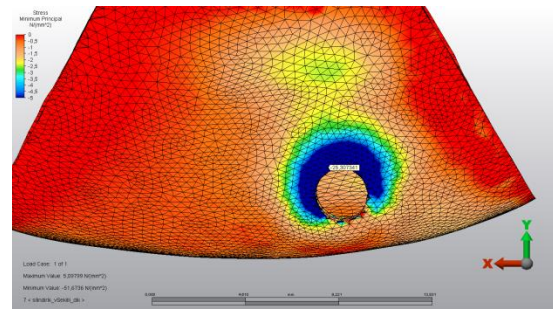
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik  
implant**

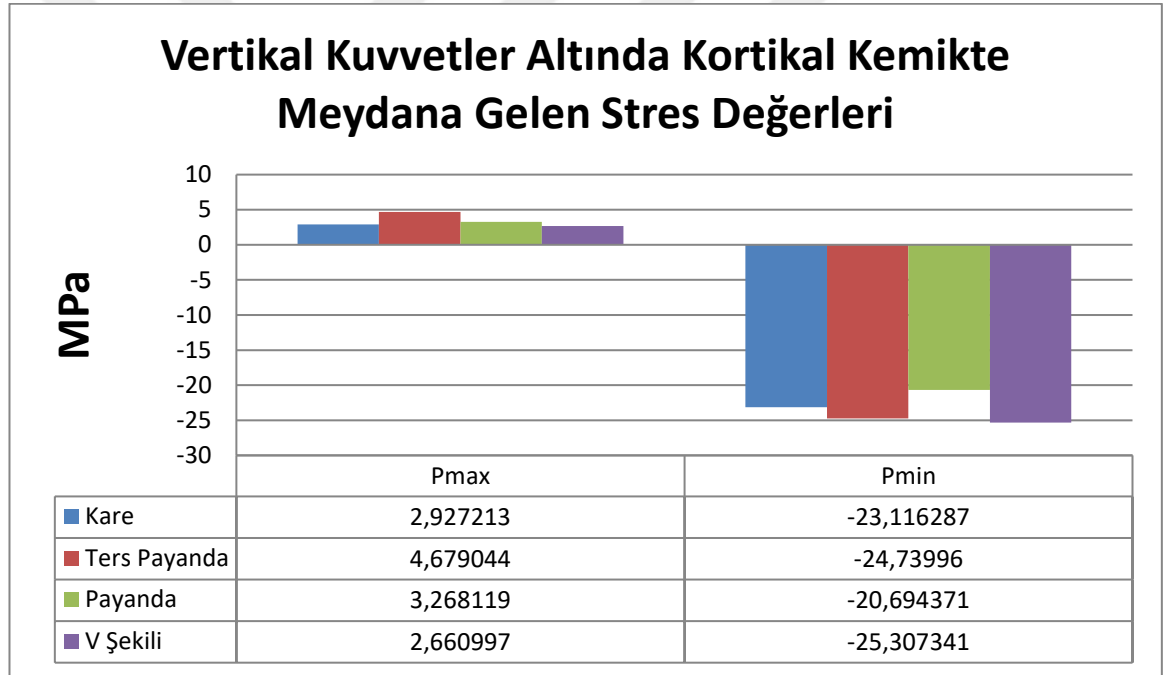


**V yiv şekilli silindirik implant**

**Şekil 4. 18** Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmin ise -25,307341 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde izlenirken en düşük Pmin değeri -20,694371 MPa ile ters payanda yiv şekilli implant çevresinde oluşmuştur. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.18’da verilmiştir. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.7.’de verilmiştir.

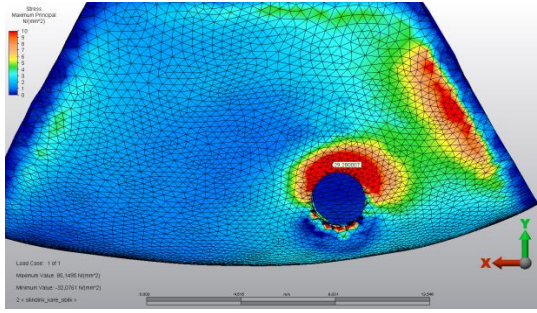
Vertikal kuvvetler altında silindirik implantlarda kortikal kemikte Pmin değeri en yüksek palatinal tarafta implantın boyun bölgesindeki kortikal kemik üzerinde oluşmuştur. Pmin değeri en yüksek ters payanda ve V yiv şeklinde görülürken, kare ve payanda şeklinde daha düşük stres oluşmuştur.



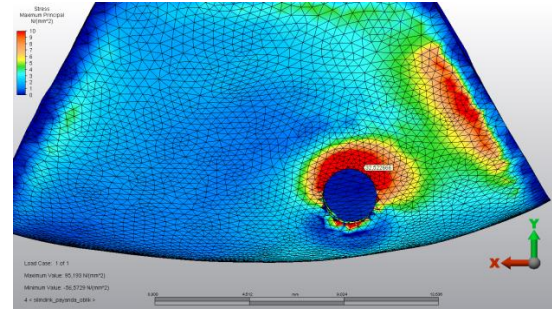
**Tablo 4. 7** Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

Silindirik implantlarda vertikal kuvvetler altında oluşan basma stresleri çekme streslerine çok daha fazladır.

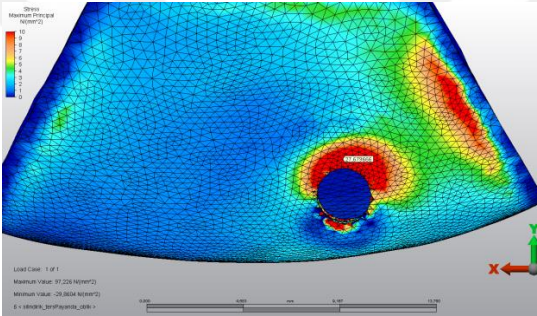
## Oblik Kuvvetler Altında Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres Değerleri



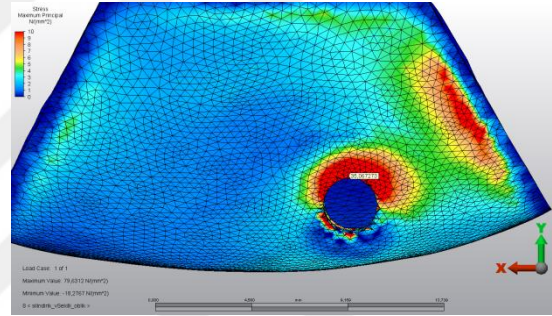
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**

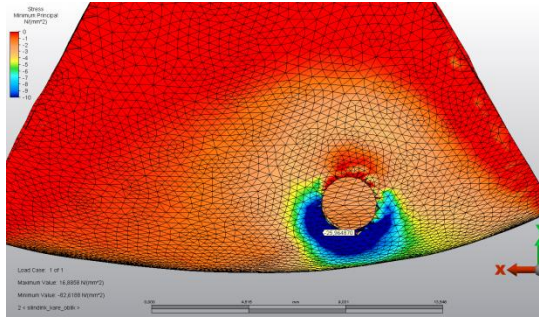


**V yiv şekilli silindirik implant**

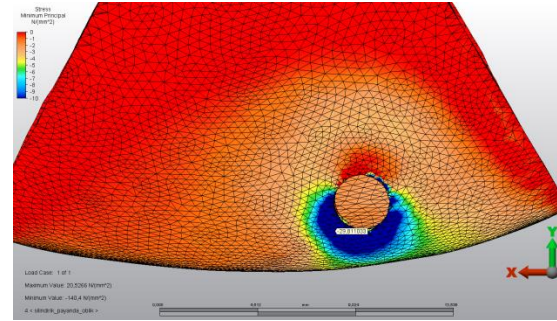
**Şekil 4. 19** Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 35,52266 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 27,679666 MPa ile ters payanda yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.19.'de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.8.'de verilmiştir.

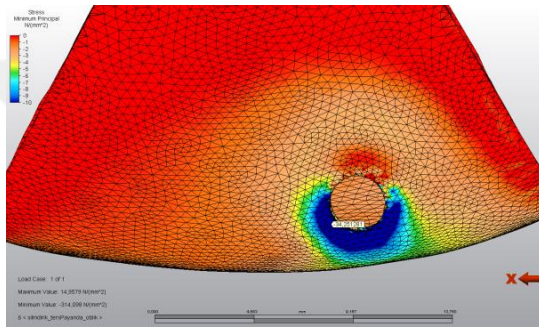
## Oblik Kuvvetler Altında Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres Değerleri



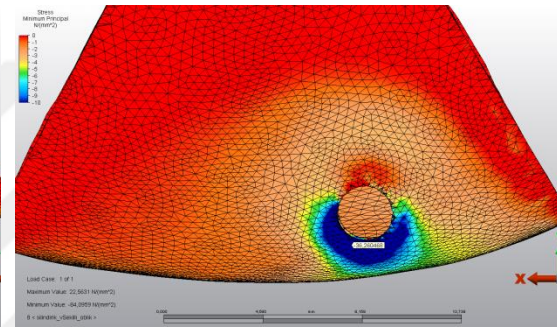
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**

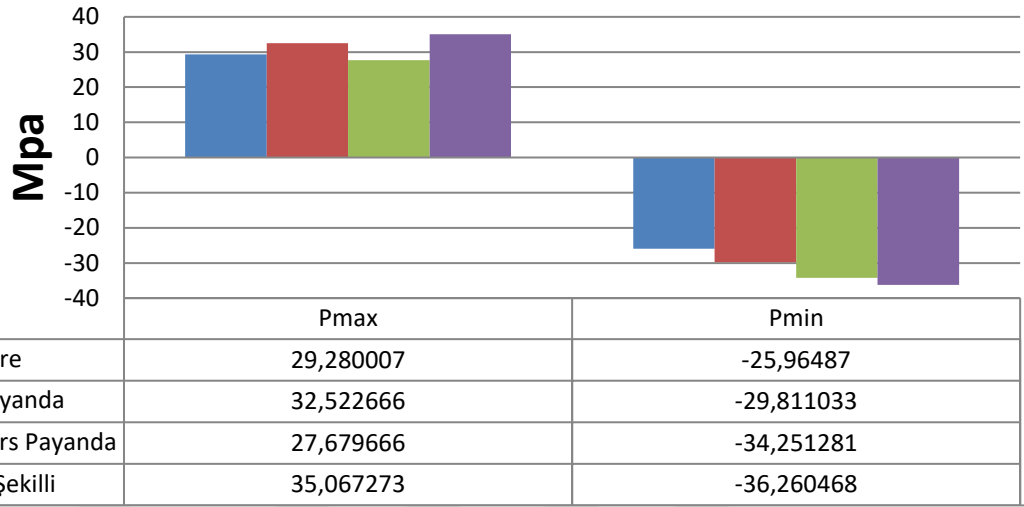


**V yiv şekilli silindirik implant**

**Şekil 4. 20** Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmin ise -36,260468 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde izlenirken en düşük Pmin değeri -25,964870 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde oluşmuştur. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.20’de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.8.’de verilmiştir.

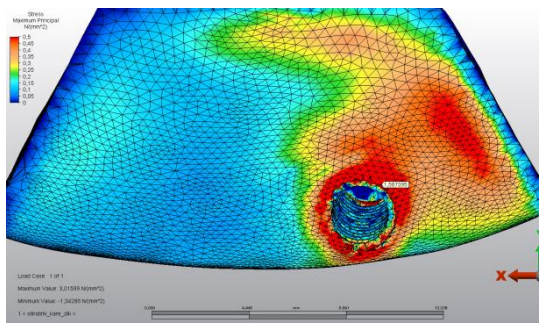
## Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri



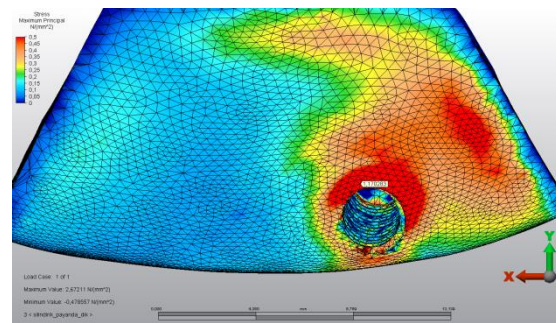
**Tablo 4. 8** Silindirik implantların çevresindeki kortikal kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

### 4.2.2.2. Spongiöz Kemikte Oluşan Stres Değerleri

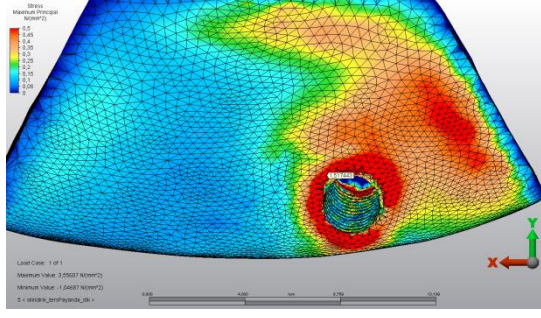
#### Vertikal Kuvvetler Altında Spongiöz Kemikte Meydana Gelen Maksimum Principal Stres Değerleri



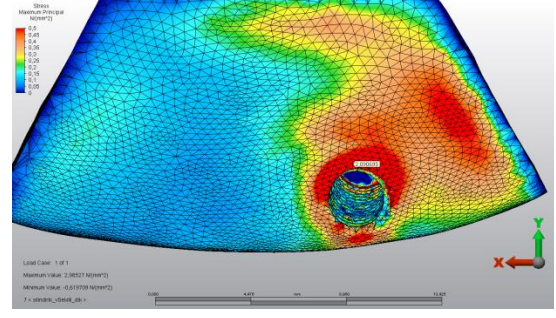
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**

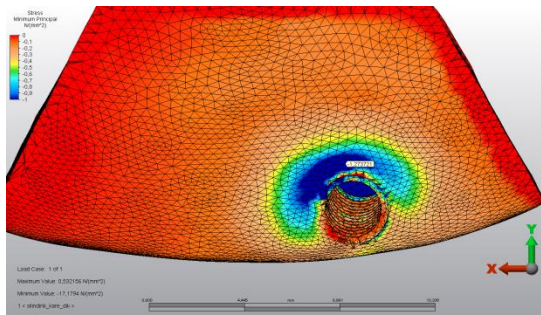


**V yiv şekilli silindirik implant**

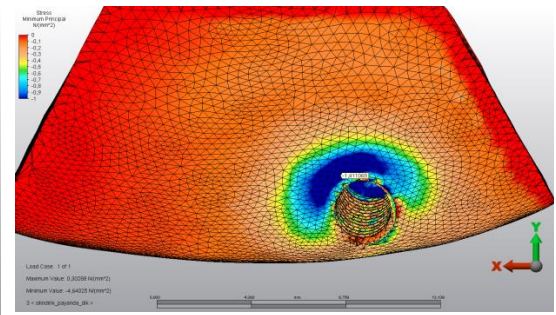
**Şekil 4. 21** Silindirik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

Silindirik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 2,090695 MPa ile V yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 1,517443 MPa ile ters payanda yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.21.'de verilmiştir. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.9.'de verilmiştir.

