

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİŞSİZ MANDİBULADA KISA VE AÇILI İMPLANTLARLA DESTEKLENEN  
TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN STRES DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Murat ÇOLAK**

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Erdem KILIÇ**

**HAZİRAN 2019**

**BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİŞSİZ MANDİBULADA KISA VE AÇILI İMPLANTLARLA DESTEKLENEN  
TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN STRES DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Murat ÇOLAK  
(150206118)**

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Erdem KILIÇ**

**HAZİRAN 2019**

Bezmi Alem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün 150206118 numaralı Doktora Öğrencisi Murat ÇOLAK, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "DİŞSİZ MANDİBULADA KISA VE AÇILI İMPLANTLARLA DESTEKLENEN TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN STRES DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

**Tez Danışmanı** : **Prof. Dr. Erdem KILIÇ** .....  
Bezmi Alem Vakıf Üniversitesi

**Jüri Üyeleri** : **Prof. Dr. Alper ALKAN** .....  
Bezmi Alem Vakıf Üniversitesi

**Prof. Dr. Gökmen KURT** .....  
Bezmi Alem Vakıf Üniversitesi

**Prof. Dr. Bora ÖZDEN** .....  
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

**Doç. Dr. Burcu BAŞ** .....  
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

**Teslim Tarihi** :  
**Savunma Tarihi** : **26.06.2019**



*Aileme,*

## ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocam sayın Prof. Dr. Erdem KILIÇ'a, ilgisini ve önerilerini göstermekten kaçınmayan sayın Dr. Özge DOĞANAY'a, eğitimim süresince deneyimlerinden faydalandığım değerli hocalarım Prof. Dr. Alper ALKAN, Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ, Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK'e, Dr. Türker YÜCESOY'a, dört yıllık eğitimimde her türlü destekleriyle yanımda olan asistan arkadaşlarıma, idari çalışanlara ve sağlık personeline çok teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca yardımını hiç esirgemeyen bu yolda beraber yürüdüğüm değerli arkadaşım Dt. Ahmet ERDEM'e teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım boyunca maddi manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan aileme de sonsuz teşekkürler ederim.

Bu tez, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 2.2019/10 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Haziran 2019

Dt. Murat Çolak  
(Diş Hekimi)

## BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Dt. Murat Çolak

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖNSÖZ.....	iv
BEYAN.....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
KISALTMALAR .....	xii
SEMBOLLER .....	xiii
TABLO LİSTESİ .....	xiv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvi
ÖZET.....	xxiii
SUMMARY .....	xxiv
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>1</b>
2.1 İmplant Tanımı ve Tarihçesi .....	1
2.2 Dental implantların Tanımı ve Sınıflandırılması.....	3
2.2.1 Subperiostal implantlar.....	3
2.2.2. Endosteal implantlar .....	4
2.2.3 Endodontik implantlar .....	5
2.2.4 Transmandibular implantlar (transossöz implantlar).....	6
2.2.5 İntramukozal implantlar.....	6
2.3 İmplant Makrogeometrisi .....	6
2.3.1 İmplant çapı .....	7
2.3.2 İmplant uzunluğu .....	9
2.3.3 Yiv geometrisi .....	9
2.3.3.1 Yiv adımı.....	10
2.3.3.2 Yiv şekli .....	10
2.3.3.3 Yiv derinliği .....	11
2.4 İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları.....	11
2.4.1 İmplant endikasyonları .....	11
2.4.2 İmplant kontrendikasyonları .....	12

2.4.2.1 Sistemik kontrendikasyonlar .....	12
2.4.2.2 Lokal kontrendikasyonlar .....	12
2.5 Alveoler Kemik ve Rezorpsiyonu .....	12
2.6 Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması .....	14
2.7 Atrofik Mandibulada Tedavi Secenekleri .....	16
2.7.1 Kısa implantlar .....	17
2.7.2 Açılı implant uygulaması .....	20
2.7.2.1 Açılı implant kullanılan tedavi konseptinin avantajları .....	21
2.7.2.2 Açılı implant kullanılan tedavi konseptinin dezavantajları .....	22
2.7.2.3 Kantilever uzantıları .....	22
2.8 Dental İmplantlar ve Biyomekanik .....	23
2.8.1 Çiğneme kuvveti .....	24
2.9 Biyomekanik Kavramlar .....	25
2.9.1 Kuvvet .....	25
2.9.2 Stres .....	25
2.9.3 Gerinme (Strain) .....	26
2.9.4 Elastisite modülü (esneklik katsayısı) .....	26
2.9.5 Poisson oranı .....	26
2.9.6 Oransal limit (proportional limit) .....	27
2.9.7 Elastik limit (elastic limit) .....	27
2.9.8 Elastik sınır noktası (yield point or yield stress) .....	27
2.9.9 İzotropik özellik .....	27
2.9.10 Anizotropik özellik .....	27
2.9.11 Von mises stres .....	27
2.9.12 Asal Stres (principle stress) .....	28
2.9.13 Hooke yasası .....	28
2.10 Stres Analiz Yöntemleri .....	28
2.10.1 Fotoelastik stres analizi yöntemi .....	29
2.10.2 Gerinim ölçer (strain gauge) stres analizi yöntemi .....	29
2.10.3 Kırılgan vernik (brittle lacquer) kullanımı ile stres analizi yöntemi .....	30
2.10.4 Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi .....	30
2.10.5 Termografik stres analizi yöntemi .....	30
2.10.6 Radyotelometri ile stres analizi yöntemi .....	31
2.10.7 Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi .....	31

2.10.7.1 Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları.....	32
2.10.7.2 Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları .....	32
2.10.7.3 Sonlu eleman stres analizi yöntemi ile ilgili temel kavramlar ..	33
2.11 Yorulma Deneyleri .....	34
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>35</b>
3.1 Sonlu Eleman Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması ve Matematiksel Modelleme .....	37
3.2 Çalışmamızda Kullanılan İmplantlar.....	40
3.3 Tasarlanan Gruplar .....	40
3.3.1 Grup 1: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileversiz grup .....	40
3.3.2 Grup 2: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup.....	41
3.3.3 Grup 3: 4 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup.....	41
3.3.4 Grup 4: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı implant kullanılan kantileverli grup.....	42
3.3.5 Grup 5: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı, 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup .....	43
3.3.6 Grup 6: 4 adet dik açılı 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup	43
3.3.7 Grup 7: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileversiz grup .....	44
3.3.8 Grup 8: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup.....	45
3.3.9 Grup 9: 4 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup.....	45
3.3.10 Grup 10: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı implant kullanılan kantileverli grup.....	46
3.3.11 Grup 11: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı, 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup .....	47
3.3.12 Grup 12: 4 adet dik açılı 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup.....	47
3.4 Yüklemeler .....	49
3.5 Sonuçların Alınması .....	52
3.6 Sınır Koşulları .....	52
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>54</b>
4.1 Kantileverin Kortikal ve Spongios Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Mises Gerilme Değerlerinin Üzerlerinde Oluşturduğu Etkinin İncelenmesi (Grup 1- Grup 2).....	54

4.1.1 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda stres dağılımlarının karşılaştırılması (grup 1- grup 2).....	54
4.1.1.1 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri üzerindeki etkileri .....	55
4.1.1.2 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda kantileverin implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri.....	57
4.1.1.3 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda kantileverin implant üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi.....	58
4.2 Kısa İmplantların Kullanıldığı Sabit Restorasyonlarda Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Mises Gerilme Değerlerinin Üzerlerinde Oluşturduğu Etkinin İncelenmesi (Grup 1- Grup 6),( Grup 4- Grup 5) .....	61
4.2.1.1 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kısa implantlı veya kısa implantsız gruplarda kısa implantın kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri üzerindeki etkileri .....	61
4.2.1.2 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kısa implantlı veya kısa implantsız gruplarda kısa implantın implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri.....	63
4.1.1.3 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kısa implantlı veya kısa implantsız gruplarda kısa implant kullanımının implantlar üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi .....	65
4.2.2 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında kantileversiz oluşturulan grubun stres dağılımı üzerinde oluşan değişiklikler (grup 4- grup 5)...	68
4.2.2.1 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında	

kantileversiz oluşturulan grubun kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri .....	68
4.3.3.2 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında kantileversiz oluşturulan grubun implant von mises gerilme değerleri .....	70
4.4.4.3 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında kantileversiz oluşturulan grubun kısa implant kullanımının implantlar üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi .....	72
4.3 Açılı İmplantın Kortikal ve Spongioz Kemikte Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Mises Gerilme Değerlerinin Üzerlerinde Oluşturduğu Etkinin İncelenmesi (Grup 3- Grup 4),( Grup 6- Grup 7) .....	74
4.3.1 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin stres dağılımı üzeri etkisi (grup 3- grup 4) .....	74
4.3.1.1 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri üzerindeki etkileri .....	75
4.3.1.2 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri .....	77
4.3.1.3 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin implant üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi .....	78
4.3.2 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin stres dağılımı üzeri etkisi (grup 5- grup 6) .....	81
4.3.2.1 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri etkileri üzerindeki etkileri .....	81

4.3.2.2 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri .....	83
4.3.2.3 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin implant üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi.....	85
4.4 6 farklı grupta farklı çaplarda implant kullanarak implant von mises gerilme değerlerinin ve dinamik yükleme değerlerinin incelenmesi.....	87
4.4.1 6 farklı grupta farklı çaplarda implant kullanarak implant von mises değerlerinin incelenmesi.....	87
4.4.2 6 farklı grupta farklı çaplarda implant kullanarak dinamik yükleme değerlerinin incelenmesi.....	89
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>92</b>
<b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>	<b>106</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>108</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>125</b>

## KISALTMALAR

<b>A</b>	: Cismin Kesit Alanı
<b>Adv</b>	: Advancement
<b>Ark.</b>	: Arkadaşları
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>DICOM</b>	: Dijital İmaging and Communications in Medicine
<b>Diğ</b>	: Diğerleri
<b>DOF</b>	: Degree of freedom
<b>E</b>	: Cismin Elastisite Modülü
<b>F</b>	: Kuvvet
<b>Lo</b>	: Cismin İlk Boyu
<b>M</b>	: Kütle
<b>Mm</b>	: Milimetre
<b>N</b>	: Newton
<b>N.cm</b>	: Newton/ Santimetre
<b>Number of Elements</b>	: Eleman Sayısı
<b>Number of Nodes</b>	: Düğüm sayısı
<b>SEA</b>	: Sonlu Eleman Analizi
<b>V</b>	: Poisson Oranı

## SEMBOLLER

$\epsilon$	: Gerinme
$L$	: Cismin Orijinal Boyutu
$\Delta L$	: Boyutsal Değişim
$\mu\text{m}$	: Mikrometre
$\Pi$	: Pi sayısı



## TABLO LİSTESİ

### Sayfa

<b>Tablo 3.1</b> : Sonlu eleman stres analizinde kullanılan materyallerin elastisite katsayıları ve Poisson oranları .....	39
<b>Tablo 3.2</b> : 1mm çaplı implantlar ile oluşturulan gruplarda.....	48
<b>Tablo 3.3</b> : 3 mm çaplı implantlar ile oluşturulan gruplar.....	48
<b>Tablo 4.1</b> : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grupların yorulma değerleri. ....	59
<b>Tablo 4.2</b> : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri. ....	60
<b>Tablo 4.3</b> : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.....	66
<b>Tablo 4.4</b> : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri. ....	67
<b>Tablo 4.5</b> : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.....	73
<b>Tablo 4.6</b> : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.....	74
<b>Tablo 4.7</b> : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli olarak planlanan grubun yorulma değerleri.....	79
<b>Tablo 4.8</b> : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.....	80
<b>Tablo 4.9</b> : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı #5, dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa	

implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.....	86
<b>Tablo 4.10 :</b> 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri. ....	87
<b>Tablo 4.11 :</b> 6 farklı grubun kuvvet altında 3.3 mm ve 4.1 mm çaplı implantlar üzerinde oluşturduğu Von Mises değerleri. ....	88
<b>Tablo 4.12 :</b> 6 farklı grubun 3.3 mm ve 4.1 mm çaplı implantların ortalama öngörülen ömürleri. ....	90



## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1	: Honduras'ta bulunan bu alt çene M.S. 600 tarihlidir. Deniz kabuğundan yontularak implante edilen üç kesici diş görülmektedir [2]. ....	1
Şekil 2.2	: Subperiostal [16].....	4
Şekil 2.3	: Endosteal İmplantlar [17] .....	5
Şekil 2.4	: Endodontik İmplant [18].....	5
Şekil 2.5	: Transmandibular İmplantlar [14].....	6
Şekil 2.6	: İmplant Makro geometrisi [35].....	10
Şekil 2.7	: Cawood ve Hovel. Alveoler Kemik Sınıflaması [56].....	14
Şekil 2.8	: Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması [60].....	15
Şekil 2.9	: Ekstra kısa implant [81].....	17
Şekil 2.10	: Gerinim (strain).....	26
Şekil 2.11	: Hooke Yasası .....	28
Şekil 3.1	: Modelleme sırasında kullanılan elemanlar ve düğümler. ....	38
Şekil 3.2	: Activity 880 Optik tarayıcı görüntüsü .....	39
Şekil 3.3	: Düz ve 30 derece dayanak ile modellenmiş 3.3 mm çaplı 10 mm uzunluğundaki implantlar. ....	40
Şekil 3.4	: 4.1 mm çaplı 4 mm uzunluğunda implant. ....	40
Şekil 3.5	: 6 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar. ....	41
Şekil 3.6	: 6 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar. ....	41
Şekil 3.7	: 4 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar. ....	42
Şekil 3.8	: 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan gruplar. ....	42
Şekil 3.9	: 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz	

yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar. ....	43
<b>Şekil 3.10</b> : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar. ....	44
<b>Şekil 3.11</b> : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar. ....	44
<b>Şekil 3.12</b> : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar. ....	45
<b>Şekil 3.13</b> : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar. ....	46
<b>Şekil 3.14</b> : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan gruplar.	46
<b>Şekil 3.15</b> : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar. ....	47
<b>Şekil 3.16</b> : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar. ....	48
<b>Şekil 3.17</b> : Yükleme koşulları.....	49
<b>Şekil 3.18</b> : Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması-1 .....	50
<b>Şekil 3.19</b> : S-N eğrisi .....	50
<b>Şekil 3.20</b> : Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması-2 .....	51
<b>Şekil 3.21</b> : Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması-3 .....	52
<b>Şekil 3.22</b> : Planlanan modellerin sınır ve yükleme koşulları.....	53
<b>Şekil 4.1</b> : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli grupların genel görüntüsü.....	55
<b>Şekil 4.2</b> : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme	55
<b>Şekil 4.3</b> : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme	56
<b>Şekil 4.4</b> : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli grupta spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme .	56

- Şekil 4.5** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli gruplarda spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme56
- Şekil 4.6** : Altı adet implant kullanarak oluşturulan kantileversiz ve kantileverli gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri..... 57
- Şekil 4.7** : Altı adet implant kullanarak oluşturulan kantileversiz ve kantileverli gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri..... 57
- Şekil 4.8** : Altı adet implant kullanarak oluşturulan kantileversiz ve kantileverli gruplarda ki implantlarda oluşan streslerin genel görüntüsü. .... 58
- Şekil 4.9** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grupların yorulma değerleri. .... 58
- Şekil 4.10** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grupların yorulma değerleri. .... 59
- Şekil 4.11** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri. .... 59
- Şekil 4.12** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri. .... 60
- Şekil 4.13** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz ve kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri. ... 60
- Şekil 4.14** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek kantileversiz grup ve 4 adet standart implant düz yerleştirilirken 2 adet ekstra kısa implant posterior mandibulaya düz yerleştirilerek kantileversiz olarak planlanan grupların genel görüntüsü..... 61
- Şekil 4.15** : 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme. .... 62
- Şekil 4.16** : 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme. .... 62
- Şekil 4.17** : 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme. .... 63
- Şekil 4.18** : 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme. .... 63

- Şekil 4.19** : 6 adet implant kullanarak oluşturulan kısa implantsız ve kısa implantlı gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri..... 64
- Şekil 4.20** : 6 adet implant kullanarak oluşturulan kısa implantsız ve kısa implantlı gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri..... 64
- Şekil 4.21** : 6 adet implant kullanarak oluşturulan kısa implantsız ve kısa implantlı gruplarda ki implantlarda oluşan stresin genel görüntüsü. .... 65
- Şekil 4.22** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri..... 65
- Şekil 4.23** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri..... 66
- Şekil 4.24** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri. .... 66
- Şekil 4.25** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri. .... 67
- Şekil 4.26** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz grup ve 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz olarak planlanan grupların yorulma değerleri. .... 67
- Şekil 4.27** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 11 mm kantileverli ve 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) ve 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı #6 dişler hizasında) kantileversiz olarak planlanan grupların genel görüntüsü. .... 68
- Şekil 4.28** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri..... 69
- Şekil 4.29** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri..... 69
- Şekil 4.30** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri..... 70
- Şekil 4.31** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri..... 70

- Şekil 4.32** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda implantlarda oluşan von Mises değerleri. .... 71
- Şekil 4.33** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda implantlarda oluşan von Mises değerleri. .... 71
- Şekil 4.34** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda implantlarda oluşan streslerin genel görüntüsü..... 71
- Şekil 4.35** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri..... 72
- Şekil 4.36** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri..... 72
- Şekil 4.37** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri..... 73
- Şekil 4.38** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri..... 73
- Şekil 4.39** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 11 mm kantileverli ve 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) ve 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı #6 dişler hizasında) kantileversiz olarak planlanan grupların genel görüntüsü. .... 74
- Şekil 4.40** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli ve 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli olarak planlanan grupların genel görüntüsü. .... 75
- Şekil 4.41** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri..... 75
- Şekil 4.42** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri..... 76
- Şekil 4.43** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri..... 76

- Şekil 4.44** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri..... 77
- Şekil 4.45** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda von Mises değerleri ..... 77
- Şekil 4.46** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda von Mises değerleri. .... 78
- Şekil 4.47** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda von Mises değerleri. .... 78
- Şekil 4.48** : 4 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli olarak planlanan grubun yorulma değerleri..... 79
- Şekil 4.49** : 4 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli olarak planlanan grubun yorulma değerleri..... 79
- Şekil 4.50** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri..... 80
- Şekil 4.51** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri..... 80
- Şekil 4.52** : 4 adet düz (lateral kesici dişler #2 ve birinci büyük azı diş #6) ve 2 adet 30 derece distale açılı (ikinci küçük azı #5) ile 6 adet düz yerleştirilen (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı diş #6) grupların genel görünümü..... 81
- Şekil 4.53** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. .... 82
- Şekil 4.54** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. .... 82
- Şekil 4.55** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. .... 83
- Şekil 4.56** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. .... 83

- Şekil 4.57** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın açılı veya dik olarak yerleştirildiği gruplarda kullanılan implantldaimplantlarda oluşan von Mises değerleri. .... 84
- Şekil 4.58** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın açılı veya dik olarak yerleştirildiği gruplarda kullanılan implantldaimplantlarda oluşan von Mises değerleri. .... 84
- Şekil 4.59** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın açılı veya dik olarak yerleştirildiği gruplarda kullanılan implantldaimplantlarda oluşan von Mises değerleri. .... 84
- Şekil 4.60** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı #5, dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri..... 85
- Şekil 4.61** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı #5, dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri..... 86
- Şekil 4.62** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri. .... 86
- Şekil 4.63** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri. .... 87

## DIŞSİZ MANDİBULADA KISA VE AÇILI İMPLANTLARLA DESTEKLENEN TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN STRES DAĞILIMLARININ İNCELENMESİ

### ÖZET

Farklı sebeplerden dolayı kaybedilen dental fonksiyon günümüzde implant tedavisi aracılığı ile geri kazanılabilmektedir. Bu tedavi seçeneği özellikle atrofik tam dişsiz çenelerde karmaşık bir hal alabilmektedir. Hastalar farklı uzunluk, çap ve konumda yerleştirilen implantlar ile farklı teknikler ile tedavi olabilirler. Ancak bu tedavi yöntemlerinin hangisinin daha avantajlı olduğuna dair hala şüpheler bulunmaktadır.