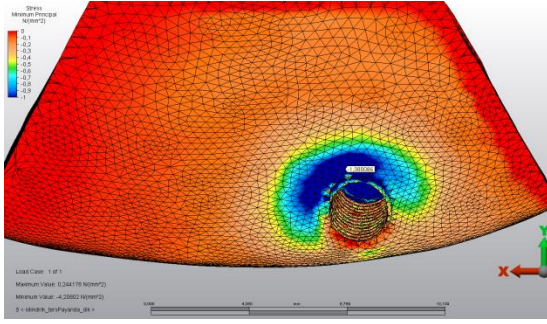
### **Vertikal Kuvvetler Altında Spongiöz Kemikte Meydana Gelen Minimum Principal Stres Değerleri**



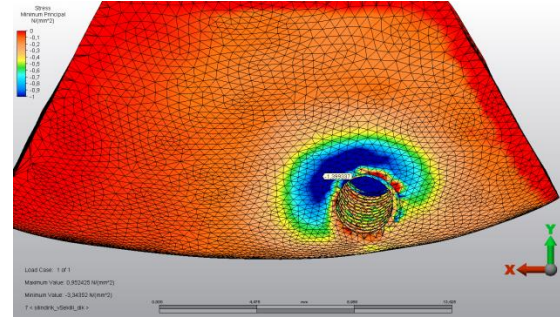
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



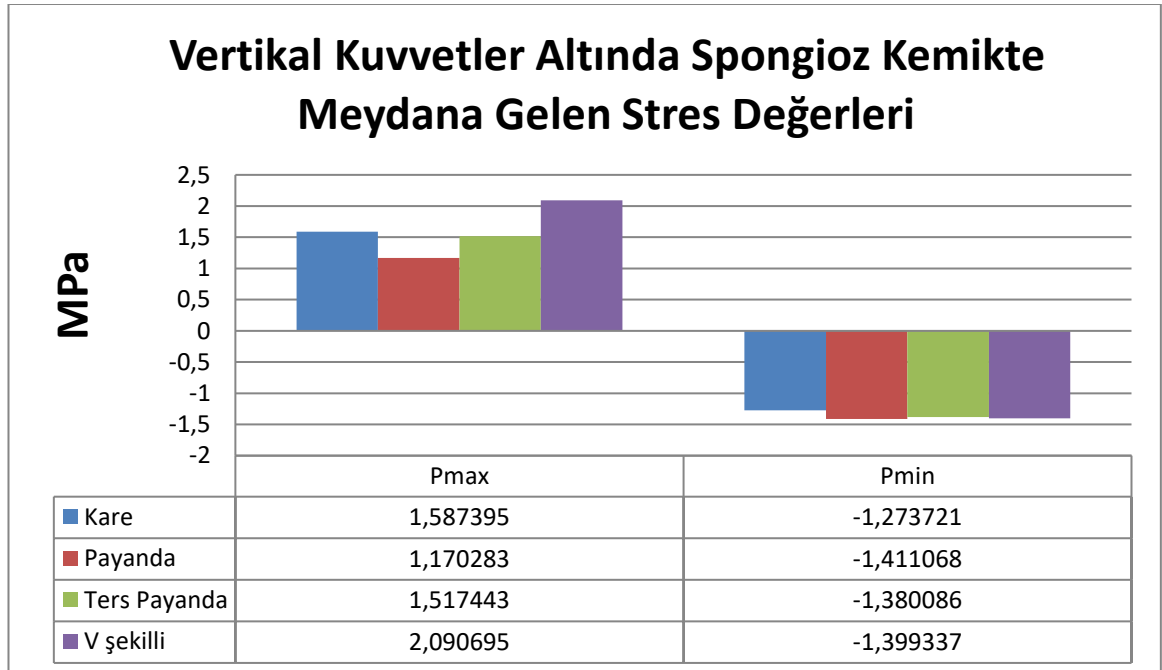
**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**



**V yiv şekilli silindirik implant**

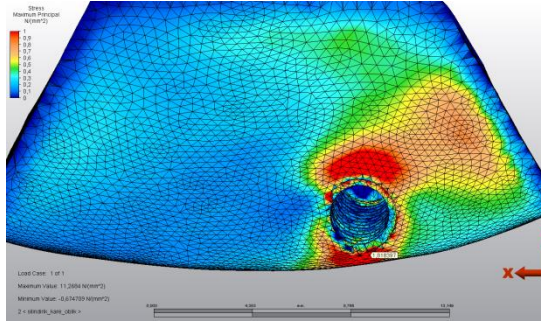
**Şekil 4. 22** Silindirik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

Silindirik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmin ise -1,411068 MPa ile payanda yiv şekilli implant çevresinde izlenirken en düşük Pmin değeri -1,273721 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde oluşmuştur. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.22’de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte ortaya çıkan Pmin streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.9.’de verilmiştir.

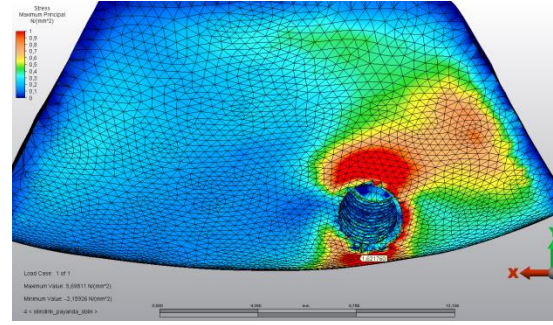


**Tablo 4. 9** Silindirik implantların çevresindeki spongiöz kemikte vertikal kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

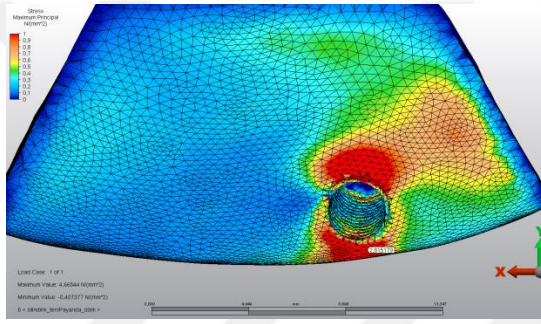
## Oblik Kuvvetler Altında Spongioz Kemikte Meydana Gelen maksimum Principal Stres Değerleri



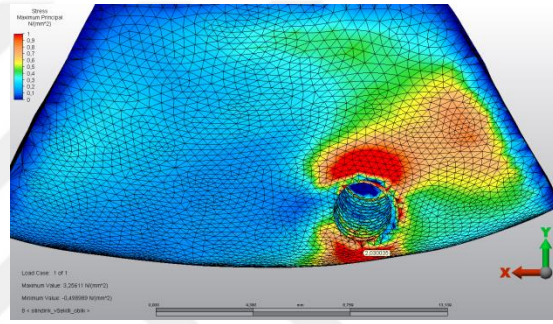
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**

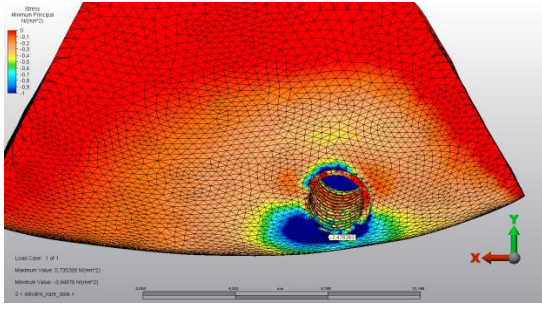


**V yiv şekilli silindirik implant**

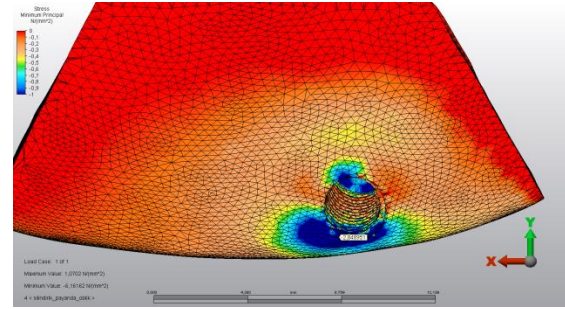
**Şekil 4. 23** Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri.

Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri 2,818397 MPa ile kare yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri 1,621760 MPa ile payanda yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.23.'de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.10.'da verilmiştir.

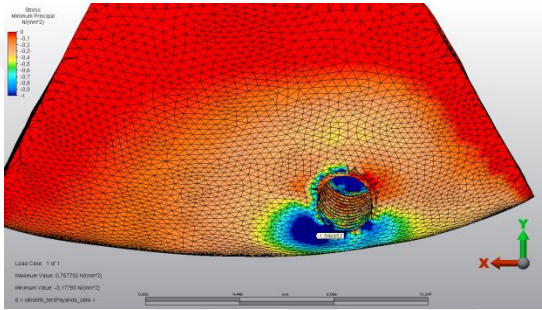
## Oblik Kuvvetler Altında Spongiöz Kemikte Meydana Gelen Minimum Asal Stres Değerleri



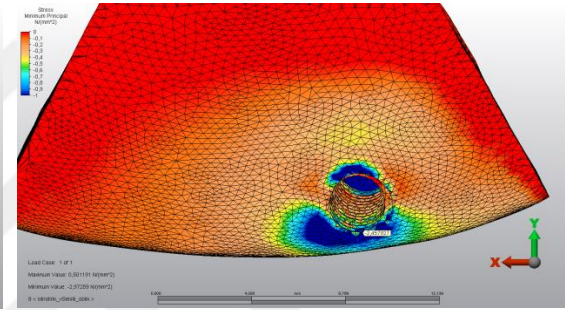
**Kare yiv şekilli silindirik implant**



**Payanda yiv şekilli silindirik implant**



**Ters payanda yiv şekilli silindirik implant**

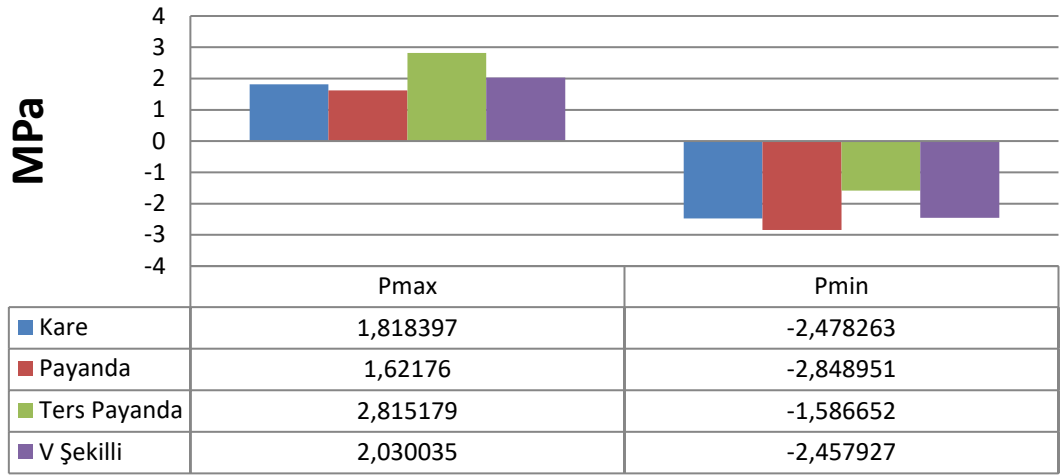


**V yiv şekilli silindirik implant**

**Şekil 4. 24** Silindirik implantların çevresindeki spongiöz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri.

Silindirik implantların çevresindeki spongiöz kemikte 30 derece açılı oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmin stres değerleri incelendiğinde en yüksek Pmax değeri -2,848951 MPa ile payanda yiv şekilli implant çevresinde olduğu görülürken en düşük Pmax değeri -1,586652 MPa ile ters payanda yiv şekilli implant çevresinde izlenmiştir. Renk skalasının eşlik ettiği stres dağılım görselleri Şekil 4.24.'de verilmiştir. Oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte ortaya çıkan Pmax streslerinin rakamsal değerleri, grafiksel dağılımları Tablo 4.10.'da verilmiştir.

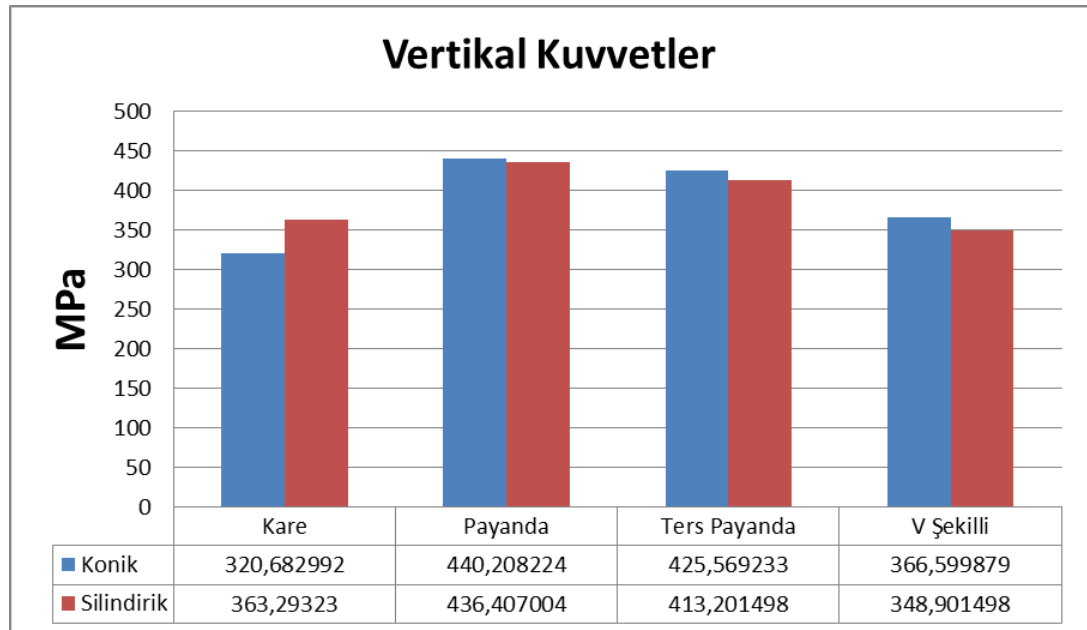
## Oblik Kuvvetler Altında Spongioz Kemikte Meydana Gelen Stres Değerleri



**Tablo 4. 10** Silindirik implantların çevresindeki spongioz kemikte oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri.

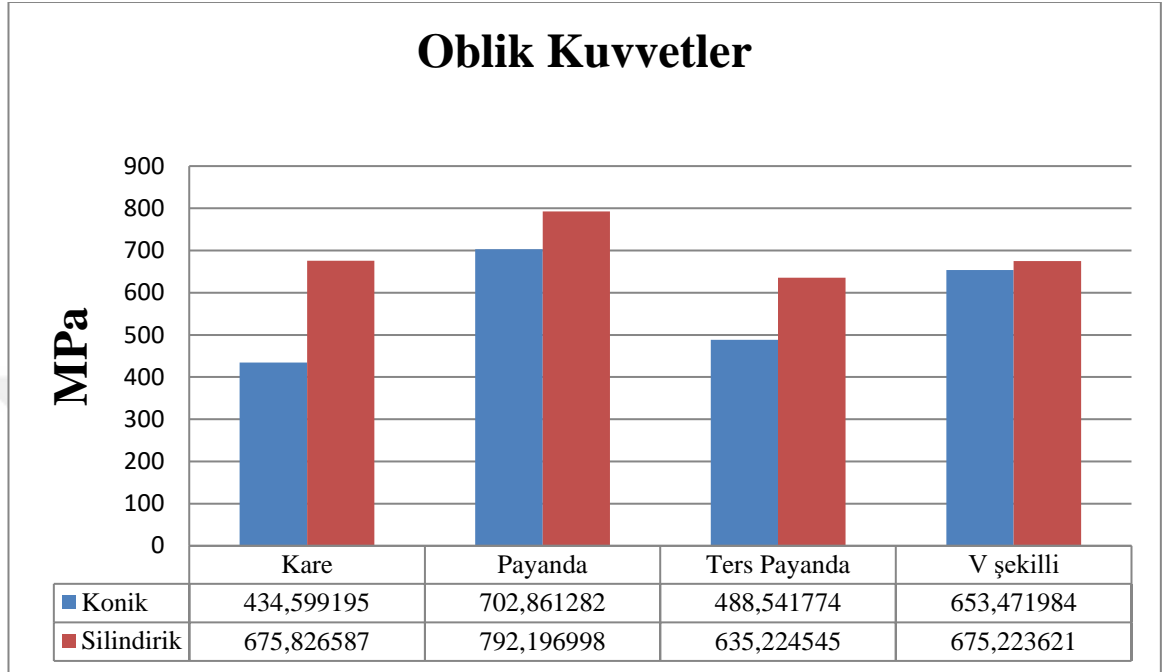
### 4.3. İmplant Gövde Geometrisine Göre Stres Dağılımları

#### 4.3.1. İmplant Gövde Geometrisine Göre Von Mises Değerleri



**Tablo 4. 11** Vertikal Kuvvetler Altında Silindirik Ve Konik İmplantlarda Oluşan VMS değerlerinin karşılaştırılması.

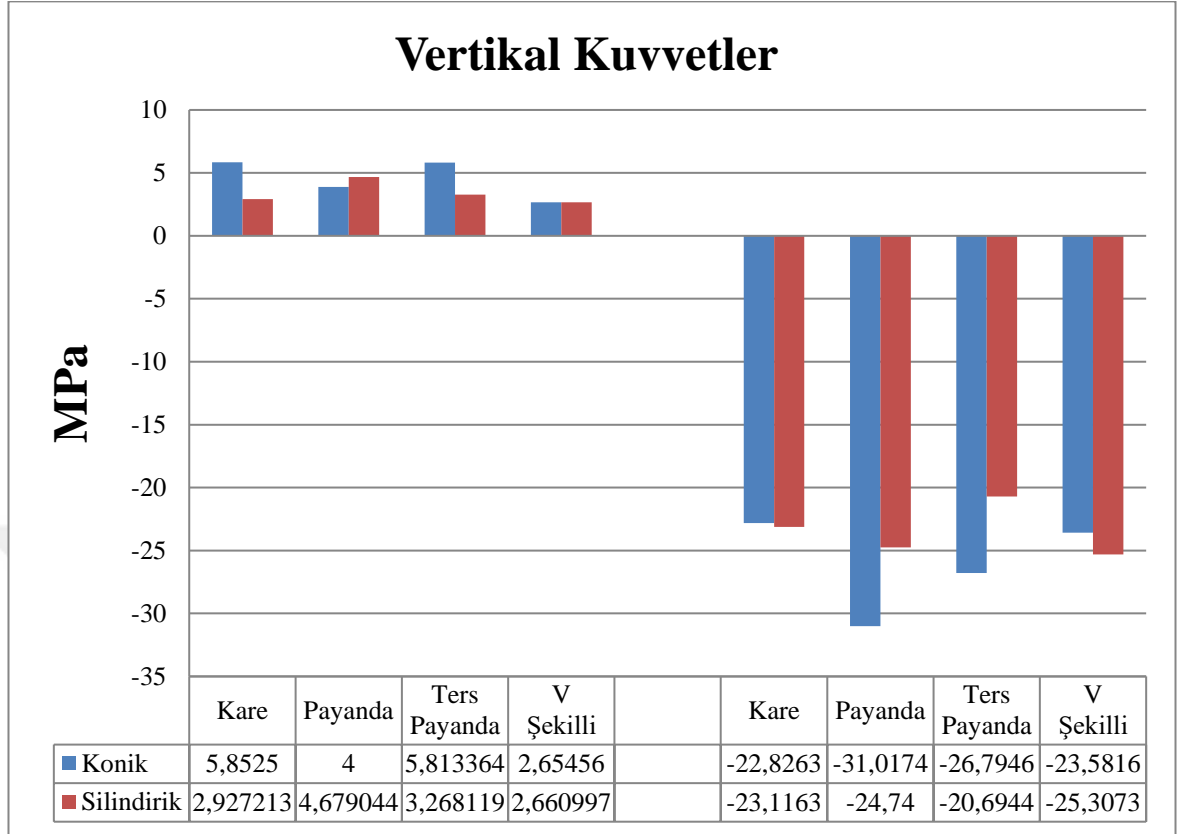
İmplant gövde geometrisine göre karşılaştırma yapıldığında; vertikal kuvvetler altında belirgin bir fark olmamakla beraber silindirik implantlarda konik implantlara göre daha fazla Von Mises stresi oluşmuştur.



**Tablo 4. 12** Oblik Kuvvetler Altında Silindirik ve Konik İmplantlarda Oluşan VMS değerlerinin karşılaştırılması.

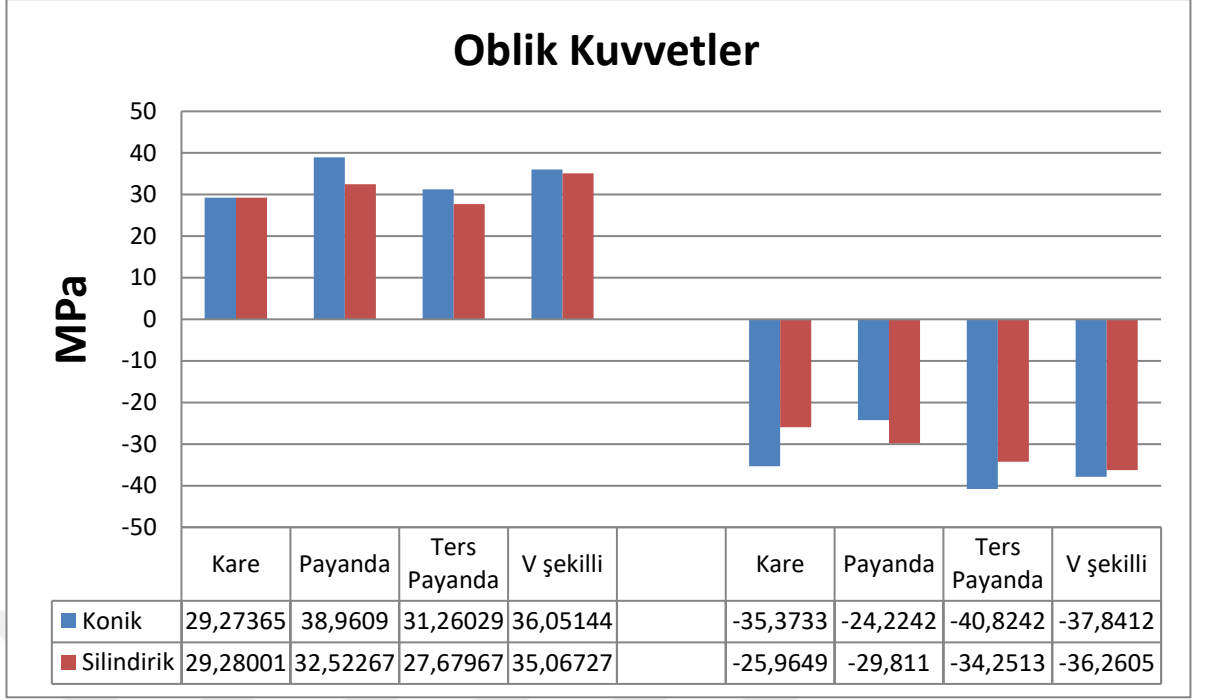
İmplant gövde geometrisine göre karşılaştırma yapıldığında; oblik kuvvetler altında silindirik implantlarda oluşan Von Mises Stresleri konik implantlara göre daha fazladır.

#### 4.3.2. İmplant Gövde Geometrisine Göre Principal Stres Değerleri



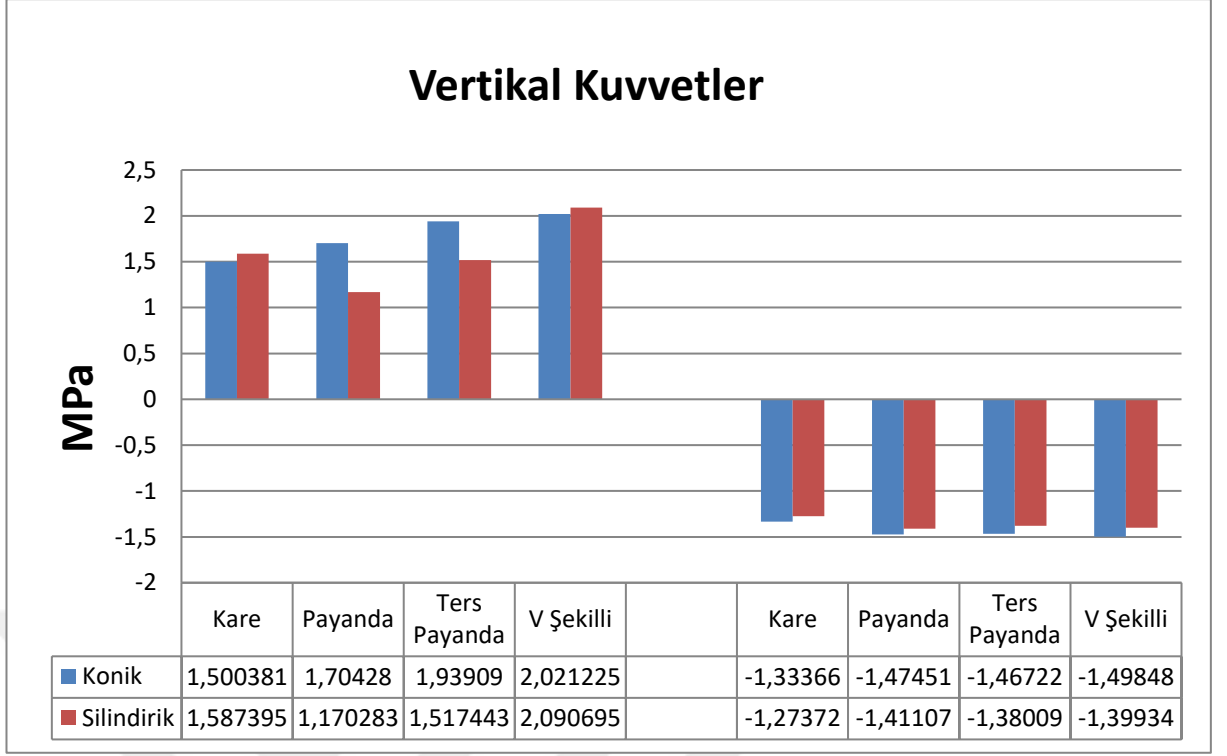
**Tablo 4. 13** Vertikal kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.

Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri konik implantlarda payanda ve ters payanda yiv şeklinde silindirik implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. Diğer yiv şekillerinde konik ve silindirik implantlarda arasında belirgin fark yoktur. Pmin stres değerleri ise aynı şekilde konik implantlarda payanda ve ters payanda yiv şeklinde silindirik implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. Diğer yiv şekillerinde konik ve silindirik implantlarda arasında belirgin fark yoktur.



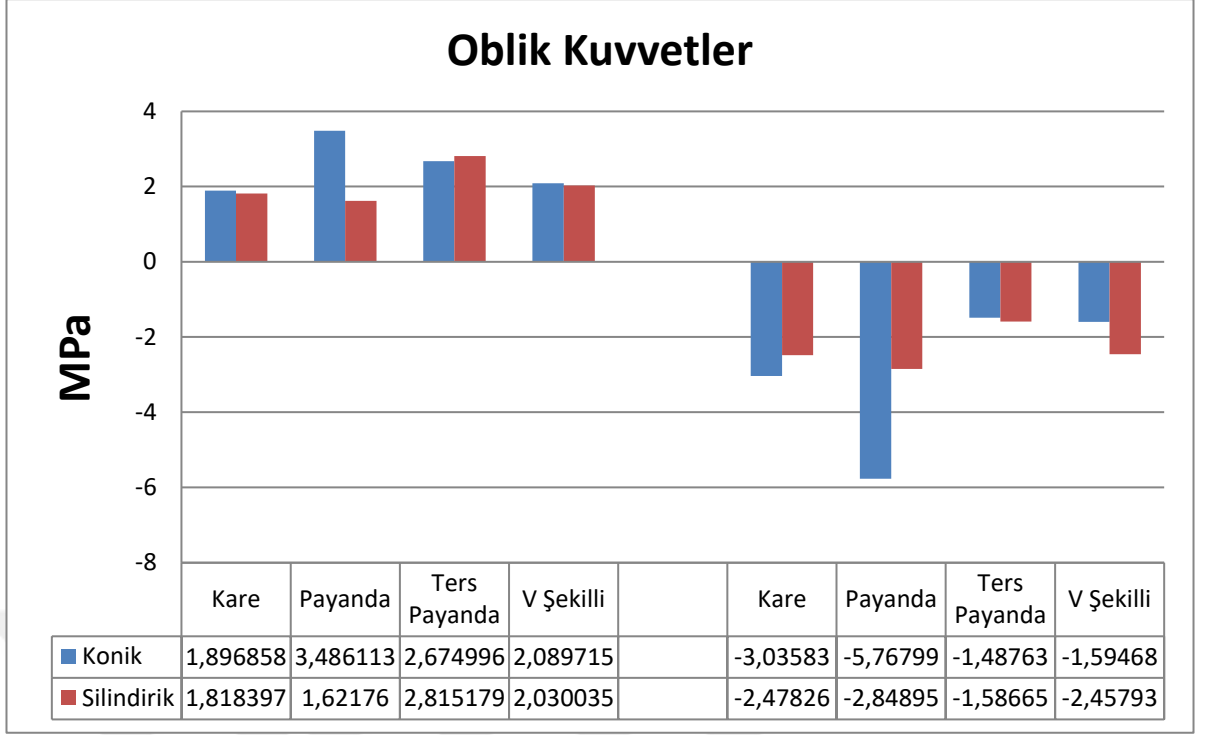
**Tablo 4. 14** Oblik kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.

Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri konik implantlarda payanda ve ters payanda yiv şeklinde silindirik implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. Diğer yiv şekillerinde konik ve silindirik implantlarda arasında belirgin fark yoktur. Pmin stres değerleri ise konik implantlarda silindirik implantlara göre daha yüksek stres oluşmuştur.



**Tablo 4. 15** Vertikal kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.

Vertikal kuvvetler altında spongiöz kemikte oluşan Pmax stres değerleri konik implantlarda payanda ve ters payanda yiv şeklinde silindirik implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. Diğer yiv şekillerinde konik ve silindirik implantlarda arasında belirgin fark yoktur. Pmin stres değerleri arasında ise konik ve silindirik implantlarda arasında belirgin bir fark yoktur.



**Tablo 4. 16** Oblik kuvvetler altında silindirik ve konik implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin karşılaştırılması.

Oblik kuvvetler altında spongioz kemikte oluşan Pmax stres değerleri konik implantlarda payanda yiv şeklinde silindirik implantlara göre daha yüksek bulunmuştur. Diğer yiv şekillerinde konik ve silindirik implantlarda arasında belirgin fark yoktur. Pmin stres değerleri ise aynı şekilde payanda yiv şeklinde daha yüksek bulunmuştur. Diğer yiv şekilleri arasında konik ve silindirik implantlar arasında belirgin fark yoktur.