Çalışmamızda tam dişsiz atrofik mandibulaya uygulanan farklı sayı, açı ve uzunlukta implantlar kullanarak elde edilen yedi farklı grubu farklı iki çap ile çeşitlendirerek uygulanan tedavi seçeneklerinin birbirine göre avantajları ve dezavantajları incelenmiş, atrofik mandibulada uygulayabileceğimiz ideal tedavi seçeneğini saptamamız hedeflenmiştir.

Sonlu eleman analizi tekniğinden yararlanarak planlanan gruplarda implant açısının, diziliminin, uzunluğunun ve çapının yanı sıra kantilever protez varlığının implantlar ve çevresinde bulunan kemik doku üzerinde oluşturduğu streslerin yanı sıra sonlu eleman analizi yöntemi kullanarak implant gövdelerinde oluşabilecek uzun dönem başarısızlıkların nerede ve ne zaman oluştuğu araştırılmıştır.

Bu çalışmada alınan sonuçların gerçeği ideal şekilde yansıtabilmesi için modelleme aşamasında tam dişsiz atrofik mandibula modellenmiştir. Model üzerine daha önceden planlanan şekilde implantlar yerleştirildikten sonra Co-Cr metal alt yapı üzerine feldspatik porselenden ve akrilik kullanarak protez modellenmiştir. Bu modeller üzerine ağız ortamını daha iyi simüle edebilmek adına 45 derece açı ile 200 N kuvvet bilateral olarak en distalde bulunun dişlerin bukkal kasp tepesinden uygulanmıştır.

Alınan sonuçlar uygun parametreler ile kıyaslandığında kantilever varlığının implant ve implant çevresindeki kemik üzerinde oluşan stresleri arttırdığı, açılı implant kullanımının geniş çaplı implantlarda düz implantlara kıyasla benzer performans sergilediği görüldü. Kısa implant kullanımının kantilever etkisini ortadan kaldırmak için iyi bir seçenek olduğu saptanmıştır. İmplant çapının azalması tüm gruplar implant ve çevresinde oluşan stresi arttırdığı ve implantların kullanım ömrünü azalttığı belirlenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Sonlu elemanlar analizi, Dental implantlar

# INVESTIGATION OF STRESS DISTRIBUTIONS OF TREATMENT OPTIONS SUPPORTED BY SHORT AND TILTED IMPLANTS IN THE EDENTULOUS MANDIBULA

## SUMMARY

The dental function lost due to different reasons can be recovered by means of implant treatment. This treatment option is particularly complex in atrophic full toothless jaws. Patients can be treated with different techniques with implants placed in different length, diameter and position. However, there are still doubts as to which of these treatment methods are more advantageous.

In our study, we evaluated the advantages and disadvantages of the treatment options compared to each other by diversifying the seven different models with two different diameters using different number, angle and length implants applied to the full toothless atrophic mandibula, and we aimed to determine the ideal treatment option that we can apply in the atrophic mandibula.

In the models planned using the finite element analysis technique, the angle, length, length and diameter of the implant, as well as the stresses on the bone tissue around the implants and surrounding, as well as the presence of the flank prosthesis have been investigated.

In this study, the exact toothless atrophic mandible was modeled in the modeling stage in order to reflect the reality of the results obtained in this study. After the implants were placed on the model, the prosthesis was modeled on the Co-Cr metal substructure using feldspatic porcelain and acrylic. In order to better simulate the oral environment on these models, the 200 N force at a 45 degree angle was applied bilaterally from the buccal cusp of the teeth.

When the results were compared with the appropriate parameters, it was observed that the presence of fever increased the stress on the bone around the implant and implant, and the use of angled implants showed similar performance in large-scale implants compared to flat implants. It has been found that short implant use is a good option for eliminating the effect of the patient. It has been determined that decreasing the implant diameter increases the stress on the implant and its surrounding in all models and decreases the service life of the implants.

**Keywords:** Finite elements analysis, Dental implant

## 1. GİRİŞ

Günümüzde implant dünyasındaki gelişmeler ve implantın endikasyon sahasının genişlemesi ile beraber hastaların kaybettikleri fonksiyon ve estetik en sağlıklı şekilde tekrar hastalara dental implantlar sayesinde kazandırılabilir. Bunun yanı sıra bu tedavinin başarısını arttırmak için mevcut anatomik durumun iyi değerlendirilmesi, kullanılan materyallerin yapısını ve biyomekanik prensiplerin iyi bilinerek göz önünde bulundurulması gerekmektedir [1, 2].

Hekim implant materyali ve tasarımı hakkında bilgiye sahip olup biyolojik dokuların kendisine uygulanan kuvvetlere karşı verebileceği reaksiyonlar hakkında fikir yürütebilmelidir [3].

İmplantlar protezler ve dayanaklar aracılığı ile üzerine gelen kuvvetleri gövdesi ve gövdesinde bulunan yivler aracılığı ile etrafını saran kemik dokuya iletir. İmplant gövdesinin makrogeometrisi kemiğe iletilen kuvvetler üzerinde etkisi olmakla beraber implantın konumunun, açısının ve çapında bu stres dağılımı üzerinde önemli bir etkisi vardır [4].

Aşırı atrofik alveolar kemikler ve anatomik kısıtlamalar yerleştirilen implantların sayısı, uzunluğu, konumu ve genişliğini etkiler buda protezin tasarımını etkiler [5]. Horizontal ve vertikal yönde oluşan kemik kaybını kemik ögmentasyon prosedürleri ile tedavi etmek dişsiz hastalarda daha yüksek maliyetlere, artmış morbiditeye ve daha uzun tedavi süresine neden olan bir prosedürdür [6, 7].

Özellikle implantların mandibulanın posterior bölgelerine yerleştirilmesi alveoler sinirden dolayı zor olabilir. Karmaşık cerrahi prosedürlerden kaçınmak için, mandibular interforaminal bölgenin implant yerleştirme için en güvenli bölge olduğu düşünülmektedir.

Literatürde atrofik mandibulada implant destekli sabit restorasyonlar hakkında çok sayıda yöntem ve bu yöntemleri kendi içerisinde değerlendiren çalışma vardır [8, 9]. Bunlardan bazıları anatomik kısıtlamalardan kaçınmak için mental foremenin önüne açılı implant yerleştirilmesi [10], mandibula posterior bölgede kısa implant kullanımı

[11], protetik olarak posterior bölgeye distal kanat uygulanması [12] ve dar çaplı implant kullanımınıdır [13]. Ancak bu yöntemleri sonlu eleman analizi metodu ile statik ve dinamik yükler altında birbiri arasında değerlendiren çalışma literatür taramasında rastlanmamıştır

Bu çalışmamızın amacı; atrofik mandibulada 12 grup planlayarak farklı sayı, dizilim, açı, uzunluk ve çapta implant kullanarak yapılan sabit implant destekli restorasyonların birbiri arasında güncel bir araştırma metodu olan sonlu eleman analizi yönteminde statik ve dinamik kuvvetlerin uygulanması sonrasında, implant gövdesinde ve implant-kemik ara yüzeyinde oluşan stres ve gerinim değerlerinin karşılaştırılmasıdır. Alınan sonuçlar bize implantlarda oluşacak deformasyon bölgelerini ve sıklık sayısını bildirecektir. Bu bilgiler dahilinde planlanan grupların kendi içerisinde zayıf ve kuvvetli yanlarının öğrenildiği gibi modellerin birbiri arasına ki avantajları hakkındada bilgi sahibi olacağız.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 İmplant Tanımı ve Tarihçesi

İmplant, ‘*kaybedilen fonksiyonun tekrar geri kazanılması için canlı dokular arasına yerleştirilen organik ya da inorganik madde*’ olarak tanımlanmaktadır [14]. Diş köküne benzeyen bir materyal ile kaybedilen dişlerin yerine koyulması geçmişten günümüze her zaman istenmiş ve farklı zamanlarda denenmiştir. Kök şeklinde hazırlanmış implantların cerrahi uygulanışı, eski medeniyetleri de içerecek şekilde binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. O yıllarda sabit protezlerin yapımı için kemik içine yerleştirilen üçgen şeklindeki bambudan çubuklarını kullanmışlardır. Buna benzer bir şekilde, yaklaşık 2000 yıl önce Mısır Medeniyeti kama biçimli altın gibi değerli metalleri kullanmışlardır. Avrupa’da ise metal dişlerin olduğu bir kafatası bulunmuştur. Ayrıca Orta Amerika’da İnkalar’ ın, dişlerin eksikliklerini gidermek için kama şekli verdikleri deniz kabuklarını kemik içine yerleştirdikleri arkeolojik araştırmalar sırasında öğrenilmiştir (Şekil 2.1) [2].



**Şekil 2.1** : Honduras’ta bulunan bu alt çene M.S. 600 tarihlidir. Deniz kabuğundan yontularak implante edilen üç kesici diş görülmektedir [2].

1809 yılında altından yapılan kök formuna benzetilen yapıların kullanıldığı, kurşun kaplanmış platin postların yerleştirildiği porselenden dişlerin ise 1887 yılında kullanıldığı öğrenilmiştir. Birçok materyalin testinden sonra 1900’lerin ilk çeyreğinde alüminyum, nikel, altın, , pirinç, gümüş ve kırmızı bakır ile kaplanmış

çelik gibi sert materyallerden imal edilmiş implantlar üretilmiştir. Bunun yanında, bu metallerin birçoğunun biyouyumluluğunun yetersiz olduğunu bunun sebebi olarak vücut dokularında oluşan korozyon ve elektrolit etkiye bağlı olduğu tespit edilmiştir. Greenfield tarafından 1909 yılında iridoplastinden yapılan örgü kafes tasarımı, dış kökü şeklinden ayırdedilebilir farklılık gösteren ilk kök şeklindeki tasarımıdır. 1900' lerin ikinci çeyreğinde, üst çene sol keser dişin eksikliğini gidermek amacıyla 15 yıldan daha uzun süre ağızda kalan, kobalt krom molibden alaşımı olan implantın yerleştirilmesiyle oral implantolojiye girilmiştir. İlerleyen yıllarda araştırmacılar, titanyum ile doğrudan bir kemik-implant arayüzü, kemik kaynaması olarak adlandırılmıştır. İlk defa 1946'da, iki parçadan oluşan titanyum implant araştırmacılar tarafından tasarlanmıştır ve tam iyileşme sonrası abutment ile hastaya özel kuron ağız içerisine yerleştirilmiştir. Bu dönemde istenilen ve tanımlanan iyileşme biçiminin ankiloz iyileşme olduğu ve yerleştirilen implantın ise 40 sene sonrasında hala fonksiyonel olduğu belirtilmiştir. Branemark'ın 1952 yılından itibaren kemik iliği iyileşmesinde başlattığı çalışmalar, 1960'lı yılların başında hayvanlarda herhangi bir yumuşak veya sert doku reaksiyonu olmaksızın on yıllık implant entegrasyonunun elde edildiği çalışmalar dental uygulamalar için bir çığır açmıştır. Sonrasında, 1965'te, on yıllık vaka takibi bulunan, insanlarda implant çalışmaları başlamıştır ve ilk yayın 1977 yılında yayınlanmıştır [2].

Branemark sık kullanılan ankiloz terimi yerine, ışık mikroskobu kullanarak yaptığı çalışmalar sonucunda, kemik ve implantın direkt teması olarak osseointegrasyon terimini tanımlamıştır [15].

Osseointegrasyonu da 'canlı kemikle implant yüzeyi arasındaki fonksiyonel ve yapısal kaynaşma, bütünleşme, birleşme olarak tanımlanmıştır[16]. İlk titanyumdan imal edilen implantın uygulanmasından sonra takip eden 5 yılda başarı oranı %50 civarında olduğu bulunmuştur. Daha sonra 1970'li yıllarda farklı tasarıma sahip implantlar üretilmeye başlanmış ve istenilen osseointegrasyonun oluşması için implant cerrahisi sonrası beklenen süre uzatılmıştır. 1982 yılında gerçekleştirilen Toronto konferansında ise George Zarb tarafından osteointegrasyon kavramının tekrar ele alınması dental implantolojinin gelişiminde dönüm noktası olmuştur [3, 17]. Bu dönemden sonra da gelişmeler artan bir ivmeyle devam etmiş ve çalışmalar daha çok estetik kullanım kolaylığı ve materyal üzerine yoğunlaşmıştır.

Günümüzde dental implant materyali olarak en yaygın şekilde kullanılmakta olan biyomateryal saf titanyumdur. Bununla beraber zirkonyum seramikler titanyuma alternatif olarak önerilmektedir [18]. Son yıllarda ise saf titanyumun dezavantajlarını elimine etmek için dişhekimliğinde kullanılmak üzere zirkonyum ve titanyum alaşımı olan implant materyali geliştirilmiş ve piyasaya sunulmuştur [19].

## **2.2 Dental implantların Tanımı ve Sınıflandırılması**

Dental implantlar, kaybedilen dişlerin yerine alveol kemiği içine çeşitli cerrahi yöntemlerle yerleştirilen ve bir süre sonra protetik üst yapının, protezin, yapıldığı alloplastik materyallerdir. İmplantlar kemiğe uygulanma pozisyonlarına, yüzey özelliklerine ve makroskobik görünümüne göre farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır. [20].

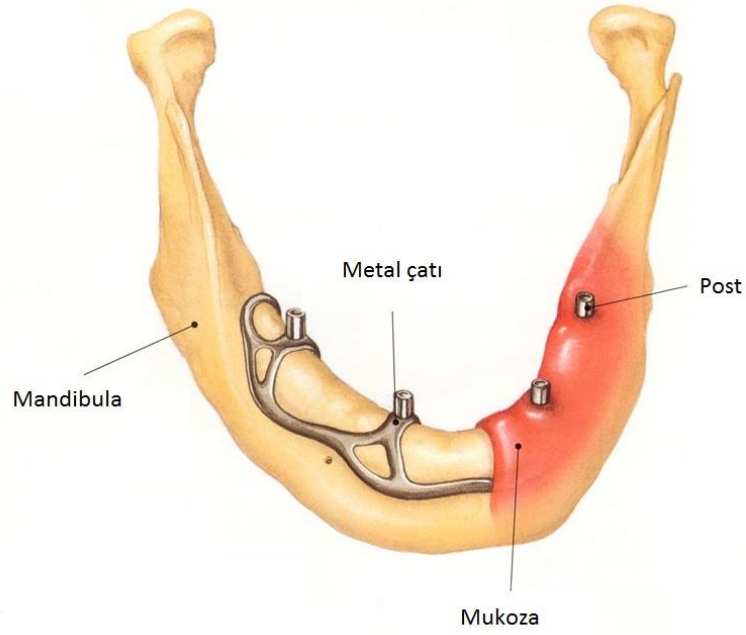
Dental implantlar destek aldıkları dokulara ve yerleştirildikleri doku konumuna göre şu şekilde sınıflandırılabilirler:

- 1- Subperiostal İmplantlar
- 2- Endosteal İmplantlar
- 3- Endodontik İmplantlar (Transdental İmplantlar)
- 4- Transmandibular İmplantlar
- 5- İnamukozal İmplantlar (İnsertler)

### **2.2.1 Subperiostal implantlar**

Subperiostal implantlar, yumuşak doku altında maksilla ve mandibulaya saran, hastaya özel olarak yapılan ve ağız içine transmukozal uzantıları olan implantlardır(Şekil 2.2) . Bu uzantılar, transmukozal postlarla sabitlenir. Hareketli veya sabit restorasyonlar yapılarak, çiğneme kuvvetlerinin çevredeki destek dokulara eşit şekilde iletilmesini sağlar. İyileşmesi güncel implantlardan farklı olarak fibroosseintegrasyonla sağlanır [21].

Bu implant sisteminin yumuşak dokuda stabilizasyon sorunlarına bağlı olarak sıklıkla enfeksiyonlara, sinüs yaralanmalarına ve sinüs komplikasyonlarına neden olabildiği rapor edilmiştir. Bundan dolayı, günümüzde terkedilmiş olup endikasyonları hemen hemen yok gibidir [22].



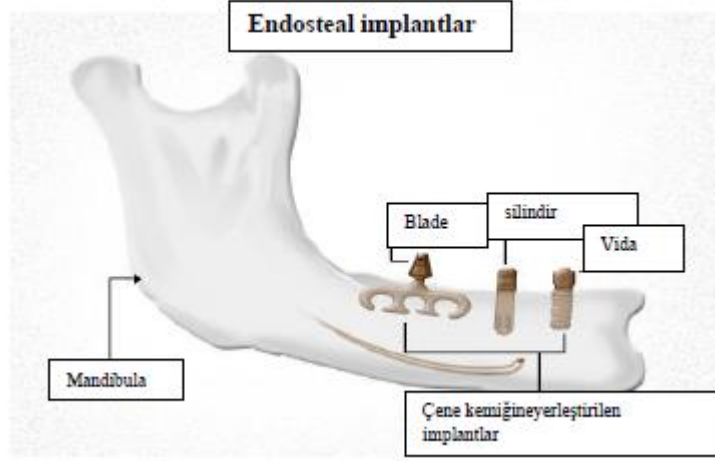
Şekil 2.2 : Subperiostal [22].

### 2.2.2. Endosteal implantlar

Endosteal implantlar, mandibulada ve maksilla bulunan diş bölgelerinde mukoza altında alveolar kemiğe cerrahi işlemler ile yerleştirilen implantlardır (Şekil 2.3) . Endosteal implantlar cerrahi prosedürüne göre tek aşamalı ya da iki aşamalı olarak piyasaya sunulmuşlardır. Tek aşamalı implantlar cerrahi müdahaleden hemen sonra ağız boşluğuna açılırken, iki aşamalı olanlarda ise ilk cerrahi müdahalede implant doku içerisinde bırakılır ve müdahaleden 3 ya da 12 ay sonra ağız içerisine ikinci bir cerrahi işlem ile açılırlar. Bu tür implantların başarılı olmaları, diğer birçok dental implant gibi osseointegrasyon oranı ile ilgilidir [22].

Endosteal implat çeşitleri:

- 1) Kök şeklinde implantlar
  - Vida (screw) tipinde
  - Silindir tipinde
- 2) Blade implantlar
- 3) Kişiyeye özel implantlar



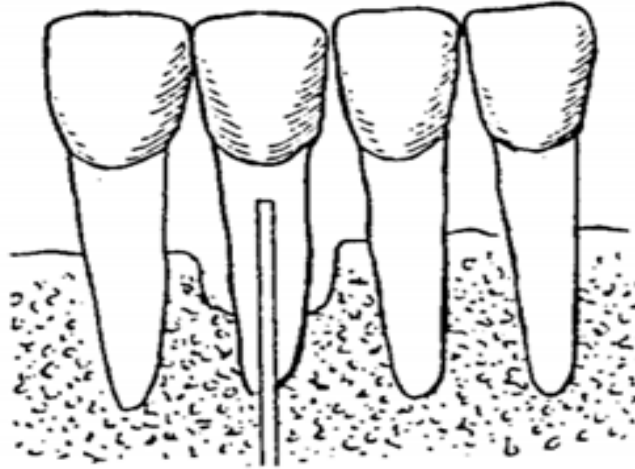
Şekil 2.3: Endosteal İmplantlar [23]

### 2.2.3 Endodontik implantlar

Endodontik implantlar, çeşitli nedenlerden dolayı mobilitesi artmış dişlerin stabilizasyonunu tekrar arttırmak için kök kanal yoluyla periapikal bölgeye ulaşan implantlardır (Şekil 2.4). Ağız ortamıyla doğrudan ilişkili değildir [24].

Endodontik implantların kullanılma endikasyonları;

- Periodontal kemik kaybının olması
- Horizontal kök kırığı oluşan dişlerde kron/kök oranını azaltmak
- Uzun zamandır süren apsedan kaynaklı kök ucu rezorbsiyonun olması
- Canlılığını kaybetmiş kök boyu kısa olan dişler [25].