## 5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında, estetik olarak katkı sağlamaları nedeniyle rutin olarak uygulanır hale gelmiştir. İmplantın başarı oranı çene kemiğinin anatomisi, kemik kalitesi / hacmi, implant tasarımı, cerrahi prosedürler ve implantın yüzey özelliklerine bağlıdır (Dilek ve ark., 2008). Dental implantlar, güvenilir fonksiyonel ve estetik sonuç sağladıklarından dolayı tam ve kısmi dişsizliğin tedavisi için yaygın olarak kullanılmaktadır (Chang ve ark., 1997).

Günümüzde implant başarısı estetik ve mekanik açıdan değerlendirilmektedir. Her ikisi de implant ile çevresindeki kemik arasında oluşturulan bağlanmanın derecesine ve bütünlüğüne bağlıdır. İmplant ve kemik arasındaki bu bağlanmayı ve dolayısıyla implantların başarısını etkileyen birçok faktör bulunmuştur. Albrektsson ve ark. (1981) cerrahi teknik, implantı yerleştirileceği bölge, implant tasarımı, implant yüzeyi, materyal biyouyumluluğu ve yükleme koşulları gibi rapor edilen faktörlerin, implant osseointegrasyonunu etkilediğini göstermiştir (Albrektsson ve ark., 1981).

Kemik kalitesi implant başarısını etkileyen en önemli parametrelerden bir tanesidir. Kemik yapının ancak belirli bir kaliteye sahip olduğu durumda implant için iyi bir stabilizasyon sağlayabileceğini belirtmişlerdir. Eğer kortikal kemik yapı ince ve trabeküler kemik düşük yoğunluğa sahip ise implant stabilizasyonun azalacağını belirtmişlerdir (Ericsson ve ark., 1986).

Almeida ve ark. yaptığı çalışmada 4 farklı kemik tipine sahip çenelerde yaptıkları çalışmada vertikal ve açılı yükleme sonucu oluşan stres dağılımını incelemişlerdir. Analiz sonucunda en yüksek stres değerlerinin D3 ve D4 kemikte; en düşük stres değerleri ise D2 ve D1 kemikte görülmüştür. Literatürdeki benzer çalışmalar incelendiğinde kemik yoğunluğu azaldıkça kemikte ve implantta oluşan streslerin arttığı belirtilmiştir (Ericsson ve ark., 1986; Holmes ve Loftus, 1997; Sevimay ve ark., 2005; Lin ve ark., 2006; Almeida ve ark., 2015)

Estetik bölge olan anterior maksillanın dental implantlarla rehabilitasyonu, diğer bölgelere göre karmaşıktır. Dentoalveolar sırtın şiddetli atrofisi ile sonuç, kötü estetik sonuçlara karşı daha da savunmasızdır. Dentoalveolar sırtın şiddetli atrofisi, uzun süreli dişsizlik, hipodonti, travma veya enfeksiyon, sürmemiş dişler veya tümörler nedeniyle bölgede daha önce yapılan ameliyatlardan kaynaklanabilir

(Belser ve ark., 2009). Bu sebeple, atrofik kret bölgelerinde yeterli kemik elde ederek standart çapta implantların yapılabilmesi için literatürde birçok teknik tanımlanmıştır; alveol kemiğinin ogmentastonu, distraksiyon osteogenezi, ortodontik tedaviler (Renouard ve Nisand, 2006). Ancak bu ileri cerrahi işlemler; komplikasyon riskini artıran, daha ileri teknik beceri isteyen, medikal problemler, yüksek maliyeti olan ve tedavi sürecini uzatan işlemlerdir. (Buser ve ark., 2002).

Estetik, anterior maksillada başarılı implant destekli protezler için kritik öneme sahiptir (Belser ve ark., 2009). Estetik sonuçlar için önemli bir ön koşul, yeterli kalınlık ve yüksekliğe sahip sağlam bir fasiyal kemik duvarı da dahil olmak üzere, alveolar sırtın yeterli üç boyutlu (3D) kemik hacmidir (Buser ve ark., 2004; Grunder ve ark., 2005). Fasiyal kemikteki defektin estetik üzerinde olumsuz bir etkisi vardır ve estetik implant komplikasyonları ve başarısızlıkları için kritik bir nedensel faktördür (Chen ve Buser, 2009). Genel olarak maksilla anterior bölgede implant başarı kriterlerinin estetik bir bileşen içerir. Osseointegrasyon ve fonksiyonun restorasyonu ile ölçüldüğü üzere implant başarısı yüksek olsa da, estetik implant “başarısı” yaratmak için mevcut prosedürler her zaman tahmin edilebilir değildir (Kazor ve ark., 2004).

Anatomik engellerin ortadan kaldırılabilmesi için kısa boyda ve dar çapta olan implantların kullanılması, geleneksel yaklaşımın aksine açıldırılmış implantların kullanılması ya da alveol kemik dışındaki kemiklerden destek alan implant sistemlerinin ortaya çıkması implantolojinin gelişimindeki farklı soru işaretlerine ve tartışmalara yol açmıştır.

Dar çaplı implantların sağ kalımları ile ilişkili literatürde çok sayıda çalışma yer almaktadır. Klinik çalışmalar dar çaplı implantların standart çaptaki implantlarla benzer sağkalım ve başarı oranlarına sahip olduğunu göstermektedir (Nilsson ve ark., 2017; de Souza ve ark., 2018)

Periimplant alanlarındaki aşırı yüklenme, implant çapı arttığında bir azalma sergiler. Bu durumda implant ve komşu kemik arasındaki temas alanı artar ve dolayısıyla peri-implant dokulara iletilen birim alan başına yük azalır, bu da çevredeki kemikte daha uygun bir stres dağılımına yol açar. Bu aslında dar çaplı implantların daha büyük çaplı implantlara kıyasla daha yüksek aşırı yüklenme riskleriyle ilişkilendirilmesinin nedenidir (Baggi ve ark., 2008; Ding ve ark., 2009; Valera-Jiménez ve ark., 2020).

Dar çaplı implantlar, özellikle maksilla ve mandibula ön bölgesi olmak üzere, kemik hacmi azalmış alanların rehabilitasyonu için alternatif bir seçenek olarak kabul edilir, bu da standart çaplı implantların kullanımını kısıtlar (Cho, 2007; Oyama ve ark., 2012). Cruz ve ark.'nın yaptığı derlemede implant başarısızlık oranı düşük bulmuşlardır. Bu, dar çaplı implantların anterior bölgede tedavi için güvenilir bir seçenek olabileceğini gösterir. Daha önce yapılmış çalışmaların sonuçları ile benzerdir. Çalışmamızda bütün modellerde 3.3 mm çapında, 12 mm uzunluğunda implantlar kullanılmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen veriler değerlendirildiğinde, bu dizayn ve yükleme koşullarında kemikte görülen maksimum stres değerleri, patolojik rezorbsiona neden olacak miktarda değildir. İmlantlarda oluşan Von Mises Stres değerleri implant kırığına neden olacak kadar yüksek bulunmamıştır. Dar çaplı implantların sınırlamalarına rağmen, benzer sonuçlara sahip oldukları için standart çaplı implantlara etkili bir alternatif olduğu literatürdeki diğer çalışmalarla desteklenmiştir (Andersen ve ark., 2001; Pieri ve ark., 2017; de Souza ve ark., 2018; Cruz ve ark., 2021).

Yang ve ark. ise yaptıkları çalışmada dar çaplı implantların maksiller anterior bölgedeki alveolar sırtta güvenle kullanılabilmesi sonucuna varmışlardır. Bununla birlikte, SLA özelliğine sahip dar çaplı implantların uygulanması bir anterior maksilla için daha çok tercih edilen klinik seçenek olduğunu ve yapılan kemik ogmentasyonu işleminin tek diş eksikliği bölgesinde faydalı olacağını belirtmişlerdir (Yang ve ark., 2020).

Diş hekimliğinde canlı doku, organların modellenmesi ve dokunun biyomekaniğinin analizinin yapılabilmesi için son yıllarda in vitro çalışmalar önem kazanmıştır. Dental implantların biyomekaniğini analiz etmek için günümüzde sıkça bu çalışmalar kullanılmaktadır (Geng ve ark., 2001). Çalışmamızda implantların biyomekaniğini analiz etmek için sonlu eleman stres analiz kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda da tercih ettiğimiz üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde taklit ettiği farklı çalışmalarda gösterilmiştir (Borchers ve Reichart, 1983; Akça ve ark., 2002).

Nicel olarak, sonlu elemanlar analizi çalışmalarının bulgularının klinik ortama doğru bir şekilde çevrilmesi beklenmemelidir, çünkü bunlar çeşitli basitleştirmeler getiren sayısal bir yöntemin parçalarıdır. Bu analizin dezavantajlarından biri, implantların %100 osseointegre kabul edilmesidir. Oysaki yapılan histolojik çalışmalarda kemik-implant arayüzünde osseointegrasyonun tamamıyla

gerçekleşmediği ortaya konulmuştur. Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla; literatürdeki çalışmalar referans alınarak, kemik ve implant arasındaki bağlantı % 100 olarak kabul edildi (Silva ve ark., 2010; Takahashi ve ark., 2010). Diğer bir dezavantaj ise; süngerimsi ve kortikal kemik izotropik lineer elastik malzemeler olarak kabul edilmiştir. Doğada bulunan hiçbir malzeme %100 homojen ve izotropik değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Kemik dokusu homojen bir yapıya sahip değildir, farklı bölgelerde farklı özellikler gösterebilir ve üzerine uygulanan kuvvet sonucu oluşan deformasyonlar aynı olmayabilir. Birçok değişkenin sabit kabul edilmesi bu yöntemin dezavantajıdır. Sonuçlar yorumlanırken sonlu eleman stres analiz yönteminin kendine ait sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır. (Sato ve ark., 1999; Baggi ve ark., 2008). Bununla birlikte, sonlu eleman analizi kullanan stres analizine dayalı benzer çalışmalar, peri-implant dokulardaki stres dağılımı ve aşırı yüklenme riski hakkında yaklaşık bir fikir vermiş ve mekanik testlerin ve klinik sonuçların öngörülmesinde yardımcı olmuştur (Trivedi, 2014; Duan ve ark., 2018) İmplant biyomekaniği ile ilgili literatürde pek çok çalışmada sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır (Baiamonte ve ark., 1996; DeTolla ve ark., 2000; Almeida ve ark., 2015).

Akça ve arkadaşlarının 2002'de yaptığı çalışmada gerinim ölçer stres analiz yöntemi ile sonlu elemanlar stres analiz yöntemi arasında karşılaştırma yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara bakıldığında her iki yöntemde de hemen hemen benzer sonuçlar elde edilmiştir. Ancak sonlu elemanlar stres analizi yönteminde hazırlanan modelin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir. Pek çok avantajı ve gerçeğe en yakın sonuçlar vermesi nedeniyle çalışmamızda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu eleman analiz yöntemi ile yapılan çalışmalarda yapının iki veya üç boyutlu stres analizleri yapılmaktadır. İki boyutlu analiz yöntemi de sıklıkla kullanılsa da, daha kapsamlı çalışmalarda kullanılan üç boyutlu yapıların karmaşıklık geometrisi nedeniyle yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin stres dağılımlarını daha gerçekçi ve detaylı bir şekilde taklit ettiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (O'Grady ve ark., 1996; Yang ve Xiang, 2007). Bu sebeplerden dolayı tez çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullandık.

Sonlu elemanlar analizinde daha net ve başarılı sonuçların elde edilmesi, kullanılan modellerdeki düğüm ve eleman sayına bağlıdır. SEA'inde eleman ve düğüm sayısının fazlalığı gerçek modele daha yakın bir geometrinin elde edilmesi açısından önemlidir (Shigley ve Mischke, 1989). Aynı zamanda eleman ve düğüm sayısındaki artış analizi zorlaştıracığı için yüksek kapasiteli bilgisayarlara ve zamana ihtiyaç vardır. Bu sebeple kuvvete maruz kalan bölgelerde eleman sayısı artırılırken, diğer bölgeler için daha basit tasarımlar kullanılır (Himmlova ve ark., 2004; Aydın ve ark., 2006). Yapılan çalışmalarda, gerçeğe en yakın ve başarılı sonuçlar elde edebilmek için düğüm sayısının en az 30.000, eleman sayısının ise en az 200.000 olması önerilmektedir. Çalışmamızda kullanılan modellerdeki ortalama düğüm sayısı 169.050, ortalama eleman sayısı ise 826.640'dır. Literatürdeki çalışmalara göre eleman ve düğüm sayısının nicelik olarak ortalamanın üzerinde olduğu görülmüştür (Rieger ve ark., 1989; Fanuscu ve Chang, 2004; Koca ve ark., 2005). Bu nedenle sonuçlarımızın gerçeğe uygunluğunun yüksek olduğunu düşünmekteyiz.

İmplant başarısızlığı ile ve aşırı yüklemenin yakından ilişkili olduğu varsayılırsa, karmaşık bileşenler arasındaki dinamik ilişkileri netleştirmek için sonlu elemanlar analizi oldukça faydalı bir yaklaşım olabilir. Bu yöntem, yorumlanacak bir nesneyi sonlu elemanlara böler ve toplam alandaki bilinmeyen değişkenlerin yorumlanması matematiksel olarak yapılır (Kim ve ark., 2005).

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları kullanılan; kemik dokusu ve dental materyallerin Poisson oranı ve elastisite modülleri için evrensel olarak kullanılan herhangi bir tablo yoktur (Borchers ve Reichart, 1983). Çalışmamızda kullanılan modeller literatürdeki diğer sonlu elemanlar analizi çalışmalarında en çok kullanılan değerler ve üretici firma değerleri göz önünde bulundurularak hazırlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır, çünkü elde edilen değerler varyantı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda meydana çıkar. Bu nedenle çalışmamızda istatistiksel değerlere yer verilmemiştir.

Baiamonte ve ark. yaptıkları bir çalışmada, sonlu elemanlar stres analizinde elde edilen sonuçların in vitro çalışmalarıyla benzerlik gösterdiğini saptamışlardır (Baiamonte ve ark., 1996).

Çalışmamızda farklı tasarımlara sahip dental implantların kemiğe ilettiği stres miktarını, implant uzunluğu ve genişliğinden bağımsız, objektif olarak

karşılaştırılabilmek için standardize edilmiş deneysel implant çap ve uzunlukları kullanılmıştır.

İmplant gövde ve yüzey tasarımı primer stabilite çok önemlidir. İmplant yivi, gövde geometrisi, yiv kalınlığı, yiv adımı miktarı, yiv açısı, yüzey morfolojisi implant tasarımını oluşturmaktadır (Geng ve ark., 2001) Bu yüzden yüzey morfolojisi hem osseointegrasyonda hem de ileri dönemdeki implant başarısında etkilidir (Abuhussein ve ark., 2010).

Bizim yaptığımız çalışmada implant yüzey kaplaması, yiv kalınlığı ve yiv açısı tüm modellerde standarttır. Çalışmamızda gövde şekli silindirik ve konik, yiv şekli kare, payanda, ters payanda, v şekilli olmak üzere sekiz farklı tasarımına sahip implantlar modellenmiştir. Bu modeller üzerinde vertikal ve 30° açılı oblik kuvvetler uygulanarak toplam 16 analiz gerçekleştirilmiştir. İmplantlar ve etrafında kemikte oluşan stresler incelenerek klinik pratiğe katkı sağlamak hedeflenmiştir.