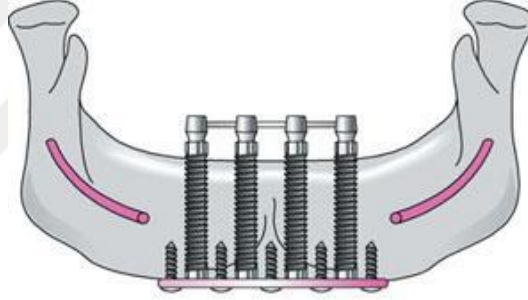
Şekil 2.4 : Endodontik İmplant [24]

#### 2.2.4 Transmandibular implantlar (transossöz implantlar)

Bu tür implantlar, sadece mandibular anterior bölgede kullanılırlar. Mental foremenlerin ön sınırına kadar uzatılabilir. Bu tür implantlar için öncelikli olan endikasyon, silindirik implantların uygulanmasının endike olmadığı aynı rezorbe olmuş mandibular anterior bölgelerin varlığıdır [26]. Günümüzde uygulama zorlukları ve oluşan morbiditeden dolayı endikasyonları oldukça sınırlıdır.

Transmandibular implantların (Şekil 2.5);

- Mandibulanın kist, tümör veya kaza sonucu defektli bir hale dönüşmesi,
- Mandibulanın tip 4 yapısında kemiğe sahip olması,
- Bruksizm gibi parafonksiyonların varlığında,
- Endosteal, subperiostal gibi implantların uygulanamadığı durumlarda rekonstrüksiyon amacıyla kullanılması endikedir [20].



Şekil 2.5 : Transmandibular İmplantlar [20]

#### 2.2.5 İnamukozal implantlar

Mandibulaya ve maksilla yapılan hareketli veya sabit protezlerin tutuculuğunu sağlayan, buton şeklinde mukoza altına yerleştirilen implantlardır. Tam bir implantasyon yoktur. Daha çok maksillada kullanımı yaygın olmasada üst çenede doku kaybına neden olduğundan günümüzde kullanılmamaktadırlar. İnamukozal implantlar; submukozal ya da subdermal implantlar diye de bilinirler [27].

#### 2.3 İmplant Makrogeometrisi

İmplantın makrogeometrisi, kemiğe iletilen stres miktarı ve buna karşı oluşan doku cevabı açısından belirleyici bir faktördür. Literatürde farklı makrogeometrik yapılarla sahip implantların alveolar kemiğe ilettikleri streslerin dağılımını, bu streslerin

şiddetlerini ve stresi etkileyen geometrik özellikleri ayrı ayrı değerlendiren sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapılmış çok sayıda çalışma bulunmaktadır [28].

İmplantın üzerinde tasarlanan yivler, fenestrasyonlar, oluklar ve basamaklar gibi makroskopik yüzey özelliklerinin, implant ve kemik arasındaki mekanik bağlantıyı sağlayan önemli etkenler olduğu çeşitli çalışmalar ile ortaya konulmuştur [29]. İmplant makrogeometrisinin, mekanik bağlanma sürecinin en önemli adımı olan primer stabiliteye olan etkisi birçok çalışmada araştırılmıştır. İmplant geometrisi implantın yerleştirilmesi sırasında oluşan merkezkaç kuvveti ve teğetsel hız ile fonksiyonel kuvvetler altında kemikte oluşan gerinimini etkilemektedir. Araştırmalarda implant gövde dizaynı ve yiv şeklinin primer stabiliteyi çok etkilediği saptanmıştır [30, 31].

Günümüzde implantların klinik performansın artırılabilmesi için farklı materyal, şekil, uzunluk, çap ve yüzey özelliklerine sahip birçok implant sistemi bulunmaktadır.

Günümüzde en sık kullanılan endosteal implantlar, kök formuna sahip olan implantlardır. Bu implantların makroskopik yapıları silindirik, vidalı, delikli, plato çıkıntılı ve bunların kombinasyonları şeklinde olabilir. İmplant boyun bölgesinden uca doğru düz, açılı veya konik şeklinde olabilirler. Bu implantlar uygulanırken kemik içine itilerek, çakılarak veya vidalanarak yerleştirilirler [32].

Kök formuna sahip kemik içi implantların makrogeometrisini incelerken implantın;

- Uzunluk
- Yüzey özellikleri
- Çap
- Yiv geometrisi
- Boyun bölgesi özellikleri incelenmelidir [33].

### **2.3.1 İmplant çapı**

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile tam karşısındaki yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanmaktadır [34]. İmplant çapındaki artış ile beraber implant çevresinde bulunan kemiğe iletilen gerilme kuvvetlerini azalttığı bilimsel olarak ispatlanmıştır [35]. Yapılan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında

implant çapındaki artışın streslerin yoğunlaştığı bölge olan implant boyun çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen stresleri önemli ölçüde azalttığı, fakat spongioz kemikte oluşan ise çok değiştirmediğini saptamışlardır. İmplant etrafındaki kortikal kemikte streslerin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önlemekte ve implantların başarı oranını artırmaktadır [36].

Yapılan bir hayvan deneyi çalışmasında implant başarısı üzerinde implant çap değişiminin etkisini araştırmışlar, posterior maksillaya yerleştirilen 4 mm çapındaki implantların sağ kalım oranını %100, 3.75 mm çapındaki implantların sağ kalım oranı ise %95 olarak bulmuşlar. Bu durum neticesinde geniş çaplı implant kullanımının implant başarısını ve stabilitesini artırdığını rapor etmişlerdir [35].

Yapılan bir diğer sonlu eleman analizinde implant çapı, şekli ve yükleme doğrultusunun stres dağılımında oldukça etkili olduğunu göstermişlerdir. İmplant çapında 3,8 mm'den 5,5 mm'ye çıkan artışın seçilen modelde stres dağılımında önemli miktarda azalmaya neden olduğu gösterilmiştir [37].

Geniş çaplı implant kullanımının bir diğer önemli avantajı da protetik parçaların uygulanmasında yüksek tork kullanılabilmesine olanak sağlamasıdır.

Yapılan bir in vitro çalışmada 25, 30, 35 ve 40 N ile sıkıştırılan dayanakları dinamik yüklemeye tabi tutmuşlardır. 30 N st sıkıştırma torku değerlerinin dayanak stabilitesi ve vida gevşemesini önlemede oldukça önemli olduğunu göstermişlerdir [38].

Aynı uzunluğa sahip implantların implant çapındaki artışı kıyaslandığında, implant yüzey alanında artıştan dolayı implant-kemik temas alanında daha fazla artışa neden olmaktadır. İmplantların çapında yapılacak 0,25 mm'lik bir artış yüzey alanının %5-10 oranında artışa, çapın 0,5 mm artması ise yüzey alanında %10-15'lik artışa sebep olmaktadır [39]. Araştırmacıların yaptıkları klinik çalışmada artan çap ile birlikte artan kemik implant temasının stresin daha homojen bir şekilde dağılmasına neden olduğu ve bu nedenle çap artışının tedavi başarısını olumlu yönde etkileyen bir faktör olduğu saptanmıştır [40].

Geniş çaplı implantların daha fazla implant kemik teması sağlaması, dayanak ve vre kemikte daha az strese neden olması gibi önemli avantajları nedeniyle vre kemik yapısı, yoğunluğu ve anatomik sınırlamalar değerlendirildikten sonra,

implantların daha geniş çaplı olarak seçilmeli ve çevre yapılara gelen stresler azaltılmalıdır [34].

### **2.3.2 İmplant uzunluğu**

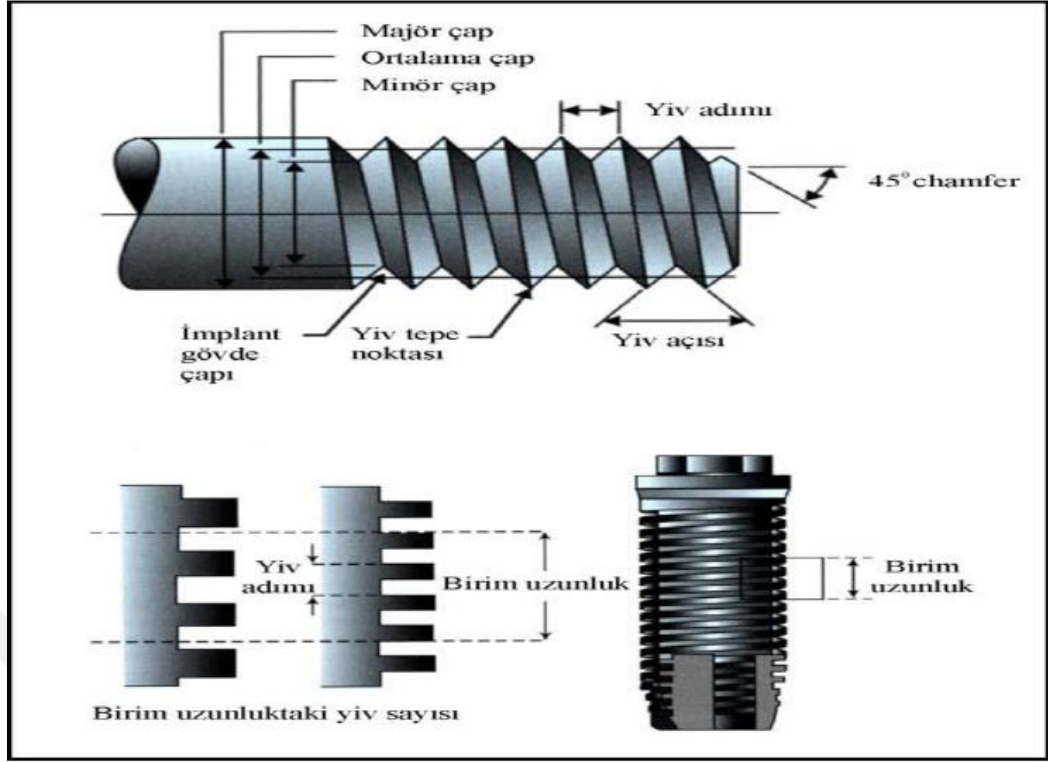
İmplant uzunluğu implant apeksi ve implant platformu arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. Biyomekanik etkenler gözönüne alındığında genel kanı olarak implantolojide, implant uzunluğundaki artışın başarı oranını da arttıracığı düşünüldü, fakat günümüzde gerek anatomik kısıtlamalar ve varyasyonlar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir [34, 41].

İmplant uzunluğu ve başarı oranı arasında doğrudan bir başarı ilişkisi yapılan çalışmalarla kanıtlanamasa da, kısa implantların göreceli olarak sağ kalım oranının azlığını gösteren araştırmalarda mevcuttur. Yapılan bir klinik takip çalışması sonucunda 7 mm uzunluğundaki implantlarda 3 senelik başarı oranının % 66,7 oranındayken 16 mm uzunluğundaki implantlarda ise %96,4 olarak bulunmuştur [42].

Yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmasında implant boyundaki ve çapındaki artışın kemiğe iletilen kuvvetleri azalttığı, özellikle çapın 3.9mm' den fazla veya implant uzunluğunun 10mm'den daha uzun olduğu modellerde von Mises streslerinin optimum değerlere yaklaştığı saptanmıştır [43].

### **2.3.3 Yiv geometrisi**

İmplantların üzerlerine gelen fonksiyonel kuvvetlerin kendisini çevreleyen kemik dokusuna iletilmesinde yiv tasarımı biyomekanik açıdan önemli yere sahiptir (şekil 2.6). Yivlerin primer stabilizasyonu ve implant yüzey alanını arttırmada, bununla beraber implant-kemik ara yüzeyinde gerilmelerin dağıtılmasında önemli bir göreve sahiptir. Yivlerin sayısının ve derinliğinin artırılması ile toplam yüzey alanı anlamlı bir şekilde büyümekte ve toplam gerilme miktarı azaltılabilmektedir [41, 44]. Dental implantlardaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler şunlardır [8].



Şekil 2.6 : İmplant Makro geometrisi [41]

- Yiv Adımı
- Yiv Şekli
- Yiv Derinliği

### 2.3.3.1 Yiv adımı

Yiv adımı, belirli bir alandaki 'yiv' sayısı olarak tanımlanır. Birim alanda yiv sayısı ne kadar

fazla ise yiv adımı o kadar artış gösterir. Bu artış aynı zamanda implantın yüzey alanını da arttırır [1].

### 2.3.3.2 Yiv şekli

Fonksiyonel gerilmelerin kemik-implant ara yüzeyine iletilmesinde önemli role sahiptir. Yiv geometrilerinde en önemli amaç, implant üzerine gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmek ve kemik implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi gerilmelerin azaltılmasını sağlamaktır. Yiv geometrileri çok fazla çeşitlilik göstermekle birlikte genellikle, 'V' şekilli, kare

şeklinde, payanda ve tersine payanda olarak sınıflandırılabilir [1, 45]. Araştırmacılar yivlerin şeklinin de gerilme büyüklüğünü etkilediğini, keskin kenarlı yivlerin kemik-implant ara yüzünde yarattığı gerilme miktarının yuvarlak kenarlı yivlerin yarattığı miktara oranla oldukça yüksek olduğunu bildirmişlerdir [1].

### **2.3.3.3 Yiv derinliği**

İmplantın en geniş çapının, implant gövdesinin en derin noktası ile arasındaki mesafedir. Albrektsson ve Zarb geniş yivli implantların daha geniş yüzey alanına sahip olduğunu ve bu sayede kemik dokusu çevresinde kuvvet dağılımının dengeli olmasına yardımcı olduğunu bildirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada aynı boydaki implantların yiv sayılarının % 50 oranında artırılmasının toplam yüzey alanında derinliğe bağlı olarak yaklaşık %15'lik bir artışla sonuçlanabileceğini bildirmişlerdir [46]. Başka bir çalışmada silindirik, konik ve vida tipi implantları sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi ile inceleyerek, yivli tasarıma sahip silindirik implantların stresleri kemiğe daha az iletildiğini bildirmişlerdir [47].

## **2.4 İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları**

### **2.4.1 İmplant endikasyonları**

- Tam veya kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüzde defekti bulunan hastalarda,
- Hareketli bölümlü protez kullanamayan kısmi dişsiz hastalarda destek olarak,
- Sağlıklı dişlerinin aşındırılmasına olumsuz bakan hastalarda,
- Atrofik alveolar kretleri olan tam dişsiz total protez hastalarında,
- Oldukça uzun dişsiz alan içeren sabit protez hastalarında,
- Oral musküler uyumunun zayıf olduğu durumlarda,
- Hastada protezin tutunmasını bozacak parafonksiyonel alışkanlıkların var olduğu durumlarda,
- Doku toleransının yetersiz olduğu durumlarda,
- Tek diş eksikliğinde,
- Hareketli protezlere psikolojik olarak uyumlu olmayan hastalarda,
- Travmaya bağlı diş kaybı ya da kök kırılmalarında ve
- Diş agenezisinde implant uygulanamsı endikedir [48-53]

## 2.4.2 İmplant kontrendikasyonları

### 2.4.2.1 Sistemik kontrendikasyonlar

- Yüksek dozda radyasyona maruz kalmış hastalar
- Myokard enfarktüsü geçirmiş olan hastalarda
- Kalp kapakçığı protezi taşıyan hastalarda
- Böbrek yetmezliğinin ilerlediği hastalarda
- Ağır osteomalazili hastalarda
- Mental retardasyonda
- Kontrol altına alınamayan diabet hastalarında
- Neoplazik oluşumların varlığında
- Kronik alkolizmde
- Kan hastalığı olan hastalarda
- Solunum sistemi hastalıklarında
- Gebelikte
- İmmün sistem hastalıklarında
- Yabancı cisimlere karşı doku duyarlılık olduğu durumlarda kontrendikedir.

### 2.4.2.2 Lokal kontrendikasyonlar

- Anatomik oluşumların malformasyonları
- Makroglossi
- Rezidüel kemik miktarının yeterli olmadığı durumlar
- Ağız bakımı iyi olmayan hastalar
- Periodontal hastalıklar
- Bruksizm
- TME disfonksiyonları
- Diş çekimi sonrası kemik iyileşmesi tamamlanmayan hastalarda kontrendikedir [51, 54, 55]

## 2.5 Alveoler Kemik ve Rezorpsiyonu

Kemik doku yapısında benzersiz mekanik ve biyolojik özelliklere barındıran özelleşmiş bir bağ dokusu türüdür. Örneğin kemik doku, yara dokusu oluşturmadan

rejenerere olabilir ve üzerine gelen yük altında yapısını değiştirerek bu baskıya uyum sağlayabilir.

Kemiğin bileşenleri bir hastalık varlığı, beslenme alışkanlıklarına bağlı olarak veya yaş gibi faktörlere göre farklılık gösterebilmekle beraber, yapısı yaklaşık olarak % 67 inorganik yapılardan oluşurken geri kalan % 33' lük kısım inorganik bileşenler ve sudan oluşur. Alveoler kemik maksiller ve mandibular kemiklerin özelleşmiş bir yapısı olarak dişlerin uzun aksına paralel bir doğrultuda dizilmiş kemik lamellerinden oluşun bir yapıdır[56]. Çene kemiklerinde görülen kayıplar patolojik, çevresel ve fizyolojik faktörler gibi etkenlerden kaynaklı olabilir [57]. Yapılan çalışmalar neticesinde horizontal ve vertikal kemik kayıpları cinsiyet, yaş, gibi faktörlerin yanı sıra çeşitli sistemik ve hormonal durumlarında alveoler kemik rezorpsiyonunda etkili olduğu öğrenilmiştir [58]. Bölgesel olarak alveoler kemik rezorpsiyonuna; travma, enfeksiyon, tümör, diş kayıpları, çekilen dişin durumu, çekilme nedeni ve lokalizasyonu ve protetik unsurlar gibi nedenler sebep olabilir. Alveol kemikte görülen rezorpsiyon, ömür boyu ve geri dönüşümsüz bir şekilde devam etmekle birlikte ilk yıl en çokta ilk üç ay daha hızlı bir şekilde olmaktadır. Lokal ve sistemik nedenler rezorpsiyon sürecini etkileyebilir. Rezorpsiyon oluşumunda ve rezorpsiyon miktarında alveoler kemiğin yapısı önemli bir etkindir. Alveoler kemik yapısının uygun nitelik ve niceliğe sahip olduğu kişilerde diş kaybı sonrası kemik rezorpsiyonunun etkileri daha az oranda görülür. Rezorpsiyon çoğu zaman maksillar anterior bölge gibi estetik bölgede ve diş kaybı öncesi alveoler kemiğin yetersiz miktarda olduğu durumlarda daha ciddi sorunlar teşkil eder. Kemik dokusu diş çekimi esnasında geri dönüşümsüz olarak mekanik bir travmaya maruz kalabilir [58]. Maksiller posterior alveoler kemiğin yapısı daha kalın kortikal kemiğe sahip olduğundan dolayı rezorpsiyon daha az olmaktadır. Dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli nokta çekim soketlerinin iyileşme süresidir. Bu süreç boyunca ne kadar bağ dokusunun sokete invaze olursa rezorpsiyonda o kadar fazla olur. Alveoler krem rezorpsiyonu sadece bölgedeki dişin kaybı ile ilişkili değil, aynı zamanda alveoler dokudaki defektin doğal iyileşme süreci ve bölgenin beslenme yeteneği belirleyici unsurlardandır[59, 60].

## 2.6 Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

Atrofi sonucu oluşan kretlerin sınıflandırılması için birçok değerlendirme yapılmıştır [61-64]. Cawood ve ark. , yaptıkları çalışmaların sonucunda alveol kemikte diş çekimi sonrası alveol kemiği:

Sınıf I: Dişli kret

Sınıf II: Diş çekiminden sonra iyileşmesi yeni tamamlanmış kret

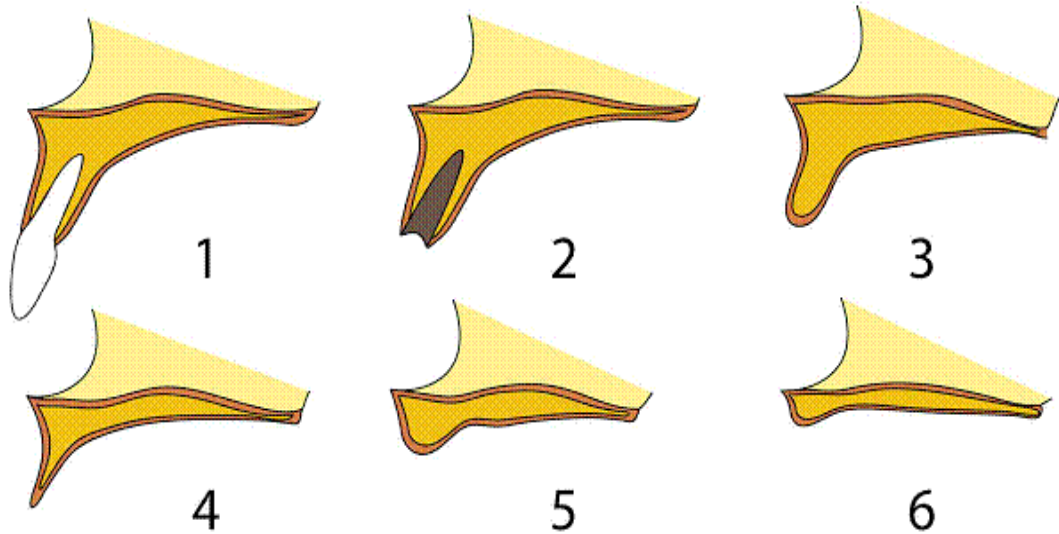
Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte, tepesi yuvarlak formda kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte, yetersiz genişlikteki bıçak sırtı formda kret

Sınıf V: Yetersiz yükseklik ve genişliğe sahip, düz kret formu

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybının gözleendiği, basık kret formu olarak

6 gruba sınıflamışlardır [61, 62] (Şekil 2.7).

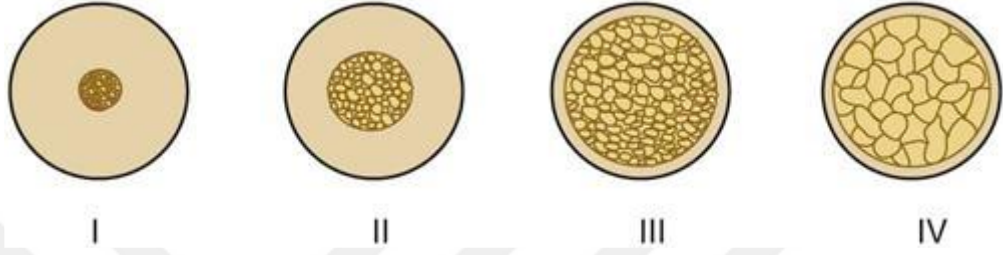


Şekil 2.7 : Cawood ve Hovel. Alveoler Kemik Sınıflaması [62]

Lekholm ve ark. da cerrahide sıklıkla kullanılan bir sınıflandırma öne sürmüştür. Lekholm ve ark. radyolojik verilere ve implant yuvalarının hazırlanması sırasında karşılaşılan dirence göre çene kemiklerini 4 tipte incelemiştir.

- Tip I kemik: Kalın kompakt ve az miktarda spongioz kemikten oluşan bu tip kemik genellikle atrofik, dişsiz alt çene anterior bölgede görülmektedir.

- Tip II kemik: Kalın kompakt ve kalın spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, alt çenenin anterior ve posterior bölgeleri ile üst çenenin palatinal bölgesinde görülmektedir.
- Tip III kemik: İnce kompakt ve dar spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin anterior ve posterior bölgelerinde görülmektedir.
- Tip IV kemik: İnce kompakt ve çok boşluklu spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin posterior bölgesinde görülmektedir [65] (Şekil 2.8).



**Şekil 2.8** : Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması [66]

Alveoler kemiğin kalitesinin cerrahi işlem öncesi değerlendirilmesi bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme yöntemi ile ve cerrahi işlem esnasında klinik olarak kemiğin gösterdiği dirençten yararlanılmaktadır [67]. Tomografik görüntüleme oluşan artefaktlar ile spongioz kemik içersine infiltre olan yağ ve kemik iliği miktarı, verilerde ve yapılan ölçümlerde hataya yol açabilir [3, 68]. İmplant cerrahisi sırasında frezlerle ve osteotomlara karşı oluşan direnç öznel bir veri olmasına karşın, tork kontrollü implant motorlarının kullanımı bize daha objektif bir veri oluşturulabilir. Friberg ve ark. implant yerleştirilmesi sırasında karşılaşılan tork direncine göre kemiği;

30 N.cm tork kuvvetinden az ise düşük yoğunlukta,

30-40 N.cm tork arasında ise orta yoğunlukta,

40 N.cm tork kuvveti ve üzeri ise yüksek yoğunlukta, olmak üzere üç gruba ayırmışlardır. Frost'un sınıflamasına göre düşük yoğunluk Tip IV kemiğe, orta yoğunluk Tip II-III kemiğe ve yüksek yoğunluk Tip I kemiğe karşılık gelmektedir [67, 69, 70].

## 2.7 Atrofik Mandibulada Tedavi Secenekleri

Günümüz diş hekimliğinde dişsiz hastaların tedavisi için uygulanan protez türlerinin çeşitlilik göstermesi tam dişsiz hastaların konuşma, estetik, beslenme ve psiko-sosyal taleplerinin karşılayabilmeyi kolaylaştırmaktadır [71].

Tam dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için ilk ve standart olarak akla gelen tedavi yöntemi konvansiyonel total protezlerdir. Konvansiyonel total protezler çoğu zaman akrilik ya da termoplastik poliamid türevi materyallerin kullanıldığı, üzerine plastik, seramik vb. dişlerin yerleştirildiği, tutuculuğunu yalnızca mevcut alveolar kemik ve alveolar mukozadan alan protezlerdir. Doku desteğinin zamanla değişkenlik göstermesi, çiğneme kuvvetinin azalması, gıda retansiyonu ve protez tutuculuğunu diğer protezlere göre daha az olması bu protez türünün sayılabilecek dezavantajları arasındadır.

Yapılan bir çalışmada total protez kullanan erken yaşlardaki bireylerde total protez kullanımını daha zor olduğu ve çiğneme süresinin daha uzun olduğu saptanmıştır. Bu durumun yaşla birlikte gelişen bazı fizyolojik değişikliklere bağlı olduğu (dildeki motor aktivitenin ve çiğneme kapasitesinin azalması, yaşa ve ilaçlara bağlı ağız kuruluğu) düşünülmüştür[72].

Günümüzde hastaların psikolojik ve fonksiyonel beklentilerinin geçmişe nazaran artması, konvansiyonel tam protezlerin yerini dolduracak tutuculuğu daha yüksek protezlerin arayışını artırmıştır. Dental implantların hareketli protezlere sağlayacağı destek, tutuculuk ve protez stabilitesi dental implantların overdenture protezler için kullanımını ön plana çıkarmıştır; yalnız uzun konvansiyonel protez kullanımı sonrası alveolar kemikte oluşan rezorpsiyon, bu rezorpsiyonun yönü ve şiddeti daha stabil protez yapabilmek için ihtiyaç duyulan implant uygulamasını da etkilemektedir.

Mandibular kemiğin rezorpsiyonu implant uygulaması için önemli bir engel oluşturur ve bu durumda rezorbe kemik dokusunun farklı cerrahi tekniklerle onarılması gerekebilir [73, 74]. Mandibular posterior bölgede görülen kemik rezorpsiyonu çoğu zaman mandibular anterior bölgeye nazaran daha dramatik bir şekilde karşılaşmaktayız [75]. Bu problemi aşabilmek için mandibular posterior bölgede onley kemik grefti, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, sinir lateralizasyonu gibi ileri cerrahi tekniklerin uygulanması veya inferior alveolar sinire zarar vermemek için distal kantilever içeren sabit protezler ile hastalar tedavi edilebilmektedir [76-

79]. Bu tedavilerin yanı sıra kısa implantlar; hastaları birden fazla cerrahi prosedüre maruz bırakmadan implant destekli protezler yapılmasına olanak sağlamaktadır [80, 81]. Son zamanlarda anatomik kısıtlamalardan dolayı ileri cerrahi tekniklerden kaçınmak için implantlar sağlam kemiğe açılı yerleştirilerek hem kantilver uzunluğu kısaltılarak hemde daha sağlıklı kemiklere daha uzun ve geniş implantlar yerleştirilebilmektedir [82].

### 2.7.1 Kısa implantlar

Literatürde, kısa implantlar tanımlanırken farklı şekillerde ifade edilmiş olup genel tanı boyu 8 mm' den kısa olan implantlar kısa implant olarak tanımlanmıştır [82-84]. Bununla birlikte, kısa implantların uzunluğunu 7 mm' den kısa olan implantlar olarak tanımlayan yazarlar da mevcuttur [85]. Ayrıca, kemik içi uzunluğu  $\leq 5$  mm olan implantlar ekstra kısa implant olarak tanımlanmıştır [86].



**Şekil 2.9** : Ekstra kısa implant [87]

Geçmişte, kısa implantların yüksek kron/kök oranlarından dolayı düşük sağkalım oranları ve öngörülemeyen uzun dönem sonuçlar ile ilişkili bulunmuştur [42, 88]. Ancak, implant sistemlerinin gelişmesi, özellikle gelişen yüzey şekillendirme teknikleri sayesinde, implantın sınırlı kemik içi uzunluğunda implantların osseointegrasyonunun iyileştirilmesi için şans vermiştir. Son yapılan çalışmalar, kısa ve ekstra kısa implantların standart implantlara benzer bir sağkalım oranı gösterdiğini belirtmektedir [89-95]. Posterior mandibulada aşırı rezorpsiyonun bir tedavi seçeneği olarak kısa implantların kullanımı ile ilgili çeşitli avantajlar bulunmaktadır;

- Bilgisayarlı tomografiye olan gereksinim azalır (rezidüel kemik yüksekliğinin belirlemede, yeterli kemik hacmi görüldüğünde kemik ögumentasyon işleminden kaçınılmış olacak). Bunun neticesinde;
  - Daha düşük maliyet,
  - Preoperatif zamanın kısalması,
  - Daha az radyasyona maruz kalınması sağlanmış olur.
- Kemik ögumentasyon işlemlerinin endikasyonları azalır. Böylece;
  - Cerrahi ve materyaller için gereken tedavi ücreti,
  - Tedavinin tamamlanması için gereken bekleme periyodu,
  - İleri greftleme işlemlerinden doğacak komplikasyonlar azalır.
- Rezidüel kemik genişliğinin limitli olduğu vakalarda hekime, mümkün olan en uzun implantın yerleştirilmesi konusunda baskı olmamasından dolayı cerrahi seçenekleri kolaylaştırır.
  - Hastanın kabul edebilirliğini artırır,
  - Daha az cerrahi işlem,
  - Daha düşük maliyet
  - Daha az sayıda komplikasyon,
  - Daha hızlı uyum süresi sağlanır.

Kısa implantların yukarıda belirtilen avantajları değerlendirildiğinde, yakın gelecekte bu implantların diş hekimliğinin önemli bir parçası olacağını düşünülmektedir. Ancak, çeşitli biyomekanik zorluklar nedeniyle kısa implantların endikasyonları üzerine bazı tartışmalar ortaya çıkmıştır [96]. Bunlar;

- Kısa implantların doğası gereği azalmış yüzey alanına bağlı olarak, osseointegrasyon sonrası normal implantlara nazaran daha az kemik-implant kontağı.
- Protetik tedavi sonrası iletmeye başlanan kuvvet yükünün daha düşük yüzey alanı tarafından karşılanması nedeni ile kristal kemikte daha yüksek basınçların , daha fazla ekspozite alana varan rezorpsiyona bu da osseointegre implantın yüzeyinde azalmaya neden olabilir.

- Vertikal doku kaybına bağı olarak kuron-implant oranının 1/1 oranından yüksek olmasına neden olur.

Ortalama yüzey alanı 256 mm<sup>2</sup> (uzunluğu 14 mm ve çapı 3.75 mm) olan bir implant ile karşılaştırıldığında [97], maksiller birinci büyük azı dişin köklerinin ortalama yüzey alanı 533 mm<sup>2</sup>dir. Kök formu bir implantın hemen hemen silindirik olduğu düşünülürse, yüzey kabaca  $2\pi r^2 + 2\pi rL$  (L ve r, mm cinsinde sırasıyla uzunluk ve yarıçap) olarak tahmin edilebilir. Yarıçap veya uzunluk arttığında, implantın yüzey alanı da belirli oranlarda artmaktadır [98]. Ancak, kısa implantların cerrahi bir prosüdür olmaksızın tek çözüm yöntemi gibi görüldüğü kemik yüksekliğinin düşük olduğu vakalarda, kısalığın telafi edilebilmesi için olabildiğince geniş çaplı (5 mm) implantlar kullanılabilir [42]. Güncel çalışmalara göre, 5 mm çapında 6 mm uzunluğundaki bir implantın kullanımı 3,75 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki implantın kullanımına benzer şekilde, uygun kemik teması için yeterli yüzey alanını sağlamaktadır. Posterior bölgede kullanılan implantların başarısını arttırabilmek için, geniş çaplı implantlar önerilmiştir [99].

Uzunluk, çap, ve implant açısının, alveoler kemikte oluşturduğu gerinime olan etkisi üzerine yapılan araştırmalarda çeşitli sonuçlara varılmıştır [100]. Özellikle dar çaplı ve kısa uzunluğu olan implantlarda, çapdaki artışın krestal gerilmede üzerinde implantın boyundaki uzamaya göre çok daha etkili olduğu saptanmıştır. Bunun yanı sıra araştırmacılar çap boyutları ve uzunlukların krestal kemik üzerindeki etkilerinin birlikte ele alınması gerektiğini savunmaktadırlar. Bundan başka, implant çapının krestal kemikteki gerinime olan etkisinin, uzunluk ve açının oluşturduğu etkinin üzerinde olduğu kabul edilmiştir [101].

Bunun yanı sıra implantın yüzey alanı, implant yüzeyine yapılan çeşitli işlemler ile yüzey pürüzlülüğünün artırılması veya implantların yiv, yiv adımı gibi yapı konfigürasyonlarının değiştirilmesiyle arttırılabilir. Çalışmalarda, özellikle posterior maksillaya uygulanan kısa uzunluklu implantların, makro geometrisinin önemi vurgulanmıştır. Düşük miktarda ve zayıf kalitede olan kemikte artmış çaptaki implantın, başlangıç stabilitesini arttırmak, implantı çevreleyen kemiğe uygun stres dağılımını sağlamak ve üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin toleransını arttırmak için bir seçenek olabileceği ifade edilmiştir. Posterior bölgelerin de dahil olduğu çeşitli çalışmalarda, geniş çaplı implantlar mükemmel klinik sonuçlar göstermişlerdir [102, 103].

İnsan anatomisine göre doğal dişlerin kuron-kök oranı, maksiller dişler için ortalama 0,6 (<1:1) ve mandibuler dişler için 0.55 (<1:1)'tir [104, 105]. Bununla birlikte mandibulada, genellikle posterior mandibulda gözlenen rezorbsiyon mandibular anterior bölgeye nazaran daha fazla olur ve bunun sonucunda interark mesafe artar. Mevcut rezidüel kemik miktarı, hekimi kısa implant seçeneğine yönlendirebilmektedir. Bu durum ise 2:1 kuron-implant oranına yol açmaktadır. Bu olumsuz koşullara rağmen, okluzal uyumlamalar ile birlikte yüzey ve implant sistemlerindeki gelişmeler, belli kriterler altında bu implant-kuron oranlarının uygulanabilir olmasını sağladığı yapılan çalışmalarda belirtilmiştir [91, 106]. Başka bir çalışma sonucunda, marjinal kemik kaybında kuron-implant oranı ile ilişkili olabilecek anlamlı bir fark bulunmadığını ifade etmişlerdir [107]. Kuvvet dağılımının uygun olduğunda, artmış kuron/implant oranlarının önemli bir risk faktörü olmadığı sonucuna varılmıştır. Yazarlar, kısa implantların azalmış kemik yüksekliğine sahip bölgelerde uzun vadeli kalıcı çözümler sunduğunu belirtmişlerdir.

### **2.7.2 Açılı implant uygulaması**

İmplant destekli sabit restorasyonlarla tamamen dişsiz bireylerin tedavisi güvenilir bir tedavi seçeneğidir. Aşırı atrofik alveolar kemikler ve anatomik kısıtlamalar yerleştirilen implantların sayısı, uzunluğu, konumu ve genişliğini etkiler buda protezin tasarımını etkiler [5]. Kemik ögmentasyon prosedürleri dişsiz hastalarda daha yüksek maliyetlere, artmış morbiditeye ve daha uzun tedavi süresine neden olan bir prosedürdür [6, 7].

İmplantların mandibulanın posterior bölgelerine yerleştirilmesi alveoler sinirden dolayı zor olabilir. Karmaşık cerrahi prosedürlerden kaçınmak için, mandibular interforaminal bölgenin implant yerleştirme için en güvenli bölge olduğu düşünülmektedir.

Orijinal Brånemark tekniğine göre, bilateral distal kantileverleri bulunan sabit bir tüm ağız protezi desteklemek için mandibulada, mentalforaminalar arasına dört veya altı adet implant yerleştirilmelidir [108]. Bu protokolde yapılan protezlerde okluzal kuvvetler daha çok distal kantilevere aktarılır. Bunun sonucunda implantlara bilateral olarak bükülme kuvvetleri aktarılır buda implant ve implant çevresindeki kemikte aşırı strese neden olur. [109, 110]. Açılı implant tedavi konseptinde (Nobel Biocare), interforaminal bölgeye yerleştirilmiş ön bölgede iki adet paralel ve posterior bölgede

iki adet distal eğimli implanta sahiptir. Posterior bölgede bulunan implantlar distale açıldırıldığından dolayı bölgeye daha uzun implantlar yerleştirilebilir, böylece implantın kortikal ankrajı ve primer stabilitesi artırılabilir. İmplantların posterior-antero yayılımı artar bu sayede kantilever uzunluğu ile beraber implant ve çevre kemikte artan gerilme azalır [111-114].

Dişsiz çenelerde eğimli implantlar ile tedavi planlamak güncel bir konu olsada kendini kanıtlamış bir tekniktir. Yapılan araştırmalarda açılı veya düz implantların çevresinde oluşan kemik kaybı ile ilgili her iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [7, 114]. Sabit implant destekli restorasyonların başarısını arttırmak için implant-kemik arayüzünde ve implant-abutment bağlantısında oluşan stres optimize edilmelidir. Distale açılanmış implant sayesinde distal kantilever miktarı azaltılır. Bu sayede kemikte ve protetik aksamalarda oluşan stres azalır[79].

Açılı implant tedavi konseptinde distale açılı implantlar 15 ile 45 derece arasında açılır ve bu implantlarda yapılacak protezlere doğru bir giriş yolu elde edebilmek için açılı abutmentlerden (dayanaklardan) yararlanır. [112, 115, 116]

### **2.7.2.1 Açılı implant kullanılan tedavi konseptinin avantajları**

- Distale açıldırılan implantlar sayesinde anatomik yapılarının zarar görmesi engellenir.
  - Posteriorıda bulunan açılı implantlar sayesinde bölgede daha uzun implantlar daha sağlıklı kemikten ankraj sağlar.
  - İmplant uzunluğunun artmasıyla implant-kemik temas yüzeyi arttığı için greft ihtiyacı elemine edilir.
  - Başarı oranı yüksektir.
  - İmmediate yükleme ile hastaya fonksiyon ve estetik hızlı bir şekilde kazandırılır.
  - İmplantların aralıklı uygulanması implantların ve protezin temizlenmesini kolaylaştırır ve biyomekanik avantaj sağlar.
  - Final restorasyon sabit veya hareketli olabilir.
  - İmplant sayısı azaldığı ve çoğu vakada greftleme işlemlerine gerek kalmadığı için maliyet düşer [117].
  - Posterior kantilever mesafe kısalmır [111].

### 2.7.2.2 Açılı implant kullanılan tedavi konseptinin dezavantajları

- • Cerrahi manipülasyon tecrübe gerektirir.
- • Protetik seçenekler kısıtlıdır.
- • Hassas bir teknik olduğu için cerrahi rehber hazırlanması önerilir [118].
- • Planlamada değişikliklere açık değildir. Tek bir implantın başarısızlığı bile protetik üst yapının yapılamamasına neden olur.