Çalışmamızda implant geometrisine göre karşılaştırılma yapıldığında vertikal ve oblik kuvvetler karşısında oluşan Von Mises stres değerleri silindirik implantlarda konik implantlara göre daha fazla bulunmuştur. Bu sonuçlar literatürde yapılan diğer çalışmaların sonuçlarıyla benzerdir (Chun ve ark., 2002; Tada ve ark., 2003; Petrie ve Williams, 2005). Kortikal ve spongiöz kemikteki Pmax ve Pmin değerlerine bakıldığında ise konik implantlarda daha fazla stres oluşmuş olmakla birlikte belirgin fark bulunamamıştır. Elde edilen verilere göre tüm gruplarda sıkışma tipi stresler çekme tipi streslere göre daha baskındır. Oblik kuvvetler altında implantlarda meydana gelen Von Mises stresleri tüm gruplarda vertikal kuvvetlere göre daha yüksektir. Hem konik hem de silindirik geometriye sahip implantların kemiğe yerleştirilmeleri sırasında kortikal ve spongiöz kemik katmanlarında, implantın apeksine doğru gidildikçe Von Mises, Maximum ve Minimum Principal stres değerindeki belirgin azalma olduğu izlenmiştir.

İmplant gövde tasarımı ve implant yüzeylerinin, daha iyi kemik implant teması ve daha yumuşak kemik tiplerinde stresi azaltmak için daha fazla yüzey alanı sağlayarak düşük kaliteli kemikte başarıyı arttırdığı öne sürülmüştür (Misch, 1990). Carlsson yaptığı bir tavşan çalışmasında, vida şeklindeki implantların etrafında silindirik implantlara kıyasla daha eksiksiz bir kemik implant teması bulmuştur. Ayrıca pürüzlü bir implant yüzeyi ile benzer şekilde şekillendirilmiş ancak cilalı bir implant yüzeyine göre daha güçlü bir biyomekanik bağın elde edildiği de kanıtlanmıştır (Carlsson ve ark., 1988).

Konik implantlar uygulanan kuvvetin kemikte daha iyi dağılımını sağlarken silindirik tipteki implantlar uygulanan kuvvetlerin kemiğe makaslama kuvvetleri tarzında iletilmesine sebep olduğu literatürde belirtilmiştir. (Misch, 2007). Shapoff yaptığı çalışmada konik şekilli implantların dişin yakınına yerleştirilmesi sırasında kök perforasyonu oluşturma riskinin silindirik tipteki implantlara göre daha düşük olduğunu söylemiştir (Shapoff, 2002).

Kong ve ark.'nın yaptığı çalışmaya göre implanta uygulanan okluzal yükler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikteki Von Mises streslerin dağılımları incelendiğinde kortikal kemikte oluşan Von Mises stres değerinin trabeküler kemiğe göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır (Kong ve ark., 2008). Bu kortikal kemiğin stres absorpsiyon kabiliyeti, o materyalin sertlik derecesiyle doğru orantılıdır. Kortikal kemiğin yüksek elastisite modülü, okluzal yükleme alanına en yakın destek doku olması ve implantın en zayıf olduğu boyun bölgesini çevreliyor olması bu yüksek stres değerlerinin sebebi olarak düşünülebilir (Aparicio ve ark., 2001; Gümüş, 2007). Yaptığımız çalışmada kortikal kemikte oluşan stresler spongios kemikte oluşan streslere göre belirgin olarak daha yüksek olmakla beraber literatürdeki diğer çalışmaların sonuçları ile paraleldir (Aparicio ve ark., 2001; Steigenga ve ark., 2003a; Sevimay ve ark., 2005; Gümüş, 2007; Topkaya ve Solmaz, 2015).

Genel olarak; kemik, kendisini çevreleyen ortamdaki dış uyaranlara uyum sağlamak için kendini sürekli olarak yeniden şekillendirir ve buna kemik homeostazı denir. 1892'de Wolff kemik biçimi ile mekanik yüklenme arasında doğrudan bir ilişki olduğunu gözlemledi ve "kemiğin biçimindeki ve işlevindeki veya tek başına işlevindeki her değişikliği, matematiksel kurallara uygun olarak kemiğin dış yapısındaki belirli kesin değişiklikler takip eder" teorisini öne sürdü. Teorisi, artan streslerle yeni kemik oluşumunun meydana geldiğini, azalan stresin ise kemik kaybına yol açtığını ifade eder (Wolff, 1892; Stock, 2018). Bununla birlikte, diğer yazarlar, aşırı stres altında da kemik rezorpsiyonunun meydana geldiğini gösterdikten sonra bu teoriyi sorgulamışlardır (Frost, 1990). Bu nedenle, implant yivleri, kemik implant arayüzüne aşırı olumsuz streslerin miktarını en aza indirirken, optimum olumlu streslerin dağıtımını en üst düzeye çıkaracak şekilde tasarlanmalıdır. Ek olarak, implant yivleri daha iyi stabilite ve daha fazla implant yüzeyi temas alanı sağlamalıdır (Abuhusseini ve ark., 2010).

Yivli bir implantın işlevsel yüzey alanı silindirik implantın yüzey alanına göre en az %30 daha fazladır ve yiv geometrisine bağlı olarak %500 katını geçebilir. İşlevsel yüzey alanındaki bu artış kemik-implant ara yüzünde oluşan stresleri azaltır ve yiv geometrisi ile doğrudan ilişkilidir (CE, 2011).

Yiv derinliği, yivin büyük ve küçük çapı arasındaki mesafedir. Yiv genişliği, tek bir yivin ucundaki en koronal ve en apikal kısım arasındaki aynı eksenel düzlemdeki mesafedir. Bu tasarımların her ikisinin de toplam implant yüzey alanı üzerinde etkisi vardır (Misch, 2005).

Çalışmalarda uygun stres dağılımını sağlayan yiv adımı aralığının 0.35 mm ile 0.9 mm arasında olduğu görülmüştür (Ausiello ve ark., 2012) (Kong ve ark., 2008; Ao ve ark., 2010; Ausiello ve ark., 2012) Çalışmamızda yiv adımı 0.8 mm olarak piyasadaki implantlar referans alınarak ayarlanmıştır.

Kong ve ark. üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde yiv genişliği ve derinliği konfigürasyonlarının sanal bir durumda bazı dental implantların belirli bir yükleme koşulu altında stres dağılımlarını nasıl etkilediğini gösterdi. Sonuçlar yivin optimal yüksekliğinin ve genişliğinin sırasıyla 0,34–0,5 ve 0,18–0,3 olduğunu göstermiştir. Optimum yiv derinliğinin yaklaşık olarak 0.30 mm olduğu öne sürülmüştür (Kong ve ark., 2008; Ao ve ark., 2010; Ausiello ve ark., 2012) Çene kemiğindeki maksimum von Mises streslerinin değişimi, yiv genişliğinden ziyade yiv derinliğine daha duyarlı bulunmuştur. Vida tipi implant tasarımında, kemik içindeki stresin azaltılması için yiv genişliğinden çok yiv derinliği önemli olduğu belirtilmiştir (Kong ve ark., 2008).

Aynı implant gövdesi göz önüne alındığında, sığ bir yiv derinliği implantın daha kolay yerleştirilmesine izin verecektir. Bu nedenle, "yivler ne kadar derin olursa, implantın yüzey alanı o kadar geniş" olduğu kabul edilir. Daha fazla yiv derinliği, kemikle temasta daha yüksek fonksiyonel yüzey alanı nedeniyle daha yumuşak kemik ve daha yüksek oklüzal kuvvet alanlarında bir avantaj olabilir (Misch, 2005).

Çalışmamızda konik ve silindirik implantlarda vertikal ve oblik kuvvetler altında en düşük stres kare ve V şekilli yiv oluşmuştur. Payanda ve ters payanda yiv şeklinde ise daha fazla stres oluşmuştur. Bu veriler daha önce yapılan çalışmalarla paralellik göstermektedir (Barbier ve Schepers, 1997; Geng ve ark., 2004). Kare yiv tasarımının (standart V-şekilli veya payanda yivin aksine) implant gövdesi boyunca daha eksenel bir yük aktararak kuvvetin kesme bileşenini azaltmak için önerilmiştir. Eksenel olmayan, makaslama kuvvetleri altında, eksenel yükleme koşullarıyla

karşılaştırıldığında artan hücreyel inflamatuvar yanıtlar gözlemlenmiştir (Barbier ve Schepers, 1997). Bu nedenle, mümkün olduğunda aksel olmayan, makaslama tipi kuvvetlerden kaçınılması önerilmiştir. (Bumgardner ve ark., 2000) Chang ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada mikro hareketlere direncin en iyi kare yivli implantlar tarafından gösterildiği bildirilmiştir (Chang ve ark., 2012a).

Yapılan benzer çalışmalarda da kare yiv formuna ait implantların stres iletiminde daha iyi olduğunu savunulmuştur. Kare yivli implantın ters tork değeri ve kemik-implant kontağı en yüksek bulunmuştur. Bu çalışmalardan yola çıkarak araştırmacılar kare yivli implant dizaynı kullanımının stres iletimi açısından daha avantajlı olduğunu savunmuşlardır (Steigenga ve ark., 2003a; Misch, 2005).

Bumgardner ve ark. 2000 yılında yaptığı çalışmada implant üzerine gelen yükleri kemiğe sıkıştırma kuvveti olarak daha etkili ileten yiv şeklinin “kare yiv” tasarımı olduğunu belirtmişlerdir ancak klinik prosedürde kare yivli implantların uygulanması uygulanan yiv açma prosedürlerinden dolayı v yiv implantlara göre daha zordur. V yiv tasarımlı implantlar ise; kemik içerisinde kısmi olarak kendi yuvasını açabildiğinden, uygulanması daha kolay ve uygulama sırasında kemikte istenmeyen stres oluşturmamaktadır. Çalışmalarda; v yiv tasarımının implant üzerine gelen kuvvetleri sıkıştırma kuvvetlerine dönüştürülmesinde kare yivler kadar başarılı olmadığı, payanda yiv tasarımının ise üst kısmı v yiv, alt kısmı ise kare yiv şeklinde olduğu ancak kuvvetleri sıkıştırma kuvvetlerine dönüştürmedeki başarısı kare yive benzemediği öne sürülmüştür (Bumgardner ve ark., 2000).

Geng ve ark.'nın yaptığı çalışmada hem V yiv şekli hem de kare yivli form konfigürasyonlarının implant tasarımında kullanım için uygun bulunmuştur. Kortikal kemikteki stres dağılımı, yiv formu konfigürasyonlarını büyük ölçüde etkilemediğini belirtmişlerdir. (Geng ve ark., 2004)

İmplant boyun bölgesindeki rezorbsiyon implant başarısızlığının en sık görülen sebepleri arasındadır. Kortikal kemik implantın boyun bölgesine denk geldiği için kuvvetlere en çok maruz kalan kemik tabakası olarak öne çıkmaktadır. Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmalarında stresin kortikal kemikte yoğunlaştığı sonucuna varmışlardır (Eskitascioglu ve ark., 2004). Bizim çalışmamızda da literatürdeki diğer çalışmalara benzer şekilde stresler implantların boyun bölgesinde kortikal kemik üzerinde yoğunlaşmıştır (Brosh ve ark., 1998; Akça ve ark., 2002).

Çalışmamızda vertikal kuvvetler altında konik implantlarda spongiöz kemik üzerinde oluşan Pmax ve Pmin stresler incelendiğinde, bu değerlerin birbirine çok yakın olduğu ve implant yiv şekilleriyle Pmax ve Pmin değeri arasında doğrudan bir ilişki olmadığı sonucuna varılmıştır. Oblik kuvvetler altında incelendiğinde ise payanda yivde daha yüksek stres olduğu gözlenmiştir. Ancak diğer yiv şekilleri arasında belirgin fark görülememiştir. Silindirik implantlarda ise vertikal ve oblik kuvvetler altında yiv şekilleri arasında Pmax ve Pmin değerleri arasında ilişki olmadığı sonucuna varılmıştır.

Geng ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analiz çalışmasında implant başarısı üzerinde kemik kalitesi ve kortikal kemik desteğinin oldukça önemli bir etken olduğunu savunmuştur (Geng ve ark., 2004). Becker ve arkadaşlarına göre kalın kortikal kemiğe yerleştirilen implantların sağkalım şansı, ince kortikal kemiğe yerleştirilen implantlara göre %130 artmıştır (Becker, 1999).

Kitamura ve ark. 2003 yılında yaptığı çalışmada kortikal kemikte meydana gelen gerilme ve sıkışma streslerinin yeri ve yönüne bakarak implantın hareket etme eğiliminin kortikal kemik tabakası tarafından önemli ölçüde engellendiğini bildirmiştir. (Kitamura ve ark., 2005).

Dental implantlar ile ilgili sonlu eleman stres analizi yapılırken sadece vertikal ve horizontal kuvvetlerin yanı sıra oblik oklüzal kuvvetlerde dikkate alınmalıdır. Yapılan araştırmalarda oblik kuvvetlerin hastadaki dinamik oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı bildirilmiştir (Ishigaki ve ark., 2003; Tada ve ark., 2003). Oblik kuvvetler, vertikal ve horizontal kuvvetlerin bileşenlerini içermesi sebebiyle biriken stresi vertikal kuvvete karşın daha belirgin şekilde ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenle oblik yükleme altında daha gerçekçi sonuçlar elde edilir (Eskitascioglu ve ark., 2004). Holmgren ve ark. yaptığı çalışmada ise diğer çalışmalara benzer şekilde sonlu elemanlar analizi çalışmalarında kuvvetlerin sadece aksiyal ve yatay yönlerden değil, kombine oblik kuvvetlerin uygulanması gerektiğini ifade etmişlerdir (Holmgren ve ark., 1998). Çalışmamızda vertikal ve 30° açılı uygulanan oblik kuvvet modellerde yer alan 21 nolu diş kronlarının singulum bölgesinden uygulanmıştır.

Yüklemenin dental implant, abutment veya kuronlar üzerinden yapılması sonuçların hassasiyetini etkilemekte ve çiğneme kuvvetlerinin kuronlar üzerinden uygulanması daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (Hsu ve ark., 2007). Bu nedenle çalışmamızda yükler kuronların singulum bölgesinden uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizinin esas amaçlarından biri; uygulanan kuvvet sonucu yapının bütünlüğünün hangi noktada ve hangi stres değerinde bozulacağını tahmin etmektir. Kemik dokusu genel olarak basma streslerine (minimum principle stress,  $P_{min}$ ) karşı, çekme streslerinden (maksimum principle stress) daha dayanıklıdır. Daha önce yapılmış çalışmalarda, genellikle en yüksek çekme stres değerlerinin ve dağılımlarının incelendiği görülmektedir (Himmlova ve ark., 2004; Aydın ve ark., 2006; Seker ve ark., 2014). Bu çalışmalar rezorpsiyonun başlangıç noktalarının; en yüksek çekme streslerinin tespit edildiği alanlar olacağı bildirilmiştir. Günümüzde maksilla ve mandibula için kabul edilmiş rezorpsiyona sebep olacak herhangi bir sabit stres değeri bulunmamaktadır. Çünkü bu pek çok değişkene göre farklılık göstermektedir. Ayrıca uygulanan kuvvetin süresi, büyüklüğü ve kemik dokusunun özelliklerine bağlı olarak implant çevresindeki kemikte rezorpsiyonu başlatacak eşik değerin bireysel olduğu ve sistematik faktörlere göre değişiklik göstereceği bilinmektedir (Seker ve ark., 2014).