### 2.7.2.3 Kantilever uzantıları

Dental implantlar, aslen total dişsiz hastaların tedavisi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Mandibulada interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar, posteriora doğru bilateral olarak uzanan kantileverlere sahip protezleri desteklemekteydi. Bu sayede total dişsiz hastalar güvenli bir şekilde tedavi edilebilmektedir [119].

Yapılan araştırmalar implant uygulamalarında en fazla stresin kantilever uzantılarının kullanıldığı yaklaşımlarda meydana geldiğini göstermektedir. Diş-implant destekli restorasyonlarda kantilever köprü etkisi zaten görülmektedir. Böyle bir durumda restorasyonu uzatarak kantilever eklemenin ne kadar doğru ve yerinde bir davranış olduğu tartışılmalıdır. Bununla birlikte başka bir implantın yerleştirilemeyeceği bölgelerde, dişsiz sonlanan posterior bölgelerde uzantıların yapılabileceği söylenmektedir. Bu durumlarda karşıt ark ile olan ilişki ve oklüzyon değerlendirilerek arkin kısaltılması düşünülebilir.

Yapılan araştırmalara göre kantileverli protezler, kantilever uzantısı içermeyen sistemlere göre diş ve implantlar üzerine gelen uzun aks doğrultusundaki kemikten yukarı doğru çekim kuvveti ciddi miktarda artmıştır. Öyle ki bu kuvvet, uygulanan oklüzal dikey kuvvetin %40'ı kadar olabilmektedir.

Mandibulada implant destekli protezlerde kantilever kullanımı iki durumda düşünülebilir; birincisi mandibular kanal ya da mental foramen gibi anatomik kısıtlamalardan dolayı daha fazla implant yerleştirilemeyen durumlar, ikincisi yerleştirilen implantın herhangi bir nedenle kaybedilmesi ve bölgenin onarılmasının oldukça güç olduğu durumlardır [119].

Kanat etkisini minimumda tutmak için şu faktörlere dikkat edilmelidir:

- Oklüzal tabla daraltılmalı
- Oklüzal temas azaltılmalı

- Lateral hareketlerde temaslar kaldırılmalıdır.

Bu sonuçlara göre implant destekli sabit protezlerde kantilever uzantısı kullanılmasından olabildiğince kaçınılmalıdır veya mümkün olduğunca bu kantilever uzantı kısa olmalıdır. Tek implant desteğine sahip protezlerde kanat uzantısı kontrendikedir. Maksimum kanat uzantısı, kret üzerinde doğrusal bir hat üzerine yerleştirilmeli ve birden fazla desteğe sahip restorasyonlarda, maksimum destekler arası mesafe kadar olmalıdır. Eğer bu durum ile eğimli bir kavis üzerine uygulanmış desteklere sahip bir restorasyonda karşılaşılabir ise kantilever uzantı destekler arası mesafelerin toplamından 20 mm daha kısa olmalıdır. Bunun yanı sıra anteriorda 10 mm'den daha kısa aralıklarla, eğimli bir hat üzerine yerleştirilmiş üç desteğe ya da 20 mm'den daha kısa aralıkla yerleştirilmiş iki desteğe sahip bir restorasyonda kantilever uzantısı kullanılamaz. Eğer mutlaka kullanılması gerekiyorsa, kanat uzantısı ağzın posterior bölgesi yerine anteriora ya da mesiale doğru uzatılmalıdır. Kantilever uzantısı anteriora uzatıldığında üzerine gelen çigneme kuvveti lokalizasyonu nedeniyle azalacaktır.

Posterior bölgedeki dişler anteriora doğru ilerledikçe dişlerin boyutları ve oklüzal tablaları da azalır. Bu sayede, kantilever uzantısı üzerine gelen yükün dolayısıyla implant ve çevre kemikte yıkıcı etkisi olan torkun azaltılmasına çalışılır. Kantileverin uzunluğuna karar verirken göz önüne alınması gereken en önemli faktör, hastanın kantilever üzerine uygulayabileceği kuvvetin miktarıdır. Kuvvetin miktarı genelde mekanik avantajdan daha önemlidir [2]. Kantilever uzantısı kullanılmıyorsa, bunun yerine 10 mm'lik kısa implantları kullanmayı düşünmek daha uygundur [119].

## **2.8 Dental İmplantlar ve Biyomekanik**

Biyomekanik; mekanik kanunlar içerisinde, biyolojik dokuların üzerlerine uygulanan kuvvetlere karşı verdikleri cevaplarla ilgilenen bir yaklaşımdır [120].

Dental implantlar fonksiyon sırasında çok çeşitli doğrultuda ve şiddette kuvvetlere maruz kalabilirler. Fonksiyonel implant tasarımında ki amaç implantın üzerine gelen kuvvetleri en iyi şekilde kendisini destekleyen sert dokulara yayarak ve paylaşarak implantın ve çevre dokuların işlev görebilmesini sağlamaktır [121]. Dental implantlardan çevredeki biyolojik dokulara doğru olan kuvvet aktarım mekanizmasının anlaşılması implant ömrünün belirlenmesinde önemli bir etkidir.

Biyomekanik kavramların iyi anlaşılabilmesi implant tasarımı ile ilgili doğru bir mantık yürütebilmek için önemlidir [120].

Dental implantların çevre destek dokulara kuvvet iletimi; yükleme tipi ve şiddeti, implant ve protezin materyal özellikleri, implant yüzey özellikleri, implantın makro geometrisi, implant kemik ara yüzeyi ve implantın çevresindeki kemiğin yoğunluğu gibi bir çok etkene bağlıdır [4].

Doğal dişler üzerine gelen kuvvetin dağılımını dişi çevreleyen periodontal ligament aracılığı ile sağlamaktadır. İmplant çevresinde ise periodontal ligament gibi bir yapı olmadığından kuvvet dağılımı olamaz ve implant üzerine gelen kuvvetlerin büyük kısmı doğrudan kret tepesinde yoğunlaşır [122, 123].

İmplant kemik ara yüzeyinde oluşabilecek 3 temel kuvvet vardır. Bunlar; çekme, sıkışma ve makaslama tipi kuvvetlerdir. Kemiğin en dayanıklı olduğu kuvvet türü sıkışma kuvvetleridir. Çekme tipi kuvvetlere %30, makaslama kuvvetlerine ise %65 daha az dayanıklıdır [2]. İmplantların üzerine gelen bu kuvvetlerin çevre dokulara dağıtılmasında protez şekli ve kasp eğimlerinde oldukça etkili yeri vardır [124].

Kemik, belli bir değerin altında olan kuvvetlere şekil değiştirerek cevap vermektedir. Yapılan çalışmalarda bir implantın, başarı veya başarısızlığında temel nedeni, implantın kuvvetleri çevre kemiğe iletme şekli ve miktarının olduğunu vurgulamıştır [125].

Araştırmacılar implantlar ile statik ve dinamik yüklemeler uygulayarak yaptıkları çalışmada, dinamik yüklemelerde implant çevresinde kemik rezorpsiyonları gözlemlenirken, statik yüklenen implant çevresindeki kemiğin korunduğunu ve kontrol grubundaki kemik miktarı ile farklılık göstermediğini bulmuşlardır [126]. Araştırmacılar, bu çalışmaların doğrultusunda belirli bir değere kadar dinamik yüklemelerin kemik oluşumuna olumlu katkıda bulunacağını belirtmekle birlikte, aşırı dinamik yüklemelerin kemik yıkımına sebep olacağını, statik yüklemelerin ise uygulanan kuvvet sınırları dahilinde zararlı olmayacağı sonucuna varmışlardır.

### **2.8.1 Çiğneme kuvveti**

İmplantların uzun dönem sağkalımında çiğneme kuvvetlerinin önemi büyüktür [127]. Dişsizlik süresi arttıkça çiğneme kuvvetide azalmaktadır. Bununla beraber implant tedavisi sonrasında zaman içerisinde çiğneme kuvvetlerinde tekrar bir artış

görülebilmek [128]. Kastaki kasılma gücü ve maksimum çiğneme kuvveti; kas hacmi, cinsiyet, diyet, egzersiz, ısırma lokasyonu, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişebilir [129, 130]. Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında uygulanacak testlerde gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için sadece horizontal veya vertikal yüklemeler değil özellikle oblik yüklemeler uygulanmalıdır.

## **2.9 Biyomekanik Kavramlar**

### **2.9.1 Kuvvet**

Kuvvet, fizik alanında kullanılan, yönü ve bir uygulama noktası olan belirli bir birimi olup ölçülebilen bir vektördür. “F” ile gösterilir ve birimi “Newton (N)” dir. Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman cisim ya hareket eder ya da biçim değiştirir. Gerek invitro, gerekse invivo biyomekanik çalışmalarda yüklenme türleri, cismin uzun eksenli boyunca çekme (tensile), basma (compressive), burma (torsion), eğme (bending) veya çok eksenli (multiaxial) olabilmektedir. Ayrıca bu kuvvetler tek bir kez uygulanarak statik yüklenme şeklinde uygulanabileceği gibi, tekrarlayan sıklık kuvvetler şeklinde de yani dinamik yükleme olabilmektedir [131, 132].

İntraoral alanda etkisini gösteren kuvvetler, implant-kemik bileşkesine yarar ve zarar vermektedir. Çekme ve makaslama kuvvetleri bileşkenin birbirinden ayrılmasına ve bileşenin bozulmasına neden olurken, baskı kuvvetleri bu bileşkenin bir arada kalmasını sağlamaktadır. Makaslama kuvvetleri, kemikte ve implant üzerindeki en yıkıcı kuvvet türüdür.

### **2.9.2 Stres**

Gerilme (stres); yüklenme anında materyalin birim alanına düşen kuvvettir. Kuvvetlerin doğrultusuna bağlı olarak çekme (tensile), makaslama (shear), basma (compressive) gerilmeleri olarak sınıflandırılırlar. Gerilme ölçülemez, fakat büyüklüğü hesaplanabilir. Her santimetre kareye düşen Newton cinsinden kuvvet (N/cm<sup>2</sup>), gerilmenin standardize edilmesinde kullanılan birimdir, “ $\sigma$ ” simgesi ile gösterilir [133, 134].

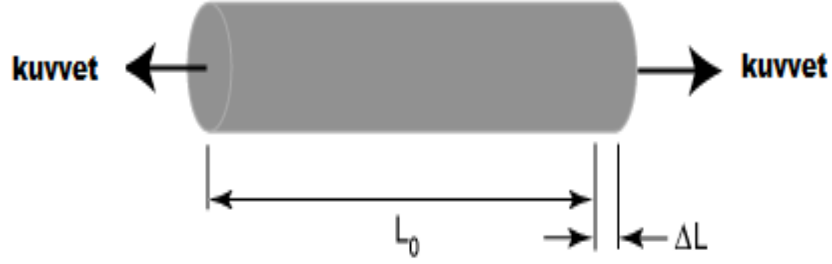
Diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda birimi olarak genellikle Mpa (Megapaskal) kullanılmaktadır [134].

### 2.9.3 Gerinme (Strain)

Gerinme (strain), birim alanında oluşan deformasyondur. Kuvvet uygulama sırasında meydana gelen boyutsal değişim ile gerçek boy değeri arasındaki oran olarak tanımlanır ve kuvvet uygulanan yapının birim alanındaki yüzde, deformasyon olarak ifade edilir. “ $\epsilon$ ” simgesi ile gösterilir. Gerinmenin bir birimi yoktur [135].

$\Delta L$ =Boyutsal değişim

$L$ =Cismin orijinal boyutu



Şekil 2.10 : Gerinim (strain)

### 2.9.4 Elastisite modülü (esneklik katsayısı)

Stresin gerinmeye oranı, elastisite modülünü verir. Esneklik katsayısı, madde üzerinde stresin oluşturduğu şekil değişikliği diye tanımlanabilir. Bir materyalin sertliği arttıkça esneklik katsayısıda artar. Birimi megapascaldır (MPa).

Esneklik katsayısı, çekme veya basma kuvvetlerinin bir cisme eksensel doğrultuda uygulandığı durumda “esneklik katsayısı veya young modulus” olarak ifade edilir [135, 136].

Elastisite modülü= Gerilim / Gerinim

### 2.9.5 Poisson oranı

Bir cisme aksiyal kuvvetler uygulandığı zaman, cismin boyunda deformasyon oluştuğunda, aynı zamanda eninde de deformasyonlar başlar. Bu durumda kuvvet altındaki cismin boyundaki değişimin enindeki değişime oranına bu cismin “poisson oranı” denir. Poisson oranı, “ $\nu$ ” simgesi ile gösterilen, -1 ile 0,5 arasında bir değerdir ve herhangi bir ölçü birimi yoktur [136].

### **2.9.6 Oransal limit (proportional limit )**

Stres(gerilim)-Strain(gerinim) eğrisinin doğru orantılı olduğu en büyük gerilim değeri olarak ifade edilmektedir. Cisim üzerinde oluşan gerilim oransal sınır değerini geçerse, geri dönüşümsüz deformasyon gerçekleşir [137].

### **2.9.7 Elastik limit (elastic limit)**

Cisim üzerinde geri dönüşü olmayan bir deformasyon olmadan, etki eden maksimum stres değeridir [135].

### **2.9.8 Elastik sınır noktası (yield point or yield stress)**

Kuvvet–deformasyon eğrisi, elastik ve plastik deformasyon bölgelerini kapsar. Bu iki bölge arasındaki sınır noktası “elastik sınır noktası (yield point)” olarak tanımlanır [136].

### **2.9.9 İzotropik özellik**

Cismin farklı doğrultudaki kuvvetlere maruz kaldığında, elastik yapısının tüm doğrultularda (x,y,z eksen) benzer özellik göstermesidir [138].

### **2.9.10 Anizotropik özellik**

Cismin, farklı doğrultudaki kuvvetlere maruz kaldığında elastik yapısının üç asal eksen de (x,y,z eksen) farklı özellik göstermesidir [138].

### **2.9.11 Von mises stres**

Von Mises stresi, çekilebilir bir materyalin şekil değiştirmesinin başlangıcı şeklinde tanımlanmaktadır. Bu değer üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanabilmektedir. Von Misses stresi, kuvvet altında ki materyallerin üzerinde oluşan stres yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek için kullanılmaktadır.

Von Mises stresi, sonlu elemanlar analizinde stres dağılımını ortaya koyan şekil değiştirme enerjisinin başlangıç değeridir. Von Mises gerilmesi, tüm yönlerde oluşan normal ve kayma gerilmelerinin bileşkesidir. Bu gerilme, implant materyalinde ve kemik dokusunda meydana gelebilecek hasarı incelemek açısından önemlidir. Bu şekilde kalıcı deformasyonun meydana gelip gelemeyeceği, kemikte rezorbsiyonun olup olamayacağını saptamak mümkün olabilmektedir [138].

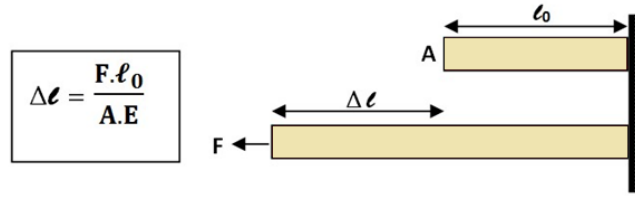
### 2.9.12 Asal Stres (principle stress)

Üç boyutlu bir elemanda maksimum stres değeri, tüm makaslama gerilim bileşenleri sıfır olduğunda gerçekleşir. Üç boyutlu elemanlarda bu durum gerçekleştiğinde, oluşan gerilimlere asal (principle) stres denir. Asal stres; maksimum, orta ve minimum olarak üçe ayrılır [138].

### 2.9.13 Hooke yasası

Her hangi bir malzemeye kuvvet uygulandığında, malzemede oluşan uzamaların elastik sınırlar içinde, gerilmelerle doğru orantı olduğunu söyleyen yasadır. Kuvvet ile kuvvet sonucunda meydana gelen uzama arasındaki basit lineer bağlantı, ilk defa İngiliz matematikçi Hooke tarafından 1678 yılında ortaya konulmuştur.

Hooke yasasına göre; Cismin toplam uzaması=  $\Delta l = Fl / AE$  olarak formülize edilir (Şekil 2.11). F: cismi uzatan kuvvet;  $l_0$ : cismin ilk boyu; A: cismin kesit alanı; E: cismin elastisite modülü



Şekil 2.11 : Hooke Yasası

### 2.10 Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde, yapılacak restorasyonların oral ortama uyumunun sağlanabilmesi için ağız içerisindeki kuvvetlerin hesaplanarak bu restorasyonların çeşitli şekillerde analiz edilmesi gerekmektedir[139].

Materyallerin analiz edilebilmesi farklı yöntemlerle mümkün olabilir. Analizi yapılması planlanan materyalin modelleri üretilerek direkt bu modellerin analiz edilmesi veya bir tane model üretilerek ters mühendislik yöntemiyle digital ortama transfer edildikten sonra analizinin yapılması güncel yöntemlerden biridir. Ancak çoğu zaman bir adet öncül modelin üretiminin bile çok maliyetli olması ve üretilen modellerin gerçek ortamda analizinin etik ve güvenli olmayışı gibi nedenlerden dolayı bu yöntemler tercih edilemeyebilir [140].

Bazı nadir durumlarda ise ağız içi ortamda bahsedilen yöntemlerin uygulanabilmesi mümkün olmadığından dolayı yapılacak testlerin doku modelleri üzerinde yapılması daha uygundur [141]. Bu testlerden doğru sonuçlar olabilmek, o materyalin deformasyon ve strese neden olan kuvvetler karşısında mekanik özelliklerinin bilinmesi gerekir [142].

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şu şekilde sıralanabilir [139]:

- Fotoelastik stres analizi yöntemi
- Gerinim ölçer (Strain Gauge) ile stres analizi yöntemi
- Kırılgan vernik (Brittle Lacquer) kullanımı ile stres analizi yöntemi
- Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi
- Termografik stres analizi yöntemi
- Radyotelemetri ile stres analizi yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

### **2.10.1 Fotoelastik stres analizi yöntemi**

Saydam plastik maddelerin optik özelliklerinden yararlanarak yapılabilen bir stres analizi tekniğidir. Kemiğe, implantlara, restorasyonlara , ve destek dişler üzerine gelen kuvvetlerin yoğunluğu, miktarı ve lokalizasyonu fotoelastik modellerde kuvvet çizgilerinin oluşmasıyla doğrudan gözlenmektedir. Fotoelastik saydam model strese maruz kaldığında izokromatik çizgiler (fringe) denen kuvvet çizgileri oluşur ve bu çizgiler kırmızı ile yeşil renkler arasındadır. Modelde bu streslerin görünebilmesi için polariskop gerekmektedir. Kuvvet çizgilerinin sayısı arttıkça, çizgiler birbirine yaklaştıkça materyalde oluşan stres artar; böylece kırılma potansiyeli olan olası zayıf noktalar, bölgeler tespit edilebilir [143, 144].

Bu yöntemin avantajı mekanik problemler hakkında bilgi vermesi, uygulamasının kolay ve ucuz olması, madde içerisinde oluşan streslerin direk gözlenmesine olanak sağlamasıdır. En önemli dezavantajı in vivo araştırmalarda kullanılamamasıdır. Bir diğer dezavantajı ise sayısal ölçümler için kullanımının zor olmasıdır [145].

### **2.10.2 Gerinim ölçer (strain gauge) stres analizi yöntemi**

Gerinim ölçer cihazları küçük elektrik rezistörleri olup; çalışma prensipleri hafif mekanik deformasyona maruz kaldıklarında akımlarında meydana gelen elektrik direncinin değişmesine dayanmaktadır. Kullanılmasındaki amaç kuvvet

uygulandıktan sonra strese maruz kalan materyallerdeki deformasyon miktarını ölçmektir [139, 146].

Stres analizini gerinim ölçer cihazı ile yapmanın avantajları arasında sayısal değerlendirmeler elde edilmesi ve bu analiz sonuçlarının matemattiksel işlemlerde kullanılabilmesi, in vivo çalışmalarda kullanıma uygun olması sayılabilir. Gerinim ölçer cihazının dezavantajları ise aletin ebatlarının büyük olmasından dolayı küçük cisimlerde kullanımını zorlaştırılması ile farklı kuvvetlerde benzer tek doğrultulu gerinim ölçümleri verebilme olasılığıdır [145].