Kemik gibi kırılğan materyallerin dayanımını değerlendirmek için maksimum ve minimum asal stres değerlerinin ( $P_{max}$ ,  $P_{min}$ ) belirlenmesi önemlidir. Kortikal kemiğin en yüksek dayanım kapasitesi; basma stresleri ( $P_{min}$ ) için 167-205 MPa arasında, çekme stresleri ( $P_{max}$ ) için 121-135 MPa arasında değişmektedir. Trabeküler kemiğin streslere karşı dayanım kapasitesi kortikal kemiğe göre daha düşük olup 1-20 MPa aralığındadır. (Akça ve İplikçioğlu, 2001; Güngör ve ark., 2005) Oluşan bu stresler belirtilen değerlerden fazla olduğu zaman kemikte rezorpsiyon riski ortaya çıkabilir. Çalışmamızda kortikal kemik için elde edilen en yüksek çekme stresi 38,960896 MPa ile konik şekilli implant payanda yiv formunda, en yüksek basma stresi -40,824225 MPa ile konik şekilli implant ters payanda yiv formunda oluşmuştur. Spongios kemik için elde edilen en yüksek çekme stresi 3,486113 MPa ile konik şekilli implant payanda yiv formunda, en yüksek basma stresi -5,7679903 MPa ile konik şekilli payanda yiv formunda oluşmuştur. Dar çaplı implantlarla yapılan çalışmamızda bütün modellerde oluşan stres değerleri, kortikal ve trabeküler kemiğin en yüksek maksimum ve minimum asal stres değerleri ile karşılaştırıldığında güvenli aralıkta olup; deformasyon olasılığı beklenmemektedir. Ancak bu durum oluşan stresler karşısında kemikte rezorpsiyon olmayacağı anlamına gelmez. Kemikte belli bir noktaya etki eden yüksek stresler, o bölgede rezorpsiyon riskini artırmaktadır (Bidez ve Misch, 1992; Duyck ve ark., 2001).

Von Mises stres değeri metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olan gerilim değeri olarak tanımlanır. İmplantlarda meydana gelen stres değerlerinin incelenmesinde Von Mises Stres değerleri kullanılır. Von Mises stres değerleri yapıda oluşan gerilimlerin yoğunluğu ve dağılımı hakkında bilgi verir, ancak tipi ve yönü hakkında herhangi bilgi vermez. Titanyum bir implantın tolere edebileceği maksimum dayanıklılık değeri 550 MPa olup, bu değerden daha yüksek bir stres oluştuğunda implantlarda kırık oluşma riski yüksektir (YAŞAR ve ark.). Çalışmamızda oblik kuvvet uygulanan konik ve silindirik implant payanda yiv şeklindeki implantlar haricindeki diğer tüm gruplarda oluşan Von Mises stres değerleri bu değer altındadır. Bu implantlarda kırık riski beklenmemektedir. Oblik kuvvetler altında silindirik ve konik şekilli payanda yivli implanta oluşan stres değeri bu çalışmada belirtilen maksimum değerden yüksek çıkmıştır. Bu verilerin aksine Chang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada uygulanan silindirik implantlarda da oblik yükler altında Von Mises gerilimin 885 MPa seviyelerine çıkabileceğini göstermişlerdir (Chang ve ark., 2012b). Elde edilen veriler bu çalışmaya dayandırıldığında tüm gruplarda implantlarda kırık oluşma riski düşüktür. Ancak payanda yiv şekilli implantta belirgin şekilde tüm gruplara göre daha fazla stres oluşmuştur. Buna göre kare, V şekilli ve ters payanda yiv şekilli implantların öncelikli olarak tercih edilmesi sonucuna varılabilir.

Çalışmamıza göre Von Mises stresleri oklüzal kuvvetin uygulandığı alan daha yüksek görülmüştür. Almeida ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı bir çalışmada implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin, oklüzal kuvvetlerin uygulandığı alanın implanta olan mesafesinden etkilendiğini bildirilmiştir (Almeida ve ark., 2015).

Klinik bir ortamda, karar verme sürecinde belirli implant tasarım özelliklerinin dikkate alınması, implant tedavisinin başarısına katkıda bulunabilir. İyi kemik kalitesi ve kolayca elde edilebilen primer stabiliteye sahip durumlarda, bazı implant tasarım özellikleri başarı için o kadar kritik olmayabilir. Ancak, örneğin primer stabilite söz konusu olduğunda; ödün verilmiş kemik kalitesi veya yüksek oklüzal gerilimler, daha fazla ve daha derin yivli, azaltılmış heliks açısı, daha uzun implant ve/veya daha geniş çaplı implantlar kullanarak çevreleyen kemiğe maruz kalan implant yüzey alanını artırmak faydalı olabilir (Abuhusseini ve ark., 2010).

## 6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir:

- Tüm modellerde implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemikte meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden daha yüksek bulunmuştur.

- Spongios kemikte konik ve silindirik implantlarda tüm yiv şekillerinde oluşan stresler arasında belirgin fark bulunamamıştır.

- Tüm modellerimizde en yüksek stres değerleri, yükleme alanına daha yakın implantların çevresinde görülmüştür.

- Oblik kuvvetler dikey kuvvetlerden hem implant hem çevre kemik dokuda daha fazla stres meydana getirmektedir.

- Dört farklı yiv tipi karşılaştırıldığında kare yiv formunda Von Mises stres değeri daha düşük bulunmuştur.

- Yapılan çalışmada 21 nolu diş bölgesine 100 N'lik kuvvet vertikal ve 30° açılı uygulanmış ve kemikte rezorpsiyon meydana getirecek kadar stresin oluşmadığı gözlenmiştir. Ancak payanda yiv şekilli implantta belirgin şekilde tüm gruplara göre daha fazla stres oluşmuştur. Buna göre kare, V şekilli ve ters payanda yiv şekilli implantların öncelikli olarak tercih edilmesi sonucuna varılabilir.

- Silindirik implantlar konik implantlara göre daha fazla Von Mises stresi meydana getirirken; kemiğe iletilen stres, silindirik implantlarda konik implantlara göre daha azdır. Silindirik implant kullanımı implant üzerinde stres oluşmasını arttırarak implant kırılmalarına sebep olacak, konik implant kullanımı ise kemikte daha çok stres oluşmasını sağlayıp kemik rezorpsiyona yol açacaktır.

- Ön bölgelerde konik veya silindirik implant tüm yiv şekillerinde implant tasarımları tercih edilebilir. Ancak silindirik implantın en çok stresin olduğu bölge olan boyun kırıklarına sebep olabileceği, konik implantların ise kemikte meydana getirdiği streslerin daha fazla olacağı bilinmelidir. Konik ve silindirik şekilli implantlarda payanda yiv şeklindeki vertikal ve oblik yüklemelerde yüksek stres oluşumu görülmüştür. Payanda yiv kullanımı implant boyun kırığı ve kemik rezorbsiyonu açısından risk oluşturabilir.

- ısıırma kuvvetinin daha düşük ve kemik genişliğinin yetersiz olduğu anterior bölgelerde dar çaplı konik implantlar kullanılabilir. Silindirik implantlar ise özellikle payanda ve ters payanda yiv Şeklinde implant kırığı riski daha fazla geniş çaplı implant kullanılarak azaltılabilir.

- Sonuç olarak kullanılacak implant tasarımının seçimi, kemik yoğunluğu ve ısıırma kuvvetinin geldiği noktalara dikkat edilerek yapılmalıdır.

Çalışmamız in vivo bir çalışma olmamasına rağmen elde ettiğimiz veriler kliniğe yönelik önemli fikirler vermektedir. Bununla beraber, çalışmamızda elde edilen bulguların ileri klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.



## 7. KAYNAKLAR

- Abraham, C. M., 2014, Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments, *The open dentistry journal*, 8, 50.
- Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A. ve Wang, H. L., 2010, The effect of thread pattern upon implant osseointegration, *Clinical oral implants research*, 21 (2), 129-136.
- ADIGÜZEL, Ö., 2010, Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları, *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
- Ajanović, M., Hamzić, A., Sead Redžepagić, S., Kamber-Ćesir, A., Kazazić, L. ve Tosum, S., 2015, Radiografska procjena gubitka alveolarne kosti oko zubnih implantata u maksili i mandibuli: jednogodišnje prospektivno kliničko istraživanje, *Acta stomatologica Croatica*, 49 (2), 128-136.
- Akça, K. ve İplikçiöğlü, H., 2001, Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16 (5).
- Akça, K., Çehreli, M. C. ve İplikçiöğlü, H., 2002, A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants, *International Journal of Prosthodontics*, 15 (2).
- Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Hansson, H.-A. ve Lindström, J., 1981, Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52 (2), 155-170.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. ve Eriksson, A., 1986, The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success, *Int j oral maxillofac implants*, 1 (1), 11-25.
- Albrektsson, T. ve Sennerby, L., 1990, Direct bone anchorage of oral implants: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration, *Int J Prosthodont*, 3 (1), 30-41.
- Allen, F. ve Smith, D. G., 2000, An assessment of the accuracy of ridge-mapping in planning implant therapy for the anterior maxilla, *Clinical oral implants research*, 11 (1), 34-38.
- Almeida, E. O., Rocha, E. P., Júnior, A. C. F., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N. ve Coelho, P. G., 2015, Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation, *Clinical implant dentistry and related research*, 17, e332-e342.
- Alshehri, M. ve Alshehri, F., 2016, Influence of implant shape (tapered vs cylindrical) on the survival of dental implants placed in the posterior maxilla: a systematic review, *Implant Dentistry*, 25 (6), 855-860.
- Andersen, E., Saxegaard, E., Knutsen, B. M. ve Haanæs, H. R., 2001, A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16 (2).
- Anitua, E., Saracho, J., Begoña, L. ve Alkhraisat, M. H., 2016, Long-term follow-up of 2.5-mm narrow-diameter implants supporting a fixed prostheses, *Clinical implant dentistry and related research*, 18 (4), 769-777.
- Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R., 2012, Phillips' science of dental materials, Elsevier Health Sciences, p.
- Ao, J., Li, T., Liu, Y., Ding, Y., Wu, G., Hu, K. ve Kong, L., 2010, Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis, *Computers in biology and medicine*, 40 (8), 681-686.
- Aparicio, C., Perales, P. ve Rangert, B., 2001, Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study, *Clinical implant dentistry and related research*, 3 (1), 39-49.

- Araújo, M. G., Silva, C. O., Misawa, M. ve Sukekava, F., 2015, Alveolar socket healing: what can we learn?, *Periodontol 2000*, 68 (1), 122-134.
- Assaf, A., Saad, M., Daas, M., Abdallah, J. ve Abdallah, R., 2015, Use of narrow-diameter implants in the posterior jaw: a systematic review, *Implant Dentistry*, 24 (3), 294-306.
- Ausiello, P., Franciosa, P., Martorelli, M. ve Watts, D. C., 2012, Effects of thread features in osseointegrated titanium implants using a statistics-based finite element method, *Dental Materials*, 28 (8), 919-927.
- Avila, G., Misch, K., Galindo-Moreno, P. ve Wang, H.-L., 2009, Implant surface treatment using biomimetic agents, *Implant Dentistry*, 18 (1), 17-26.
- AYDIN, C., YALUĞ, Ö., YILMAZ, C. ve DEMİREL, E., 1995, Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi.
- Aydin, C., Özen, J., Yilmaz, C. ve Korkmaz, T., 2006, Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21 (1).
- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F. ve Vairo, G., 2008, The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis, *The Journal of prosthetic dentistry*, 100 (6), 422-431.
- Bagno, A. ve Di Bello, C., 2004, Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 15 (9), 935-949.
- Baiamonte, T., Abbate, M., Pizzarello, F., Lozada, J. ve James, R., 1996, The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems, *The Journal of oral implantology*, 22 (2), 104-110.
- Balshi, S. F., Allen, F. D., Wolfinger, G. J. ve Balshi, T. J., 2005, A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20 (4).
- Ban, S., Iwaya, Y., Kono, H. ve Sato, H., 2006, Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid, *Dental Materials*, 22 (12), 1115-1120.
- Baran, N., 1988, Finite element analysis on microcomputers, McGraw-Hill Companies, p.
- Barbier, L. ve Schepers, E., 1997, Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12 (2).
- Becker, M. J., 1999, Ancient" dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14 (1), 19-29.
- Belser, U. C., Buser, D., Hess, D., Schmid, B., Bernard, J. P. ve Lang, N. P., 1998, Aesthetic implant restorations in partially edentulous patients—a critical appraisal, *Periodontology 2000*, 17 (1), 132-150.
- Belser, U. C., Grütter, L., Vailati, F., Bornstein, M. M., Weber, H. P. ve Buser, D., 2009, Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2-to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores, *Journal of periodontology*, 80 (1), 140-151.
- Bidez, M. W. ve Misch, C. E., 1992, Issues in bone mechanics related to oral implants, *Implant Dentistry*, 1 (4), 289-294.
- Block, M. S., Delgado, A. ve Fontenot, M. G., 1990, The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone, *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 48 (2), 174-178.
- Block, M. S., 2018, Dental Implants: The Last 100 Years, *J Oral Maxillofac Surg*, 76 (1), 11-26.
- Borchers, L. ve Reichart, P., 1983, Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development, *Journal of dental research*, 62 (2), 155-159.