### **2.10.3 Kırılğan vernik (brittle lacquer) kullanımı ile stres analizi yöntemi**

Kırılğan vernik kullanılarak yapılan stres analizi yönteminde, analizi yapılacak olan materyallerin üzerine özel vernik uygulanıp fırınlandıktan sonra kuvvet yüklemesi yapılır. Kuvvetlerin yoğun olarak görüldüğü bölgelerdeki çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir [139].

### **2.10.4 Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi**

Bu teknikte holografik interferometri cihazları kullanılarak lazer ışını yardımı ile; cisim 3 boyutlu olarak taranır elde edilen veriler holografik film üzerine kaydedilmektedir. Bu teknikteki hologram filminin birden fazla çekimde kullanılması mümkündür. Bu tekniğin en sık tercih edilen metodu çift poz holografik interferometredir. Analizi yapılacak materyale başlangıç aşamasında referans lazer ışını gönderilir ve model kaydı holografik film üzerinde elde edilir. Materyale kuvvet uygulandıktan sonra da inceleme ışını gönderilir, aynı holografik filmde kayıt alınır. Holografik filmde oluşan iki kayıt arasındaki farka, tekrar lazer ışını gönderilerek farka bakılır. Bu stres analizi yönteminin avantajı materyallerin yüzeylerinde oluşan bozulmaları nanometre boyutunda algılaması, test edilen materyal üzerinde herhangi bir tahribat yapmaması ve materyalin sıklıkla geçek boyutlarında incelenebilmesi sayılabilir [139, 147]

### **2.10.5 Termografik stres analizi yöntemi**

Termografik stres analizi yönteminde; homojen ve izotropik bir materyal periyodik kuvvet yüklemesine maruz kaldığında, ısısında meydana gelen periyodik değişikliklerin materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılı olduğu prensibinden temel alınır [139].

### **2.10.6 Radyotelometri ile stres analizi yöntemi**

Radyotelometri stres analizi yönteminde; birleşik bir yazılım ve donanım sayesinde toplanan verilerin, herhangi materyale bağımlı olmaksızın transferi söz konusudur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine neden olur ve bu sebeple radyotelometrinin frekansı etkilenerek analiz sonuçları elde edilir. Veri iletiminin kablosuz olması bu yöntemin en önemli avantajıdır [139].

### **2.10.7 Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi**

Canlı organizmalar üzerlerine uygulanan kuvvetler karşısında verdikleri yanıtları tespit etmek için yapılan stres analizlerinin uygulaması zor, tahribat riski yüksek ve maliyetli olabilir; bu nedenle organizmanın modellenmesi ve elde edilen model üzerinde stres analizlerinin yapılması daha doru ve pratik bir hale gelmiştir [148].

Sonlu eleman stres analizi yöntemlerinde (SEA) biyomekanik sistemin doğal yapıya benzer matematiksel modeli elde edilir; bilgisayar üzerinde bu modelin çözümü yapılarak analiz edilir [139]. SEA yönteminin teknolojiyle orantılı olarak ilerlemesi ile önceki başlıklarda bahsedilen diğer stres analizi yöntemlerinin kullanımı azalmıştır [149].

İlk olarak 1956'da havacılık ve uzay alanında kullanılan SEA yöntemi; uçaklara ait karmaşık yapılardaki streslerin analizleri için geliştirilmiştir. Takip eden süreçte ısı transferi, elektromanyetik analiz, akışkanlar mekaniği, akustik gibi alanlarda kullanımı keşfedilmiştir; günümüzde makine, inşaat, ve endüstri mühendisliği gibi pek çok mühendislik bölümünde sıklıkla tercih edilmektedir [125, 140, 150].

SEA yönteminin diş hekimliğindeki kullanımı ise teknolojinin gelişmesiyle beraber 1960'lı yıllara dayanmaktadır. Yapılan ilk SEA çalışmasında matematiksel modeli oluşturulan bir diş farklı yönlerde kuvvetler uygulanıp kemik dokusunda meydana gelen gerilmeler incelenmiştir. Günümüzde ise bu yöntemin kullanım alanı oldukça genişlemiş olmakla beraber; protez, ortodonti, implantoloji ve restoratif diş hekimliği alanlarında sıklıkla kullanılmaktadır [140].

Diş hekimliğinde kullanılan bir çok materyal karmaşık geometriye sahip materyaller olup analizlerinin yapılması oldukça zordur; bu sebeple SEA gibi karmaşık

geometrileri küçük eleman seviyesine indirgeyen analizler büyük avantajlar sağlamaktadır [151, 152]. SEA yönteminin temel prensibi küçük parçadan büyük bir bütüne doğru gitmeye dayalıdır. Analizi yapılacak olan bölge küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayrılarak çözüme ulaşılır. Yapılan analizler tek boyutlu, iki boyutlu ya da üç boyutlu olabilir [125, 139, 141]. Her bir elementin gerilmesi, gerinimi, yer değiştirmesi ve sıcaklık dağılımı gibi parametreler araştırılarak sayısal olarak yaklaşık değerler elde edilmektedir [140, 150].

#### **2.10.7.1 Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları**

- Sonlu elemanların şekillerinin ve boyutlarının çeşitliliği ve değiştirilebilirliği nedeniyle karmaşık geometrisi olan katı cisimler kolaylıkla modellenebilir.
- Çok bağlantılı kısımlar (bir veya birden çok delikli cisimler gibi yapılar ) veya köşelere sahip olan cisimler de basit bir şekilde analize dahil edilebilir.
- Farklı malzemenin yapılan ya da değişik geometrik özellikleri bulunan cisimlerin de incelenmesine olanak sağlar.
- Neden ve sonuç ilişkisine ait problemlerin, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden ifade edilebilmesi; SEA yönteminin sorunları anlaşılır kılmasını ve basitleştirmesini sağlar, çözümü kolaylaştırır.
- Uygulanan kuvvetlerin, materyal özelliklerinin ve cisimlerin geometrilerinin kolayca değiştirilmesi sayesinde analizin tekrarlanabilirliği kolay ve yüksektir.
- Sınır şartları kolayca uygulanabilir [141].

#### **2.10.7.2 Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları**

- SEA lineer elastik bir stres analizi yöntemidir; fakat gerçek hayatta canlı ve cansız oluşumlar belli bir dereceye kadar elastik deformasyon, sonrasında ise plastik deformasyon gösterirler. Dış hekimliğinde genellikle sadece elastik deformasyon oluşum sınırları içerisinde kalacak kuvvetler uygulanmaktadır [125].
- Dış hekimliği yapılan sonlu eleman analizlerinde çalışmalarında doku ve materyaller homojen ve izotropik kabul edilmesine rağmen; hiçbir model %100 izotropik ve homojen değildir [125, 153].

- Modelleme sırasında bazı varsayımların yapılması gereklidir, kemik-implant temasının %100 olduğunun kabul edilmesi bu duruma örnektir; ancak gerçek koşullarda bahsedilen temas hiçbir zaman %100 değildir [153].
- Kemik ve implantların kompleks yapılarından dolayı üç boyutlu modele aktarılmalarındaki doğruluk payı çok yüksek değildir; ancak üç boyutlu modellemelerdeki sonuçlar iki boyutlu modellemelerdekilerden daha gerçeğe yakın sonuç verirler [148].

### 2.10.7.3 Sonlu eleman stres analizi yöntemi ile ilgili temel kavramlar

**Düğüm (Node):** Sonlu elemanlar analizinde tasarlanan modeller modele göre uygun miktarda sonlu sayıda elemanlara bölündükten sonra; bu elemanlar belirli noktalardan birbirleriyle bağlanmaktadır. Bu bağlantı noktalarına ‘düğüm (node)’ adı verilmektedir. Oluşan düğüm noktaları mutlaka belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir [154, 155].

**Eleman (Element):** SEA yöntemindeki modeller ‘eleman (element)’ ismi verilen basit geometrik şekiller olarak parçalarına ayrılır. Analizi yapılacak model ne kadar fazla sayıda elemana bölünürse, o kadar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir.

SEA yönteminde elemanlar iki farklı şekilde sınıflandırılmaktadır. Geometrisine göre sınıflandırılan elemanlar üçgen, paralelkenar ve dörtgen elemanlardır. Boyutlarına göre sınıflandırılan elemanlar ise tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlardır [154, 155].

Literatürde eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında, eleman boyutunun ise 150-300 µm olması gerektiğini ifade eden çalışmalar vardır; 300 µm’den daha büyük boyutta eleman kullanımının yanıltıcı sonuçlara sebep olabildiği bilinmektedir [156].

**Ağ Yapısının (Mesh) Oluşturulması:** Ağ oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını belirler. Ağ oluşturulması iki şekilde yapılabilir; program tarafından otomatik olarak yapılır ya da bilgisayar kullanıcısı tarafından üretilir. Bilgisayar kullanıcısı tarafından girilen bilgiye cevap olarak, uygun değerler otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralayıp numaralandırılmalarını sağlar. Ağ oluşturmada modeller sonlu sayıda elemana bölünürken; elemanların sayısı, tipi ve ağ üretim yöntemi değiştirilerek tekrardan ağ oluşturulabilmektedir [125, 141, 154].

**Sınır Koşulları (Boundry Conditions):** Sınır koşulları, gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içerir; başka bir deyişle modelin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir [125, 141, 154].

**Aksisimetrik Model:** Merkezinden bir eksen geçen cismin ekseninin her iki tarafının birbiri ile aynı olması, eksenel simetriklik durumudur [125, 141, 154].

**Katı Modelleme (Solid Modelling):** Modelleme tekniklerinin en üst düzey versiyonu olup; cismin iç ve dış geometrilerinin aynı şekilde bilgisayar ortamına yansıtılmasını sağlar. Bu sayede ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir ya da farklı kesitler alınarak cismin iç geometrik formu analiz edilebilir. Katı modellemenin yapılabilmesi için bilgisayar destekli tasarım programlarına ihtiyaç vardır; bu programlar da hızlı veri, iyi iletişim ve işlem gücüne sahip bilgisayarlarda çalışmaktadır. Katı modelleme bir boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Gerçeğe en yakın sonuçlar üç boyutlu modelleme ve analiz ile elde edilmektedir [125, 141].

## 2.11 Yorulma Deneyleri

Yorulma deneyleri, sürekli tekrar eden mekanik, kimyasal ve termal siklusların meydana getirdiği etkileri invitro koşullarda taklit eden deneysel yöntemlerdir. Klinik çalışmalara kıyasla kontrol edilemeyen değişkenlerin sayısında azalma sağlanması yorulma deneylerinin avantajlarından biridir.

Yorulma deneyi çalışmalarında kullanılan ilk cihazlarla, çiğneme gerilimleri ve termosiklus uygulamaları yapılmıştır. Bu uygulamalara ek olarak günümüzde bazı kimyasal ve aşınma olguları da uygulamalarda test edilebilmektedir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz (SEA) yöntemi ile statik ve dinamik yükleme analizleri gerçekleştirildi. Bu analiz Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye) tarafından yapıldı. Bu yöntem için sınır koşulları belirlenerek sadece mandibulayı içine alan bir model kullanıldı.

Çalışmamızda atrofik mandibula modeline farklı sayı, açılanma, uzunluk, çap ve farklı dizilimlerde dental implantlar uygulandıktan sonra kantileverli veya kantileversiz sabit protezler uygulanarak gruplar oluşturuldu. Bu oluşturulan modeller oblik kuvvetler uygulanarak, kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, implantta ve oluşan Von Mises gerilme değerleri ve kantilever uzantı varlığının etkileri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelendi. Bunun yanı sıra dinamik yükler altında implantta oluşabilecek plastik deformasyon bölgeleri incelendi. Çalışmamız için planlanan 7 farklı grup kısa implantlarda 4.1 mm çaplı 4 mm uzunluklu implantlar kullanılırken standart uzunlukta ki implantlar 3.3 mm ve 4.1 mm çaplı implantlar kullanarak modellenmesi ile 12 farklı grup oluşturuldu. Böylece implant çapının kemik üzerinde oluşan stres üzerindeki etkilerine bakıldığı gibi implant çapının implantların yorulma direncine olan etkileri de araştırıldı.

Bu çalışmada atrofik mandibula üzerinde oluşturulan gruplar:

1. Çalışmamızda 3 adet implant çeşidi 6 adet 4.1mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz.
2. 6 adet 4.1mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) 11 mm uzunluğunda kantileverli.
3. 4 adet 4.1mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında) 11 mm kantileverli.
4. 4 adet 4.1mm çap 10 mm uzunluklu implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 11 mm kantileverli.

5. 4 adet 4.1 mm çap 10 mm uzunluklu implant lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece) 2 adet 4,1 mm çapında 4 mm uzunluğunda implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz.
6. 4 adet 4.1 mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler hizasında) 2 adet 4,1 mm çapında 4 mm uzunluğunda implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz.
7. 6 adet 3.3 mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz.
8. 6 adet 3.3 mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) 11 mm uzunluğunda kantileverli.
9. 4 adet 3.3 mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında) 11 mm kantileverli.
10. 4 adet 3.3 mm çap 10 mm uzunluklu implant lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece) 11 mm kantileverli.
11. 4 adet 3.3 mm çap 10 mm uzunluklu implant lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece) 2 adet 4,1 mm çapında 4 mm uzunluğunda implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz.
12. 4 adet 3.3 mm çap 10 mm uzunluklu implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler hizasında) 2 adet 4,1 mm çapında 4 mm uzunluğunda implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz.

bulunmaktadır.

Bunlar :

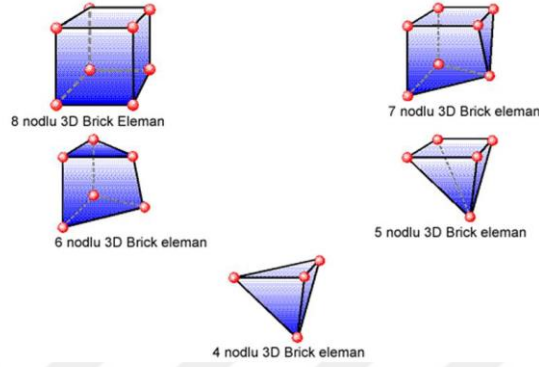
- 4,1 mm çapında 10 mm uzunluğunda kemik seviyesinde standart implant
- 3,3 mm çapında 10 mm uzunluğunda kemik seviyesinde dar implant
- 4,1 mm çapında 4 mm uzunluğunda doku seviyesinde ekstra kısa implantlardır.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu eleman stres analizi işlemi için Intelxeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB 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 Pittsburg, PA 15238-2932 USA) analiz programı kullanıldı.

### **3.1 Sonlu Eleman Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması ve Matematiksel Modelleme**

Çalışmamızın ilk aşamasında analiz edilecek yapının 3 boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik ana modeli olan alt çene modeli hazırlandı. Kemiği ifade eden taban parçasının oluşturulmasında mandibula modeli kullanılmış olup bu model Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla fakülteye başvurmuş hastaların konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) ile alınan tomografi görüntülerinden oluşan data arşivinden mandibula modellemesinin yapılması amacıyla bir hastanın daha önce çekilmiş olan tomografi görüntüsü alınarak mandibular kemiğin üç boyutlu modellemesi yapıldı. Çalışmamızda kullanılacak olan tomografi görüntüsü DICOM formatında kaydedildi. Tomografi çekiminde ProMax Planmeca marka 3\_D Mid (Finlandiya) model BT cihazı kullanıldı. Çekim sırasında doz ayarları 9KvP, 12mA, 36 saniyelik çekimle 200 mm voxel büyüklüğünde, 1 milimetrelilik kesitler elde edildi. İmplant ve protez parçaları smartOptics tarayıcı kullanılarak tarandı. Çekilen filmler, 3D-doctor yazılımına geçirildi ve burada 'Interactive Segmentation' yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Bu şekilde mandibula da kortikal kemik, spongioz kemik, mukoza, protez alt ve üst parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak şekilde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros ve VRMesh yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı. Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc, USA)

yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra, burada Bricks ve Tetrahedra katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detayları veremediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1** : Modelleme sırasında kullanılan elemanlar ve düğümler.

Cawood & Howell sınıflamasında ileri derecede atrofik mandibulayı tanımlarken, simfiz bölgesinde vertikal olarak 12 mm' den daha az kemiğin olduğu mandibulalar için tanımlandı [157]. Tüm mandibulada ise D2 kemik yapısı modellendi. Kortikal ve trabeküler kemik izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edildi. Modellerdeki implantların osseointegrasyonu %100 olarak kabul edildi. Çalışmamızda 3 farklı tasarımda implant kullanıldı. İmplantların modellenebilmesi için smartOptics 3D tarayıcısından ve Rhinoceros yazılımından yararlanıldı (Şekil 3.2). Uygulanan kuvvetler altında kemik ve implant arasında hareket oluşmasına izin verilmedi.



**Şekil 3-1: Activity 880 optik tarayıcısı görünümü**

**Şekil 3.2 : Activity 880 Optik tarayıcı görüntüsü**

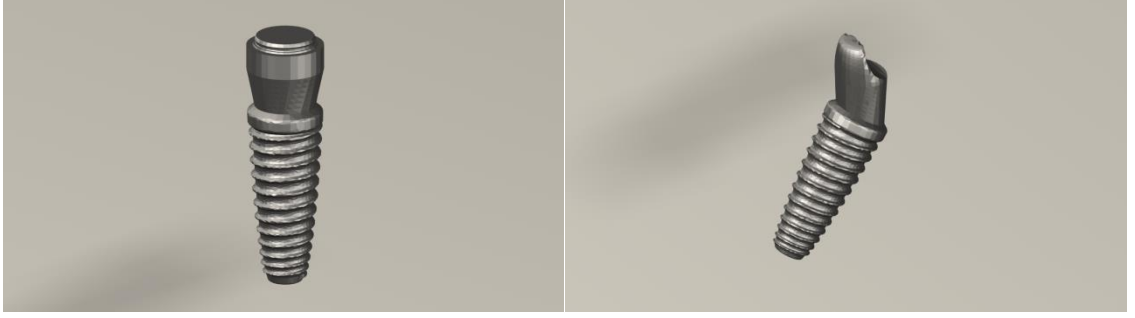
Sonlu eleman stres analizinde kullanılan materyallerin elastisite katsayıları ve Poisson oranları Çizelgede gösterildi (Tablo 1) .

**Tablo 3.1 : Sonlu eleman stres analizinde kullanılan materyallerin elastisite katsayıları ve Poisson oranları**

Yapılar	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Gerilme Direnci (MPa)
Ti-Zr İmplant [158, 159]	100 000	0.3	953
Kortikal Kemik [160, 161]	13 700	0.3	
Trabeküler Kemik [160, 161]	1370	0.3	
Dayanak	100.000	0,3	
Metal Altyapı (Co-Cr) [162]	218 000	0.33	
Kron (Feldspatik Porselen) [163, 164]	82 800	0.35	
Akrilik [158]	2700	0.35	

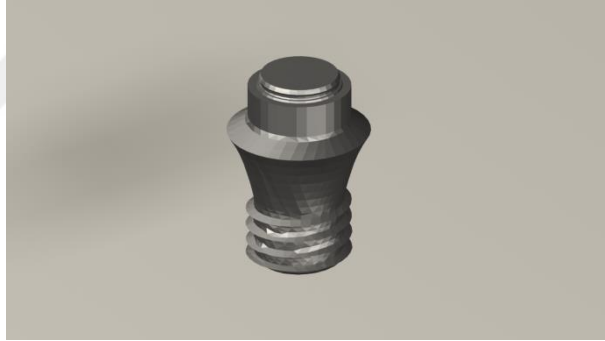
### 3.2 Çalışmamızda Kullanılan İmplantlar

Çalışmamızda Ti-Zr alaşımdan üretilen kemik seviyesi ve açılı implantlar kullanıldı. Bu implantlar 10 mm uzunluğunda, 4.1 mm ve 3.3 mm genişliğinde olan implantlardır (Şekil 3.3).



**Şekil 3.3** : Düz ve 30 derece dayanak ile modellenmiş 3.3 mm çaplı 10 mm uzunluğundaki implantlar.

Kullanılan bir diğer implant ise ekstra kısa implant olup Ti-Zr alaşımdan üretilen doku seviyesi 4.1 mm çapında 4 mm yüksekliğinde olan implantlardır (Şekil 3.4).



**Şekil 3.4** : 4.1 mm çaplı 4 mm uzunluğunda implant.

### 3.3 Tasarlanan Gruplar

#### 3.3.1 Grup 1: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileversiz grup

Atrofik mandibula modeli 4.1x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 4.1 mm çaplı implantlar lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında olacak şekilde dik açı ile yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta distal kantilever bulunmamaktadır (Şekil3.5).

Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.,



**Şekil 3.5:** 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar.

### 3.3.2 Grup 2: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup

Atrofik mandibula modeli 4.1x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 4.1 mm implantlar lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında olacak şekilde dik açı ile yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen ikinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta birinci büyük azı dişte bulunan implanttan 11 mm daha distale uzanan bir distal kantilever oluşturulmuştur (Şekil3.6). Kuvvet ikinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200 N uygulandı.



**Şekil 3.6:** 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar.

### 3.3.3 Grup 3: 4 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup

Atrofik mandibula modeli 4.1x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 4.1 mm implantlar lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında dik açı ile yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak

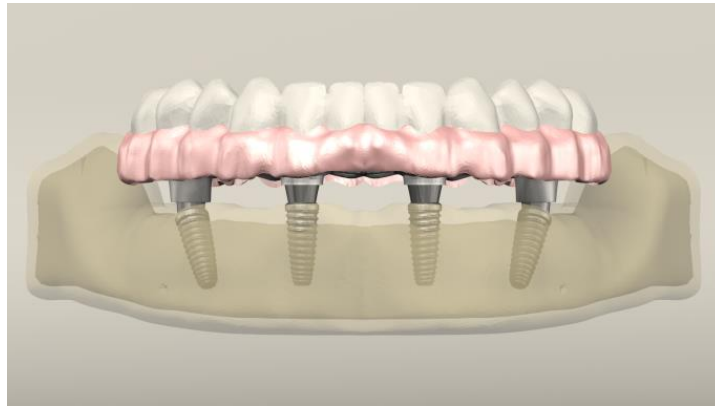
modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta ikinci küçük azı dişte bulunan implanttan 11 mm daha distale uzanan bir distal kantilever oluşturulmuştur (Şekil3.7). Kuvvet birinci büyük azı dişin bukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.7:** 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar.

#### **3.3.4 Grup 4: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı implant kullanılan kantileverli grup**

Atrofik mandibula modeli 4.1x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 4.1 mm implantlar lateral kesici dişlere dik açı ile ikinci küçük azı diş hizasında ise 30 derece distale açılı olacak şekilde yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta ikinci küçük azı dişte bulunan implanttan 11 mm daha distale uzanan bir distal kantilever oluşturulmuştur (Şekil 3.8). Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.8 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan gruplar.

### 3.3.5 Grup 5: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı, 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup

Atrofik mandibula modeli 4.1x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 4.1 mm implantlar lateral kesici dişlere dik açı ile ikinci küçük azı diş hizasında ise 30 derece distale açılı olacak şekilde yerleştirildi. 4.1x4 mm implantlar ise birinci büyük azı dişler hizasına yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta distal kantilever bulunmamaktadır (Şekil 3.9). Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.9 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar.

### 3.3.6 Grup 6: 4 adet dik açılı 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup

Atrofik mandibula modeli 4.1x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 4.1 mm ve 3.3 mm ayrı ayrı gruplar oluşturacak şekilde implantlar lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında dik açı ile yerleştirildi. 4.1x4 mm implantlar ise birinci büyük azı dişler hizasına yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta distal kantilever bulunmamaktadır (şekil3.10). Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.10:** 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar.

### 3.3.7 Grup 7: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileversiz grup

Atrofik mandibula modeli 3.3x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 3.3 mm implantlar lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında olacak şekilde dik açı ile yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta distal kantilever bulunmamaktadır (Şekil 3.11).

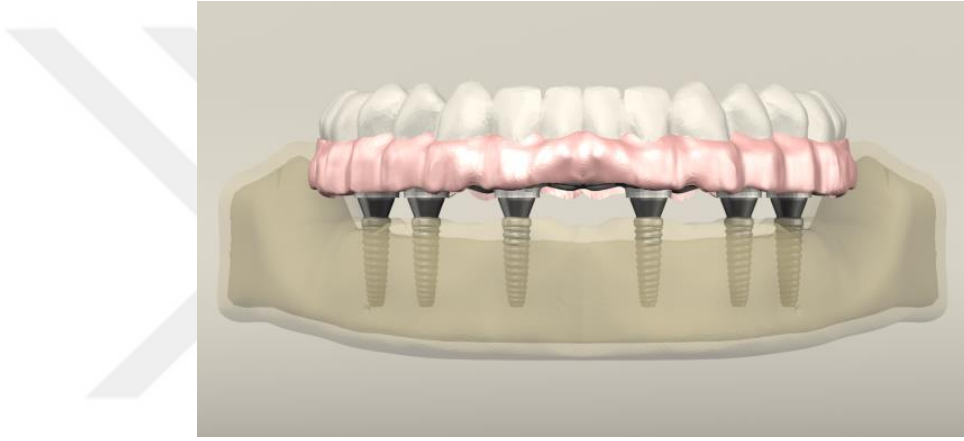
Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.11:** 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar.

### 3.3.8 Grup 8: 6 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup

Atrofik mandibula modeli 3.3x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 3.3 mm ayrı ayrı gruplar oluşturacak şekilde implantlar lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında olacak şekilde dik açı ile yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen ikinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta birinci büyük azı dişte bulunan implanttan 11 mm daha distale uzanan bir distal kantilever oluşturulmuştur (Şekil3.12). Kuvvet ikinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200 N uygulandı.



**Şekil 3.12:** 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler ve birinci büyük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar.

### 3.3.9 Grup 9: 4 adet dik açılı implant kullanılan kantileverli grup

Atrofik mandibula modeli 3.3x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 3.3 mm implantlar lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında dik açı ile yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta ikinci küçük azı dişte bulunan implanttan 11 mm daha distale uzanan bir distal kantilever oluşturulmuştur (Şekil3.13). Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.13:** 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında) kantileverli planlanan gruplar.

### **3.3.10 Grup 10: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı implant kullanılan kantileverli grup**

Atrofik mandibula modeli 3.3x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 3.3 mm implantlar lateral kesici dişlere dik açı ile ikinci küçük azı diş hizasında ise 30 derece distale açılı olacak şekilde yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta ikinci küçük azı dişte bulunan implanttan 11 mm daha distale uzanan bir distal kantilever oluşturulmuştur (Şekil 3.14).

Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.14:** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan gruplar.

### 3.3.11 Grup 11: 2 adet dik açılı, 2 adet distale açılı, 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup

Atrofik mandibula modeli 3.3x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 3.3 mm implantlar lateral kesici dişlere dik açı ile ikinci küçük azı diş hizasında ise 30 derece distale açılı olacak şekilde yerleştirildi. 4.1x4 mm implantlar ise birinci büyük azı dişler hizasına yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta distal kantilever bulunmamaktadır (Şekil 3.15).

Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.15 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler düz açılı ikinci küçük azı dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar.

### 3.3.12 Grup 12: 4 adet dik açılı 2 adet kısa implant kullanılan kantileversiz grup

Atrofik mandibula modeli 3.3x10 mm implantlar ile modellendi. Her bir çeneye 3.3 mm implantlar lateral kesici dişler ve ikinci küçük azı dişler hizasında dik açı ile yerleştirildi. 4.1x4 mm implantlar ise birinci büyük azı dişler hizasına yerleştirildi. Bu implantlar üzerine önce anatomik yapıya uygun şekilde Co-Cr yapıda metal alt yapı modellendikten sonra yine doğal diş anatomisine uygun olarak modellenen birinci büyük azı dişe kadar uzanan sabit restorasyonlar modellendi. Bu grupta distal kantilever bulunmamaktadır (şekil3.16). Kuvvet birinci büyük azı dişin distobukkal tüberkülü üzerinden 45 derece açı ile bilateral olarak 200N uygulandı.



**Şekil 3.16:** 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler, birinci küçük azı dişler hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler hizasında) kantileversiz planlanan gruplar.

Çalışmada planlanan grupların eleman ve düğüm sayısı tabloda verildi (Tablo 3.2 ve 3.3)

**Tablo 3.2 :** 1mm çaplı implantlar ile oluşturulan gruplarda.

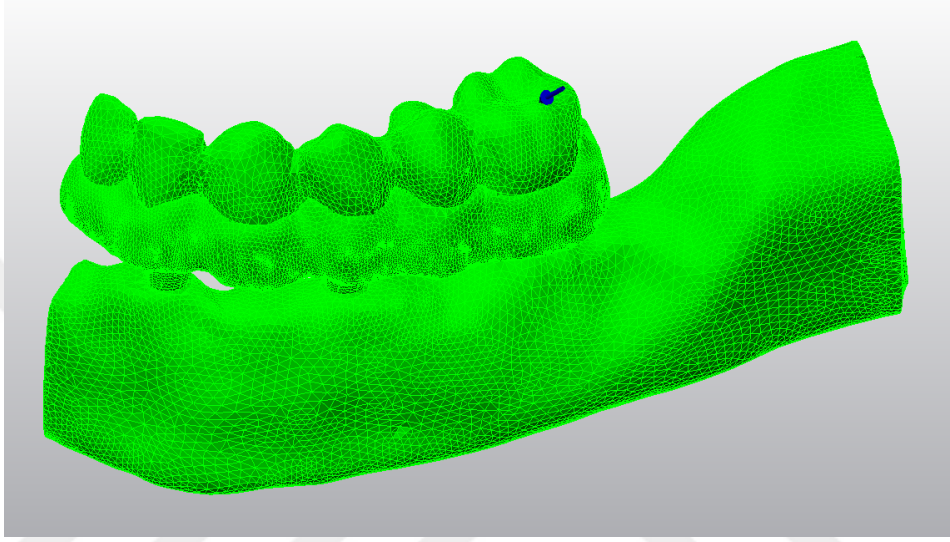
Grup No.	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
1	580009	118360
2	693106	145736
3	528671	109031
4	530293	109436
5	547865	112732
6	545856	112139

**Tablo 3.3 :** 3 mm çaplı implantlar ile oluşturulan gruplar.

Grup No.	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
7	587829	119397
8	700141	146700
9	530999	109442
10	536761	110423
11	549540	112973
12	544982	113742

### 3.4 Yüklemeler

Çalışmamızda statik yükleme için kuvvet, protezlerin en distalde modellenen dişin distobukkal kasp tepesinden bukkolingual doğrultuda 200N şiddetinde oblik olarak uygulandı (Şekil 3.17). Kantileverli modellerde kuvvet ile en distalde bulunan implantın distal yüzeyinin iz düşümü arasında 11 mm mesafe vardır.

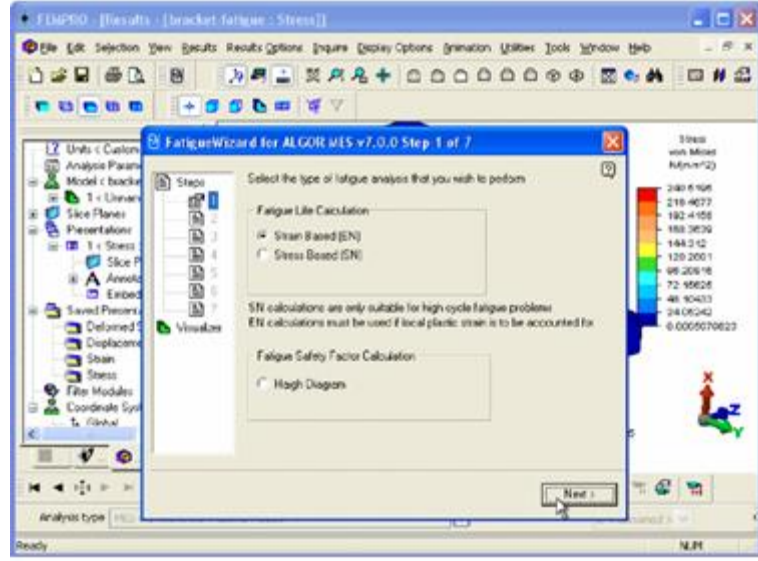


Şekil 3.17 : Yükleme koşulları

Dinamik yükleme için ise elde edilen statik yükleme sonuçlarını referans alarak, Ti-Zr implantlar üzerinde yorulma analizi yapıldı. Yorulma analizi, implantın üretildiği Ti-Zr hammadde değerlerine göre planlanarak gerçekleştirildi.

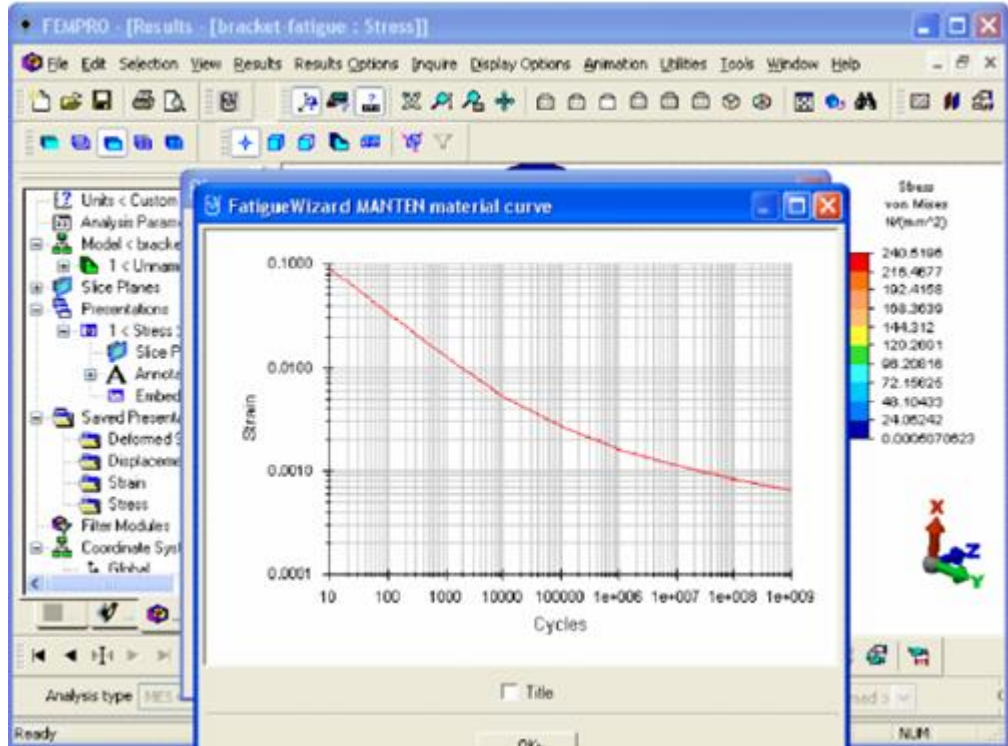
Dinamik kuvvet uygulamalarında; statik yüklemelerde kullanılan kuvvet değerleri aynı oranda ve aynı açıda daha önceden belirlenen bölgelere 1 Hz frekansta uygulandı. Bu uygulama toplam 7 siklusta gerçekleştirildi.

Yorulma deneylerinin gerçekleştirilmesinde ilk önce hazırlanan modellere Algor Fempro programında dinamik kuvvet uygulaması ve stres analizleri yapıldı. Stres analizlerini takiben implantlar 'Algor Fatigue Wizard' yazılımına yüklendi. Bu yazılımda, yorulma deneyleri için Stain Based analiz uygulaması seçildi (Şekil 3.18).

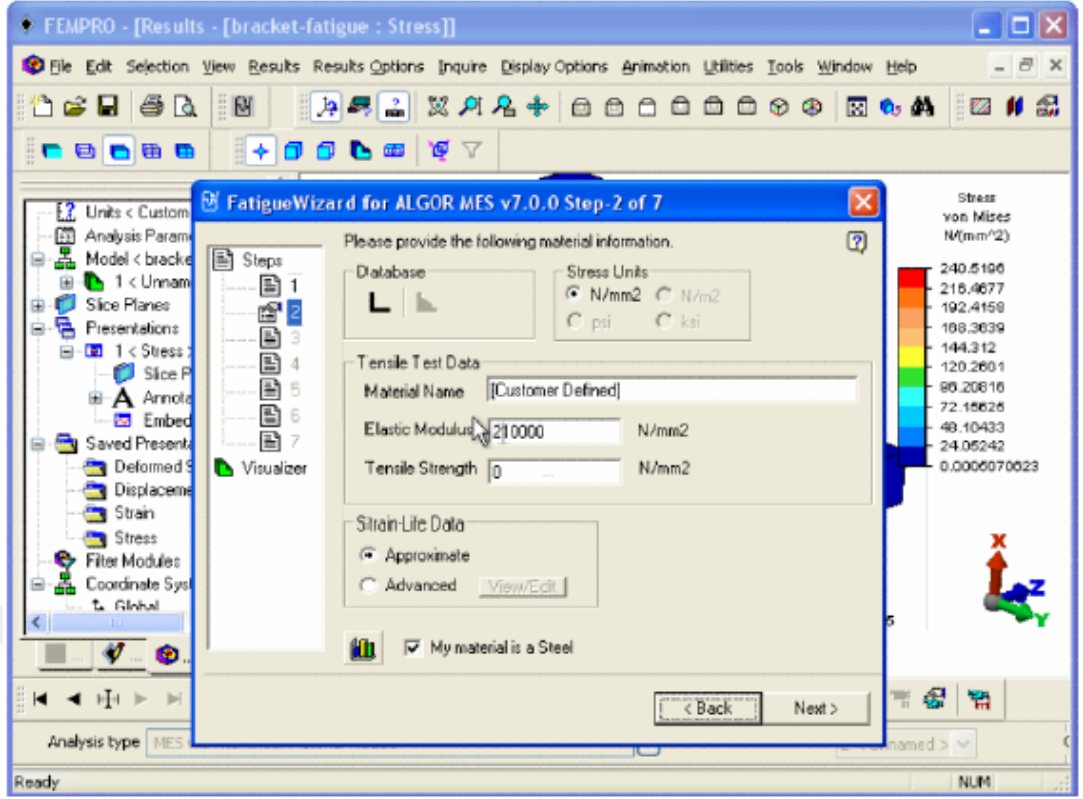


Şekil 3.18 : Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması-1

Bir sonraki aşamada, Ti-Zr implantlar için malzeme değerleri S-N eğrisini kullanarak tekrar Algor Fatigue Wizard programına girildi (Şekil 3.19-20).