- Bosker, H. ve Van Dijk, L., 1983, The transmandibular implant, *Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde*, 90 (9), 381-389.
- Branemark, P.-I., 1983, Osseointegration and its experimental background, *J prosthet Dent*, 50, 399-410.
- Brånemark, P.-I., 1971, Intravascular anatomy of blood cells in man, S. Karger Basel, p.
- Braun, S., Hnat, W. P., Freudenthaler, J. W., Marcotte, M. R., Hönigle, K. ve Johnson, B. E., 1996, A study of maximum bite force during growth and development, *The Angle Orthodontist*, 66 (4), 261-264.
- Braut, V., Bornstein, M. M., Belser, U. ve Buser, D., 2011, Thickness of the anterior maxillary facial bone wall-a retrospective radiographic study using cone beam computed tomography, *Int J Periodontics Restorative Dent*, 31 (2), 125-131.
- Britain, S. K., 2002, Clinical and Radiographic Evaluation of the Papilla Level Adjacent to Single-Tooth Dental Implants: A Retrospective Study in the Maxillary Anterior Region, *Implant Dentistry*, 11 (1), 96.
- Brosh, T., Pilo, R. ve Sudai, D., 1998, The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques, *The Journal of prosthetic dentistry*, 79 (3), 328-334.
- Bumgardner, J. D., Boring, J. G., Cooper Jr, R. C., Gao, C., Givaruangsawat, S., Gilbert, J. A., Misch, C. M. ve Steflik, D. E., 2000, Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models, *Implant Dentistry*, 9 (3), 252-260.
- Buser, D., Weber, H. P. ve Lang, N. P., 1990, Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants, *Clin Oral Implants Res*, 1 (1), 33-40.
- Buser, D., Ingimarsson, S., Dula, K., Lussi, A., Hirt, H. P. ve Belser, U. C., 2002, Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: a 5-year prospective study in partially edentulous patients, *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 22 (2).
- Buser, D., Martin, W. ve Belser, U. C., 2004, Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19 (7).
- Buser, D., Sennerby, L. ve De Bruyn, H., 2017, Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions, *Periodontol 2000*, 73 (1), 7-21.
- Caputo, A. A. ve Standlee, J. P., 1987, Biomechanics in clinical dentistry, Quintessence Publishing (IL), p.
- Cardaropoli, G., Araújo, M. ve Lindhe, J., 2003, Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites. An experimental study in dogs, *J Clin Periodontol*, 30 (9), 809-818.
- Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B. ve Albrektsson, T., 1988, Removal torques for polished and rough titanium implants, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3 (1).
- Carr, A. B. ve Laney, W. R., 1987, Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2 (2).
- Cawood, J. I., Stoelinga, P. J. ve Blackburn, T. K., 2007, The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery, *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36 (5), 377-385.
- CE, M., 2011, Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji, *Atlas Kitapçılık. Üçüncü Baskı. Ankara*, 26-37.
- Chang, E., Chang, W., Wang, B. ve Yang, C., 1997, Plasma spraying of zirconia-reinforced hydroxyapatite composite coatings on titanium: Part I Phase, microstructure and bonding strength, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 8 (4), 193-200.
- Chang, P.-K., Chen, Y.-C., Huang, C.-C., Lu, W.-H., Chen, Y.-C. ve Tsai, H.-H., 2012a, Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate

- loading: a finite element study, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27 (6).
- Chang, S.-H., Lin, C.-L., Hsue, S.-S., Lin, Y.-S. ve Huang, S.-R., 2012b, Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla, *Medical engineering & physics*, 34 (2), 153-160.
- Chen, S. T. ve Buser, D., 2009, Clinical and esthetic outcomes of implants placed in postextraction sites, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24.
- Cho, S.-C., 2007, Narrow-Diameter Implants: A Restorative Option for Limited Interdental Space, *Restorative Dent*, 27, 449-455.
- Chrcanovic, B., Albrektsson, T. ve Wennerberg, A., 2014, Reasons for failures of oral implants, *Journal of oral rehabilitation*, 41 (6), 443-476.
- Chun, H. J., Cheong, S. Y., Han, J. H., Heo, S. J., Chung, J. P., Rhyu, I. C., Choi, Y. C., Baik, H. K., Ku, Y. ve Kim, M. H., 2002, Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis, *Journal of oral rehabilitation*, 29 (6), 565-574.
- Cooper, L. F., Zhou, Y., Takebe, J., Guo, J., Abron, A., Holmén, A. ve Ellingsen, J. E., 2006, Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO<sub>2</sub> grit-blasted cp titanium endosseous implants, *Biomaterials*, 27 (6), 926-936.
- Cowin, S. C., 1989, The mechanical properties of cancellous bone, *Bone mechanics*.
- Cruz, R., Lemos, C., de Batista, V., Yogui, F., Oliveira, H. ve Verri, F., 2021, Narrow-diameter implants versus regular-diameter implants for rehabilitation of the anterior region: a systematic review and meta-analysis, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50 (5), 674-682.
- Çağlar, A., Bal, B. T., Aydın, C., Yılmaz, H. ve Özkan, S., 2010, Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25 (1).
- Çakın, B., 2019, Anterior Maksiller Bölgede İmplantasyonu Etkileyen Parametrelerin Retrospektif Değerlendirilmesi.
- Daculsi, G., Laboux, O., Malard, O. ve Weiss, P., 2003, Current state of the art of biphasic calcium phosphate bioceramics, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 14 (3), 195-200.
- Davarpanah, M., Martinez, H., TECUCIANU, J. F., Celletti, R. ve Lazzara, R., 2000, Small-diameter implants: Indications and contraindications, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12 (4), 186-194.
- Davies, J., 1998, Mechanisms of endosseous integration, *International Journal of Prosthodontics*, 11 (5).
- Davies, J. E., 2003, Understanding peri-implant endosseous healing, *Journal of dental education*, 67 (8), 932-949.
- Davies, S. J., Gray, R. J. M. ve Young, M. P. J., 2002, Good occlusal practice in the provision of implant borne prostheses, *British Dental Journal*, 192 (2), 79-88.
- de Souza, A. B., Sukekava, F., Tolentino, L., César-Neto, J. B., Garcez-Filho, J. ve Araújo, M. G., 2018, Narrow-and regular-diameter implants in the posterior region of the jaws to support single crowns: A 3-year split-mouth randomized clinical trial, *Clinical oral implants research*, 29 (1), 100-107.
- Deporter, D., Todescan, R. ve Caudry, S., 2000, Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation, *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20 (5).
- DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R. ve Comella, B., 2000, The role of the finite element model in dental implants, *Journal of Oral Implantology*, 26 (2), 77-81.
- Dilek, O., Tezulas, E. ve Dincel, M., 2008, Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine

- femoral bone, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105 (2), e20-e27.
- Ding, X., Zhu, X. H., Liao, S. H., Zhang, X. H. ve Chen, H., 2009, Implant–bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis, *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18 (5), 393-402.
- Douglass, G. L. ve Merin, R. L., 2002, The immediate dental implant, *Journal of the California Dental Association*, 30 (5), 362-365, 368.
- Duan, Y., Gonzalez, J. A., Kulkarni, P. A., Nagy, W. W. ve Griggs, J. A., 2018, Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study, *Dental Materials*, 34 (9), 1299-1309.
- Duyck, J., Naert, I., Rønold, H. J., Ellingsen, J. E., Van Oosterwyck, H. ve Vander Sloten, J., 2001, The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study, *Clinical oral implants research*, 12 (3), 207-218.
- Duymuş, Z. Y. ve Güngör, H., 2013, Dental implant materyalleri, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23 (1), 145-152.
- Eckert, S. E., Koka, S., Wolfinger, G. ve Choi, Y. G., 2002, Survey of implant experience by prosthodontists in the United States, *Journal of Prosthodontics*, 11 (3), 194-201.
- Edgerton, M. ve Levine, M. J., 1993, Biocompatibility: its future in prosthodontic research, *The Journal of prosthetic dentistry*, 69 (4), 406-415.
- Egilmez, F., BİCER, A. Y. ve Ergun, G., 2010, Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı, *Cumhuriyet Dental Journal*, 13 (2), 72-80.
- Elias, C. N., 2011, Factors affecting the success of dental implants, *Implant dentistry: a rapidly evolving practice. Rijeka: InTech*, 319-364.
- Emnéus, H., 1967, Some aspects of osteosynthetic materials as a foreign body, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 368-&.
- Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P. I., Lindhe, J., Glantz, P. O. ve Nyman, S., 1986, A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants, *Journal of clinical periodontology*, 13 (4), 307-312.
- Eser, A., Tonuk, E., Akca, K., Dard, M. M. ve Cehreli, M. C., 2013, Predicting bone remodeling around tissue-and bone-level dental implants used in reduced bone width, *Journal of biomechanics*, 46 (13), 2250-2257.
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E. ve Unsal, E., 2004, The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study, *The Journal of prosthetic dentistry*, 91 (2), 144-150.
- Fanuscu, M. I. ve Chang, T. L., 2004, Three-dimensional morphometric analysis of human cadaver bone: microstructural data from maxilla and mandible, *Clinical oral implants research*, 15 (2), 213-218.
- Firidinoğlu, K., Toksavul, S. ve Toman, M., 2007, İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı, *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 28, 145-150.
- Fontijn-Tekamp, E., Slagter, A., Van't Hof, M., Geertman, M. ve Kalk, W., 1998, Bite forces with mandibular implant-retained overdentures, *Journal of dental research*, 77 (10), 1832-1839.
- Frost, H. M., 1990, Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem, *Anat Rec*, 226 (4), 403-413.
- Fung, Y.-c., 2013, *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*, Springer Science & Business Media, p.
- Garg, A. K., 2004, *Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants: Rationale and Clinical Applications*, Quintessence Publishing Company, p.

- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T. ve Ong, J. L., 2014, Current trends in dental implants, *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40 (2), 50-60.
- Geng, J.-P., Tan, K. B. ve Liu, G.-R., 2001, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature, *The Journal of prosthetic dentistry*, 85 (6), 585-598.
- Geng, J., Ma, Q., Xu, W., Tan, K. ve Liu, G., 2004, Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant, *Journal of oral rehabilitation*, 31 (3), 233-239.
- Goiato, M. C., do Prado Ribeiro, P., Pellizzer, E. P., Idelmo Rangel Garcia, J., Pesqueira, A. A. ve Haddad, M. F., 2009, Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis, *Journal of Craniofacial Surgery*, 20 (3), 757-761.
- Goiato, M. C., Dos Santos, D., Santiago, J. J., Moreno, A. ve Pellizzer, E. P., 2014, Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43 (9), 1108-1116.
- Gotfredson, K., Wennerberg, A., Johansson, C., Skovgaard, L. T. ve Hjørtting-Hansen, E., 1995, Anchorage of TiO<sub>2</sub>-blasted, HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits, *Journal of biomedical materials research*, 29 (10), 1223-1231.
- GÖRGÜL, G., Endodontik İmplantlar, *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5 (2), 197-210.
- Granat, J., 1990, Was there implantology 7000 years ago?, *L'Information dentaire*, 72 (22), 1959-1961.
- Grunder, U., Gracis, S. ve Capelli, M., 2005, Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics, *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 25 (2).
- Gupta, R., Gupta, N. ve Weber, K. K., 2021, Dental Implants, In: StatPearls, Eds, *Treasure Island (FL): StatPearls Publishing*
- Copyright © 2021, StatPearls Publishing LLC., p.
- Gümüş, H., 2007, Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması, *Profitez Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi, Ankara*.
- Güngör, M., Dündar, M. ve Artunç, C., 2005, Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri, *EÜ Dişhek Fak Derg*, 26, 107-116.
- Hakkı, S. ve Ertuğrul, A., 2009, Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi, *SÜ Diş Hek Fak Derg*, 18, 336-341.
- HAYRAN, Y., 2016, İmplant Yüzey Şekillendirme Teknolojileri, *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Surg-Special Topics*, 2 (2), 98-105.
- Heidari, B., Bisadi, H., Heidari, B. ve Kadkhodazadeh, M., 2009, Influence of different tapered implants on stress and Strain distribution in bone and implant: A finite element analysis, *Journal of Advanced Periodontology & Implant Dentistry*, 1 (1), 11-19.
- Himmlova, L., Káčovský, A. ve Konvičková, S., 2004, Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis, *The Journal of prosthetic dentistry*, 91 (1), 20-25.
- Holmes, D. C. ve Loftus, J. T., 1997, Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants, *The Journal of oral implantology*, 23 (3), 104-111.
- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M. ve Mante, F., 1998, 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, *Journal of Oral Implantology*, 24 (2), 80-88.
- Hsu, M.-L., Chen, F.-C., Kao, H.-C. ve Cheng, C.-K., 2007, Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22 (2).

- Ichikawa, T., Kanitani, H., Wigianto, R., Kawamoto, N. ve Matsumoto, N., 1997, Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment, *Clinical oral implants research*, 8 (1), 18-22.
- Iegami, C. M., Uehara, P. N., Sesma, N., Pannuti, C. M., Tortamano Neto, P. ve Mukai, M. K., 2017, Survival rate of titanium-zirconium narrow diameter dental implants versus commercially pure titanium narrow diameter dental implants: A systematic review, *Clinical implant dentistry and related research*, 19 (6), 1015-1022.
- İnan, M., 1984, Cisimlerin mukavemeti, Birsen Yayınevi, p.
- Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T. ve Takashima, F., 2003, Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing, *Clinical oral implants research*, 14 (1), 97-102.
- Ivanoff, C.-J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C. ve Lekholm, U., 1999, Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report, *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14 (2), 173-180.
- Ivanoff, C. J., Widmark, G., Hallgren, C., Sennerby, L. ve Wennerberg, A., 2001, Histologic evaluation of the bone integration of TiO<sub>2</sub> blasted and turned titanium microimplants in humans, *Clinical oral implants research*, 12 (2), 128-134.
- İzgi, E., 2020, Anterior maksillada titanyum ve zirkonyum dental implantların farklı dizaynlarının ve konfigürasyonlarının biyomekanik davranışlarının sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması.
- Jemt, T. ve Lekholm, U., 1993, Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8 (6).
- Jingade, R., Rudraprasad, I. ve Sangur, R., 2005, Biomechanics of dental implants: A FEM study, *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 5 (1), 18.
- Juodzbaly, G. ve Kubilius, M., 2013, Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment, *Journal of oral & maxillofacial research*, 4 (2).
- Kay, J. F., Golec, T. S. ve Riley, R. L., 1987, Hydroxyapatite-coated subperiosteal dental implants: design rationale and clinical experience, *The Journal of prosthetic dentistry*, 58 (3), 339-343.
- Kazor, C. E., Al-Shammari, K., Sarment, D. P., Misch, C. E. ve Wang, H.-L., 2004, Implant plastic surgery: a review and rationale, *Journal of Oral Implantology*, 30 (4), 240-254.
- Kim, Y., Oh, T. J., Misch, C. E. ve Wang, H. L., 2005, Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale, *Clinical oral implants research*, 16 (1), 26-35.
- Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S. ve Miyakawa, O., 2005, Influence of marginal bone resorption on stress around an implant—a three-dimensional finite element analysis, *Journal of oral rehabilitation*, 32 (4), 279-286.
- Koca, O. L., Eskitascioglu, G. ve Usumez, A., 2005, Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor, *The Journal of prosthetic dentistry*, 93 (1), 38-44.
- Kohal, R. J., Att, W., Bächle, M. ve Butz, F., 2008, Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update, *Periodontology 2000*, 47 (1), 224-243.
- Kong, L., Hu, K., Li, D., Song, Y., Yang, J., Wu, Z. ve Liu, B., 2008, Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23 (1).
- Langer, B., Langer, L. ve Herrmann, I., 1993, The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8 (4).
- Lautenschlager, E. P. ve Monaghan, P., 1993, Titanium and titanium alloys as dental materials, *International dental journal*, 43 (3), 245-253.
- Lăzărescu, F., 2019, Comprehensive esthetic dentistry, Quintessenz Verlag, p.

- Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P. ve Amouriq, Y., 2007, Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration, *Dental Materials*, 23 (7), 844-854.
- Lee, D. W., Kim, N. H., Lee, Y., Oh, Y. A., Lee, J. H. ve You, H. K., 2019, Implant fracture failure rate and potential associated risk indicators: An up to 12-year retrospective study of implants in 5,124 patients, *Clinical oral implants research*, 30 (3), 206-217.
- Lee, J.-H., Frias, V., Lee, K.-W. ve Wright, R. F., 2005, Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review, *The Journal of prosthetic dentistry*, 94 (4), 377-381.
- Lekholm, U., 1985, Tissue-integrated prostheses, *Osseointegration in clinical dentistry*.
- Lin, C.-L., Chang, S.-H., Wang, J.-C. ve Chang, W.-J., 2006, Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections, *Journal of dentistry*, 34 (9), 682-691.
- Linkow, L., Glassman, P. ve Asnis, S., 1973, Macroscopic and microscopic studies of endosteal bladevent implants (six month dog study), *Oral implantology*, 3 (4), 281-309.
- Linkow, L., 1984, Endosseous Bladevent implant insertion guidelines, *Dentistry Today III*, 6.
- Linkow, L., Dal Carlo, L., Pasqualini, M., Shulman, M., Grivet Brancot, L. ve Nardone, M., 2013, Blade implants in the rehabilitation of severely atrophic ridges, *Annals Oral Maxillofacial Surg*, 1 (4), 33.
- Linkow, L. I., 1970, Endosseous blade-vent implants: a two-year report, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 23 (4), 441-448.
- Linkow, L. I. ve Cherchève, R., 1970, Theories and techniques of oral implantology, CV Mosby Company, p.
- Liu, X., Poon, R. W., Kwok, S. C., Chu, P. K. ve Ding, C., 2004, Plasma surface modification of titanium for hard tissue replacements, *Surface and Coatings Technology*, 186 (1-2), 227-233.
- Lubar, R. L. ve Katin, R. A., 1990, Implant systems incorporating the hollow-basket concept, *Journal of the American Dental Association (1939)*, 121 (3), 384, 388, 390 passim-384, 388, 390 passim.
- Lum, L. B., 1991, A biomechanical rationale for the use of short implants, *The Journal of oral implantology*, 17 (2), 126-131.
- Maggiolo, J., 1809, Manuel de l'art dentaire (Manual of dental art), *France: C Le Seure*.
- Maiorana, C. ve Santoro, F., 2002, Maxillary and mandibular bone reconstruction with hip grafts and implants using Frialit-2 implants, *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 22 (3).
- Mammadzada, S., 2009, İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi, *Profitez Anabilim dalı, Ege Üniversitesi, İzmir*.
- Massaro, C., Rotolo, P., De Riccardis, F., Milella, E., Napoli, A., Wieland, M., Textor, M., Spencer, N. ve Brunette, D., 2002, Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13 (6), 535-548.
- Maxson, B., Sindet-Pedersen, S., Tideman, H., Fonseca, R. J. ve Zijlstra, G., 1989, Multicenter follow-up study of the transmandibular implant, *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 47 (8), 785-789.
- Mericske-Stern, R. ve Zarb, G., 1996, In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants, *Clinical oral implants research*, 7 (2), 153-161.
- Minsk, L., 2001, Interim implants for immediate loading of temporary restorations, *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22 (3), 186-190, 192, 194, passim.
- Misch, C., 1995, The maxillary anterior single tooth implant aesthetic-health compromise, *Int J Dent Symp*, 3 (1), 4-9.

- Misch, C. E., 1990, Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading, *Int J Oral Implantol*, 6 (2), 23-31.
- Misch, C. E., 1999, Contemporary implant dentistry, *Implant Dentistry*, 8 (1), 90.
- Misch, C. E., 2004, Dental implant prosthetics-E-book, Elsevier Health Sciences, p.
- Misch, C. E., 2005, Contemporary Implant Dentistry. St. Louis: Mosby, 2007. 77-79. Print. a. CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FD et al: A positive correlation between occlusal trauma and perimplant bone loss: Literature support, *Implant Dent*, 14, 108-114.
- Misch, C. E., 2007, ARABIC-Contemporary Implant Dentistry, Elsevier Health Sciences, p.
- Misch, C. E., 2008, Maxillary arch implant considerations: Fixed and overdenture prosthesis, *Contemporary Implant Dentistry*, ed, 3, 367-388.
- Misch, C. E., 2015, Dental Implants Prosthetics Ed 2nd, *St Louis Elsevier Mosby*, 11.
- Morneburg, T. R. ve Pröschel, P. A., 2002, Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study, *International Journal of Prosthodontics*, 15 (1).
- Morris, H. F., Ochi, S., Spray, J. R. ve Olson, J. W., 2000, Periodontal-Type Measurements Associated With Hydroxyapatite-Coated and Non—HA-Coated Implants: Uncovering to 36 Months, *Annals of periodontology*, 5 (1), 56-67.
- Nanda, R., 2005, Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics, Elsevier Health Sciences, p.
- Nevins, M., 2014, Implant dentistry: a continuing evolution, *Int J Periodontics Restorative Dent*, 34 Suppl 3, s7.
- Nilsson, A., Johansson, L. Å., Lindh, C. ve Ekfeldt, A., 2017, One-piece internal zirconia abutments for single-tooth restorations on narrow and regular diameter implants: A 5-year prospective follow-up study, *Clinical implant dentistry and related research*, 19 (5), 916-925.
- Novaes Jr, A. B., Souza, S. L. S. d., Barros, R. R. M. d., Pereira, K. K. Y., Iezzi, G. ve Piattelli, A., 2010, Influence of implant surfaces on osseointegration, *Brazilian dental journal*, 21, 471-481.
- O'Grady, J., Sheriff, M. ve Likeman, P., 1996, A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment, *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 4 (3), 117-121.
- Ohrnell, L., Hirsch, J. M., Ericsson, I. ve Brånemark, P., 1988, Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach, *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 19 (12), 871-876.
- Ong, J. L. ve Chan, D. C., 2000, Hydroxyapatite and their use as coatings in dental implants: a review, *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 28 (5&6).
- Osman, R. B. ve Swain, M. V., 2015, A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia, *Materials*, 8 (3), 932-958.
- Oyama, K., Kan, J. Y., Rungcharassaeng, K. ve Lozada, J., 2012, Immediate provisionalization of 3.0-mm-diameter implants replacing single missing maxillary and mandibular incisors: 1-year prospective study, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27 (1).
- Pellizzer, E. P., Verri, F. R., De Moraes, S. L. D., Falcón-Antenucci, R. M., De Carvalho, P. S. P. ve Noritomi, P. Y., 2013, Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method, *Journal of Oral Implantology*, 39 (4), 425-431.
- Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M. d., Haddad, M. F. ve Pellizzer, E. P., 2014, Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants, *Journal of Oral Implantology*, 40 (2), 217-228.
- Petrie, C. S. ve Williams, J. L., 2005, Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite-element analysis, *Clinical oral implants research*, 16 (4), 486-494.

- PI, B., 1959, Vital microscopy of bone marrow in rabbit, *Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation*, 11, 1-82.
- Pieri, F., Forlivesi, C., Caselli, E. ve Corinaldesi, G., 2017, Narrow-(3.0 mm) versus standard-diameter (4.0 and 4.5 mm) implants for splinted partial fixed restoration of posterior mandibular and maxillary jaws: A 5-year retrospective cohort study, *Journal of periodontology*, 88 (4), 338-347.
- Powers, J. M. ve Sakaguchi, R. L., 2006, Craig's restorative dental materials.
- Raadsheer, M., Van Eijden, T., Van Ginkel, F. ve Prah Andersen, B., 1999, Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude, *Journal of dental research*, 78 (1), 31-42.
- RAMOĞLU, S. ve Oğuz, O., 2014, Finite element methods in dentistry, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24 (3), 175-180.
- Renouard, F. ve Nisand, D., 2006, Impact of implant length and diameter on survival rates, *Clinical oral implants research*, 17 (S2), 35-51.
- Rieger, M., Adams, W., Kinzel, G. ve Brose, M., 1989, Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants, *The Journal of prosthetic dentistry*, 62 (4), 436-440.
- Rieger, M., Mayberry, M. ve Brose, M., 1990, Finite element analysis of six endosseous implants, *The Journal of prosthetic dentistry*, 63 (6), 671-676.
- Rosales-Leal, J. I., Rodríguez-Valverde, M. A., Mazzaglia, G., Ramón-Torregrosa, P. J., Díaz-Rodríguez, L., García-Martínez, O., Vallecillo-Capilla, M., Ruiz, C. ve Cabrerizo-Vilchez, M., 2010, Effect of roughness, wettability and morphology of engineered titanium surfaces on osteoblast-like cell adhesion, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 365 (1-3), 222-229.
- Rubo, J. H. ve Capello Souza, E. A., 2010, Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis, *Clinical implant dentistry and related research*, 12 (2), 105-113.
- Saadoun, A., LeGall, M. ve Touati, B., 1999, Selection and ideal tridimensional implant position for soft tissue aesthetics, *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 11 (9), 1063-1072; quiz 1074.
- Sato, Y., Teixeira, E., Tsuga, K. ve Shindoi, N., 1999, The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics, *Journal of oral rehabilitation*, 26 (8), 640-643.
- Schenk, R. K. ve Buser, D., 1998, Osseointegration: a reality, *Periodontology 2000*, 17 (1), 22-35.
- Scott, I. ve Ash Jr, M., 1966, A six-channel intraoral transmitter for measuring occlusal forces, *The Journal of prosthetic dentistry*, 16 (1), 56-61.
- Seker, E., Ulusoy, M., Ozan, O., Doğan, D. ve Seker, B. K., 2014, Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis, *Int j oral maxillofac implants*, 29 (1), e1-9.
- Sevimay, M., Usumez, A. ve Eskitascioglu, G., 2005, The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 73 (1), 140-147.
- Shapoff, C. A., 2002, Clinical advantages of tapered root form dental implants, *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 23 (1), 42.
- Shigley, J. E. ve Mischke, C. R., 1989, Mechanical Engineering Design, McGraw-Hill, Inc, Singapore.
- Silva, G. C., Mendonca, J. A., Lopes, L. R. ve Landre Jr, J., 2010, Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25 (2).

- Simmons, C. A., Valiquette, N. ve Pilliar, R. M., 1999, Osseointegration of sintered porous-surfaced and plasma spray-coated implants: An animal model study of early postimplantation healing response and mechanical stability, *Journal of biomedical materials research*, 47 (2), 127-138.
- Spiekermann, H., 1995, Color atlas of dental medicine, *Implantology*, 305-316.
- Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti Jr, F. H. ve Wang, H. L., 2004, Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits, *Journal of periodontology*, 75 (9), 1233-1241.
- Steigenga, J. T., Al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E. ve Wang, H.-L., 2003a, Dental implant design and its relationship to long-term implant success, *Implant Dentistry*, 12 (4), 306-317.
- Steigenga, J. T., al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E. ve Wang, H. L., 2003b, Dental implant design and its relationship to long-term implant success, *Implant Dent*, 12 (4), 306-317.
- Stock, J. T., 2018, Wolff's law (bone functional adaptation), *The international encyclopedia of biological anthropology*, 1-2.
- Sul, Y.-T., Johansson, C., Wennerberg, A., Cho, L.-R., Chang, B.-S. ve Albrektsson, T., 2005, Optimum Surface Properties of Oxidized Implants for Reinforcement of Osseointegration: Surface Chemistry, Oxide Thickness, Porosity, Roughness, and Crystal Structure, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20 (3).
- Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S. ve Cho, Y. S., 2003, A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM, *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123 (4), 441-450.
- Sutter, F., 1983, Engineering and design aspects of the ITI hollow-basket implants, *Oral Implantol*, 10, 4.
- Sutton, D. N., Lewis, B. R., Patel, M. ve Cawood, J. I., 2004, Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws, *Int J Oral Maxillofac Surg*, 33 (7), 676-682.
- Sykaras, N., Iacopino, A. M., Marker, V. A., Triplett, R. G. ve Woody, R. D., 2000, Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15 (5).
- Şahin, S., Cehreli, M. C. ve Yalçın, E., 2002, The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review, *Journal of dentistry*, 30 (7-8), 271-282.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O. ve Kusakari, H., 2003, Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18 (3).
- Takahashi, T., Shimamura, I. ve Sakurai, K., 2010, Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept, *Journal of prosthodontic research*, 54 (4), 179-184.
- Tarnow, D., Cho, S. ve Wallace, S., 2000, The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest, *Journal of periodontology*, 71 (4), 546-549.
- TAŞKINSEL, E. ve Gümüş, H., 2014, Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24 (Supplement 8), 131-135.
- TERZİOĞLU, S. H. ve KURŞUNOĞLU, S. Y., İmplant boyu ve çapının yüklenme sonrası oluşan rezorpsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi ile incelenmesi, *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi ....*
- Topkaya, T. ve Solmaz, M. Y., 2015, The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis, *Journal of biomechanics*, 48 (10), 2102-2109.
- Trivedi, S., 2014, Finite element analysis: A boon to dentistry, *Journal of oral biology and craniofacial research*, 4 (3), 200-203.

- Tunalı, B., 2000, Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, Nobel Tıp Kitabevleri, p.
- Ulusoy, M. ve AK, A., 2003, Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, *Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara*.
- Valen, M., 1983, The relationship between endosteal implant design and function: maximum stress distribution with computer-formed, three dimensional Flexi-Cup blades, *The Journal of oral implantology*, 11 (1), 49-71.
- Valera-Jiménez, J. F., Burgueño-Barris, G., Gómez-González, S., López-López, J., Valmaseda-Castellón, E. ve Fernández-Aguado, E., 2020, Finite element analysis of narrow dental implants, *Dental Materials*, 36 (7), 927-935.
- Van Eijden, T., 1991, Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment, *Archives of oral biology*, 36 (7), 535-539.
- Vela, X., Méndez, V., Rodríguez, X., Segalà, M. ve Tarnow, D. P., 2012, Crestal bone changes on platform-switched implants and adjacent teeth when the tooth-implant distance is less than 1.5 mm, *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 32 (2), 149.
- Velasco-Ortega, E., Jos, A., Cameán, A. M., Pato-Mourelo, J. ve Segura-Egea, J. J., 2010, In vitro evaluation of cytotoxicity and genotoxicity of a commercial titanium alloy for dental implantology, *Mutation Research/Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis*, 702 (1), 17-23.
- Vera, C., De Kok, I. J., Reinhold, D., Limpiphitanakorn, P., Yap, A. K., Tyndall, D. ve Cooper, L. F., 2012, Evaluation of buccal alveolar bone dimension of maxillary anterior and premolar teeth: a cone beam computed tomography investigation, *Int j oral maxillofac implants*, 27 (6), 1514-1519.
- Vigolo, P. ve Givani, A., 2000, Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study, *The Journal of prosthetic dentistry*, 84 (1), 50-54.
- Vouros, I. D., Kalpidis, C. D., Horvath, A., Petrie, A. ve Donos, N., 2012, Systematic assessment of clinical outcomes in bone-level and tissue-level endosseous dental implants, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27 (6).
- Watzek, G., 1996, Endosseous implants: scientific and clinical aspects, Quintessence Publishing (IL), p.
- Weine, F., 1982, Endodontic therapy 3rd ed, *St. Louis: CV Mosby Co*, 283-286.
- Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C. ve Schuessler, R., 1976, Stress analysis of porous rooted dental implants, *Journal of dental research*, 55 (5), 772-777.
- Winkler, S., Morris, H. F. ve Ochi, S., 2000, Implant survival to 36 months as related to length and diameter, *Annals of periodontology*, 5 (1), 22-31.
- Wolff, J., 1892, Das gesetz der transformation der knochen, *A Hirshwald*, 1, 1-152.
- Wyatt, C. C. ve Zarb, G. A., 1998, Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13 (2).
- Yang, B., Uchida, M., Kim, H.-M., Zhang, X. ve Kokubo, T., 2004, Preparation of bioactive titanium metal via anodic oxidation treatment, *Biomaterials*, 25 (6), 1003-1010.
- Yang, G., Chen, L., Gao, Y., Liu, H., Dong, H. ve Mou, Y., 2020, Risk factors and reoperative survival rate of failed narrow-diameter implants in the maxillary anterior region, *Clinical implant dentistry and related research*, 22 (1), 29-41.
- Yang, J. ve Xiang, H.-J., 2007, A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, *Journal of biomechanics*, 40 (11), 2377-2385.
- YAŞAR, M. T., KILIÇ, E. ve ALKAN, A., FARKLI UZUNLUKTAKİ SİLİNDİRİK İMPLANTLARDA OLUŞAN STRES MİKTARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ, *Sağlık Bilimleri Dergisi*, 26 (1), 64-70.
- Yue, X., WANG, L., WANG, R. ve ZHOU, F., 2010, Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater, *Finite Element Analysis*, 1.

Zhou, Y.-L. ve Niinomi, M., 2008, Microstructures and mechanical properties of Ti-50 mass% Ta alloy for biomedical applications, *Journal of Alloys and Compounds*, 466 (1-2), 535-542.