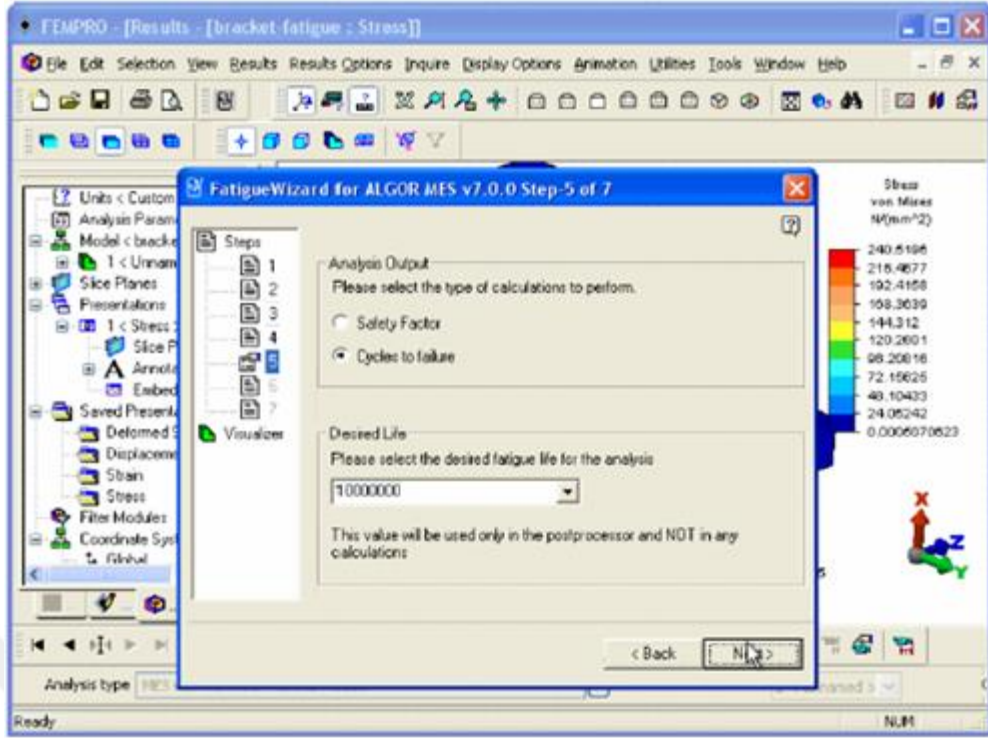


Şekil 3.19 : S-N eğrisi



Şekil 3.20 : Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması-2

Gelinen son aşamada ‘Transient Stress’ uygulaması kullanılarak tüm yükleme adımları yorulma deneyleri uygulamasına eklendi. Yorulma deneyleri uygulamasında, analiz miktarı olarak  $10^7$  siklus seçilmiş ve çalışma gerçekleştirildi. Deneylerin sonucunda logaritma 10 tabanında veriler elde edildi (Şekil 3.21).



Şekil 3.21 : Yorulma deneyleri için uygulanan bilgisayar uygulama aşaması-3

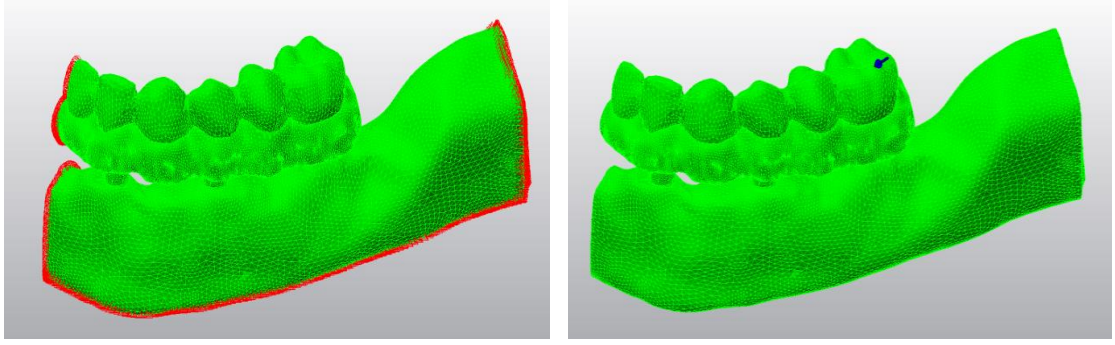
### 3.5 Sonuçların Alınması

Sonlu eleman analiz sonuçlarında elde edilen stres değerleri, değişkeni olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda olduğundan istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Analizler, kesit görüntülerinin ve düğümlerde biriken stres miktarlarının ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıyla yapılmaktadır.

Çalışmamızda yedi farklı grup ve iki farklı çapta implant kullanılarak ondört farklı senaryo türetilmiş olup, uygulanan kuvvetler neticesinde spongios ve kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri incelendi. Ayrıca yapılan dinamik yükleme neticesinde Ti-Zr implantta meydana gelen yorulma değerleri Goodman, Soderberg, Gerber ve ortalama stres yorulma teorisine dayanarak, Fatigue Wizard yazılımıyla hesaplandı.

### 3.6 Sınır Koşulları

Model çene kemiğinin alt kısmından ve posteriordan her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi (Şekil 3.22).



Şekil 3.22 : Planlanan modellerin sınır ve yükleme koşulları.



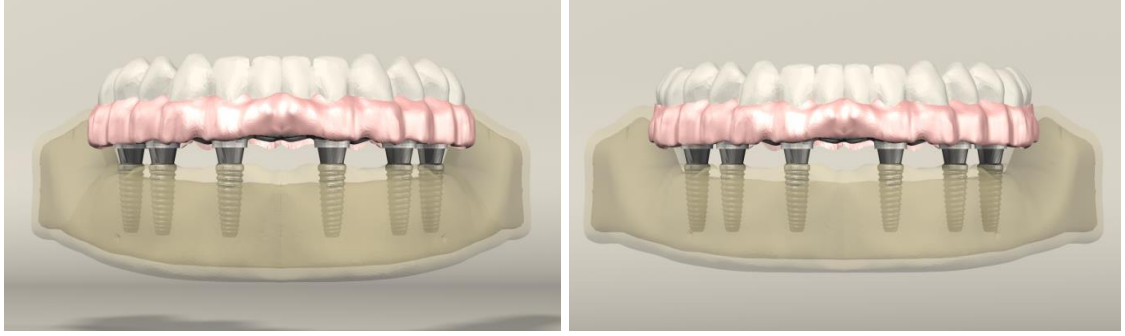
## **4. BULGULAR**

Çalışmamızda statik yük altında, planladığımız 12 grup arasında 4.1 mm çaplı implantları temel alarak oluşturduğumuz gruplarda protezlerde kantilever varlığının, eğri implant ve kısa implant kullanımının kortikal ve spongioz kemik minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine, implant Von Mises gerilme değerlerinin üzerlerinde oluşturduğu etkiye bakıldı. Aynı zamanda bu gruplar arasında dinamik kuvvet altında implantlarda oluşacak deformateler araştırılarak implantların ön görülen ortalama ömürleri değerlendirilmiştir. Tüm bunların yanı sıra oluşturulan 3.3 mm ve 4.1 mm çaplı implantlar kendi aralarında değerlendirilerek statik ve dinamik yükler altında kortikal ve spongioz kemik minimum ve maksimum asal gerilme değerlerini, implant Von Mises gerilme değerlerini ve implantların ortalama ömürleri kıyaslandı.

### **4.1 Kantileverin Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Mises Gerilme Değerlerinin Üzerlerinde Oluşturduğu Etkinin İncelenmesi (Grup 1- Grup 2)**

#### **4.1.1 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda stres dağılımlarının karşılaştırılması (grup 1- grup 2)**

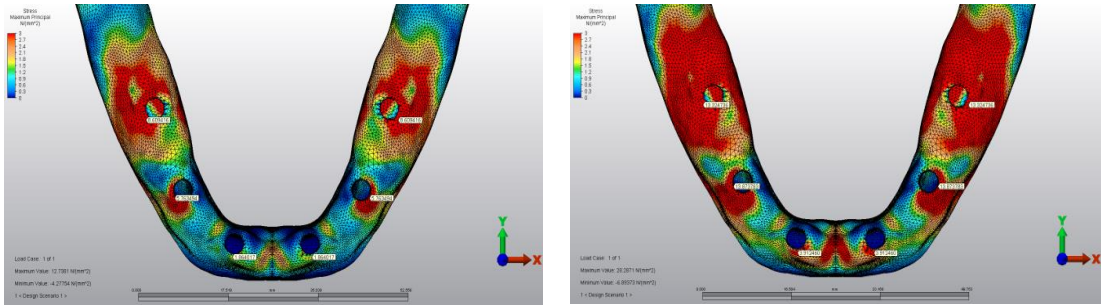
1. ve 2. gruplardan ilki 6 adet standart implant düz yerleştirerek kantileversiz ikincisi ise 6 adet standart implant düz kantileverli olarak planlandı (Şekil 4.1.). Kuvvet 1. grupta 6 numaralı dişe uygulanırken 2. grupta 7 numaralı diş üzerinden uygulandı. Uygulanan kuvvetin bu gruplarda kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendi. Bununla beraber dinamik yükleme sonucunda implantlarda oluşan yorulma değerleri karşılaştırıldı.



**Şekil 4.1** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli grupların genel görüntüsü.

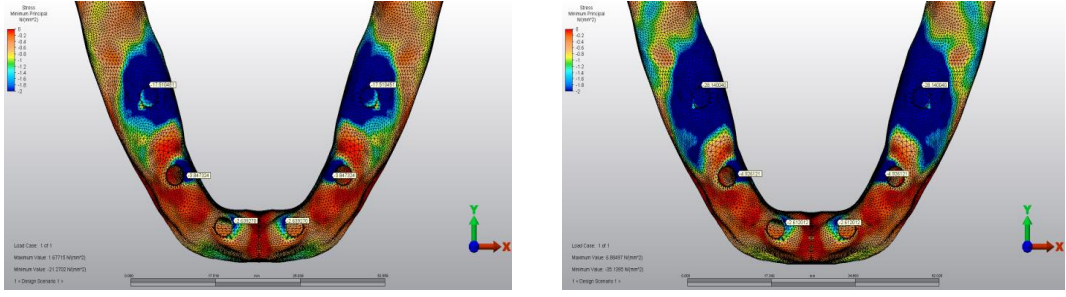
#### 4.1.1.1 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri üzerindeki etkileri

Bu grupların kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin etrafında yoğunlaştığını daha çokta en distalde bulunan implantların bukkal yüzeyinde yoğunlaşarak maksimum değerlere ulaştığı saptandı. Kantileversiz grupta bu değer 8.609 Mpa' a ulaşırken kantileverli grupta ise bu değer 13.324 Mpa' a yükseldi (Şekil 4.2.).



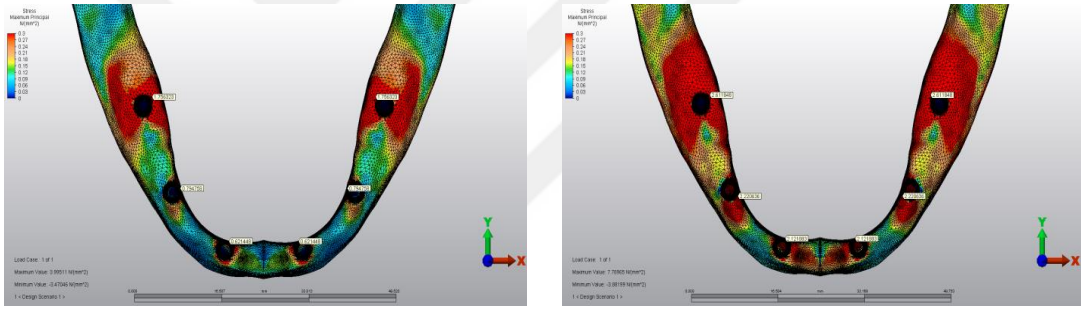
**Şekil 4.2** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme

Bu iki grupta içerisinde minimum asal gerilme değeri kıyaslandığında ise minimum gerilmenin maksimum gerilmenin aksine lingual yüzeyde yoğunlaşmış olduğu görülmekte. Bununla beraber minimum değerler kantileversiz grupta -17.510 Mpa iken kantilever etkisi ile bu gerilme değeri -28.140 Mpa' a ulaştı. Bu değerler her iki grupta da kuvvete yaklaştıkça yani distale doğru gittikçe artmaktadır (Şekil 4.3.).



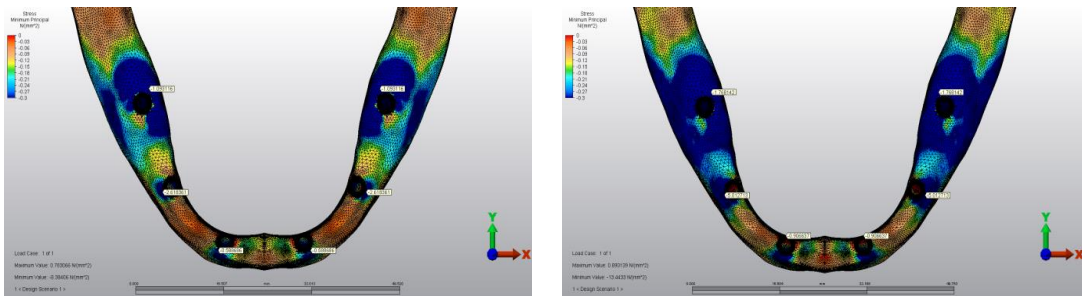
**Şekil 4.3 :** Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme

Spongioz kemikte bulgular değer olarak kortikal kemikte oluşan gerilme değerlerine kıyasla anlamlı farklılık ihtiva etse de oransal olarak benzerlik göstermektedir. Kantilever etkisi olmayan grupta spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilim en distal implant çevresinde 1.756 Mpa değerine ulaşırken meziale doğru gittikçe bu değerler azalmaktadır. Kantilever etkisi ile de bu değer en distal implant çevresinde 2.611 Mpa' dır (Şekil 4.4.).



**Şekil 4.4 :** Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli grupta spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme

Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte oluşan değerlerden çok daha az olsada oluşan gerilme benzer şekilde kuvvetten uzaklaştıkça azaldı. Kantilever bulunmayan grupta elde edilen değer en distalde bulunan implant çevresinde -1.093 Mpa iken kantilever bulunan diğer grupta bu değer -1.768 Mpa olarak ölçüldü (Şekil 4.5.).



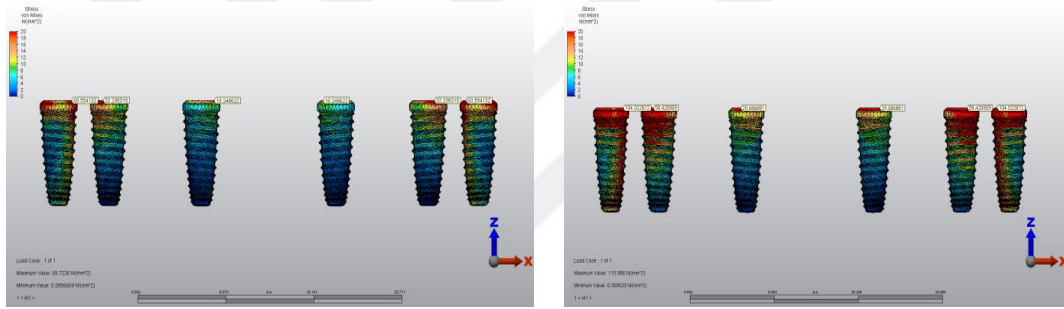
**Şekil 4.5 :** Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan kantileversiz ve kantileverli gruplarda spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme

#### 4.1.1.2 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda kantileverin implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri

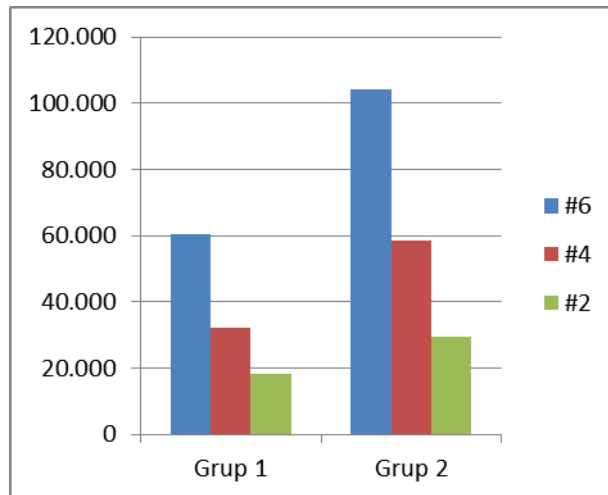
Her iki grupta konumlandırılmış implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, gerilmenin en fazla en distal implantta ve implant boynu ile ilk yiv arasında olduğu gözlemlenmektedir.

İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında bu değerlerin 104.022 Mpa'ya 18.248 Mpa arasında değiştiği görülmektedir.

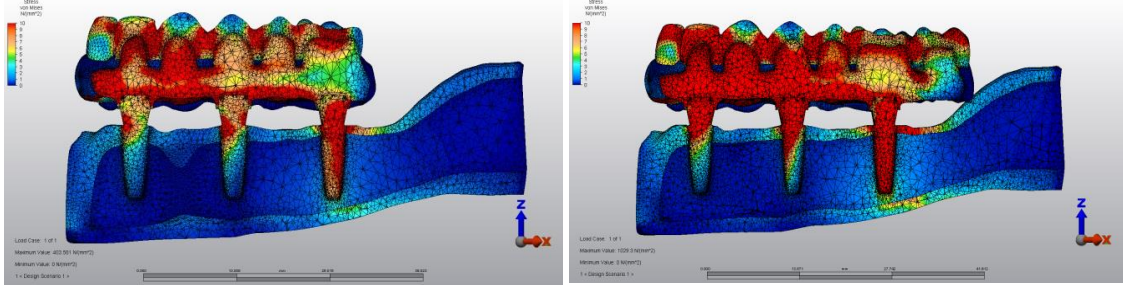
Kantilever uygulanan grupta bu Von Mises gerilme değerlerinin ortalama olarak daha yüksek olduğu ve en distalde bulunan implantta bu değer 104.022 Mpa'ya ulaştığı tespit edildi. Kantileversiz grupta ise en yüksek değer olarak 60.554 Mpa olduğu bulunmuştur (Şekil 4.6., Şekil 4.7., Şekil 4.8 ve Tablo 4.1.).



Şekil 4.6 : Altı adet implant kullanarak oluşturulan kantileversiz ve kantileverli gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri



Şekil 4.7 : Altı adet implant kullanarak oluşturulan kantileversiz ve kantileverli gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri.

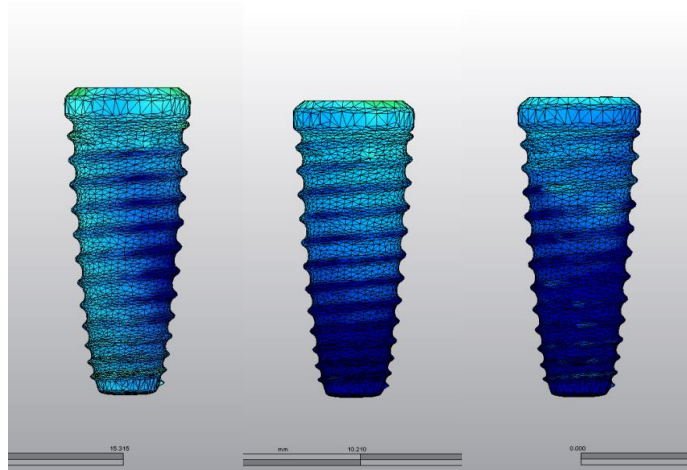


**Şekil 4.8** : Altı adet implant kullanarak oluşturulan kantileversiz ve kantileverli gruplarda ki implantlarda oluşan streslerin genel görüntüsü.

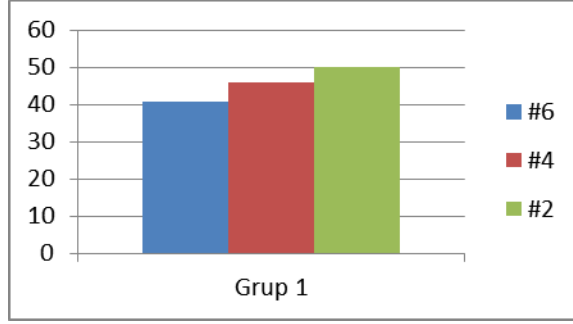
#### 4.1.1.3 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kantileverli ve kantileversiz gruplarda kantileverin implant üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi

Her iki grupta statik yükleme noktaları ile aynı olan nokta, doğrultu ve şiddette olan kuvvet 1Hz frekans ile uygulandı. Alınan sonuçlar statik yüklemeye paralellik göstermektedir.

Gerilme kuvvetlerinde olduğu gibi yorulma değerleri en yüksek implantların dayanak ile bağlantı noktaları ve birinci yiv arasında oluşmaktadır. Aynı şekilde elde edilen en küçük değer kantileverli (Şekil 4.9., Şekil 4.11. ve Tablo 4.2.) olan grubun en distalinde bulunan implantta elde edilmiş olup 14.5472' dir. Kantileversiz (Şekil 4.10., Şekil 4.12. ve Tablo 4.1.) grupta ise bu değer 15.5661' dir. Ancak bu fark oransal olarak oluşan stres farkı kadar değildir (Şekil 4.13. ve Tablo 4.4.).



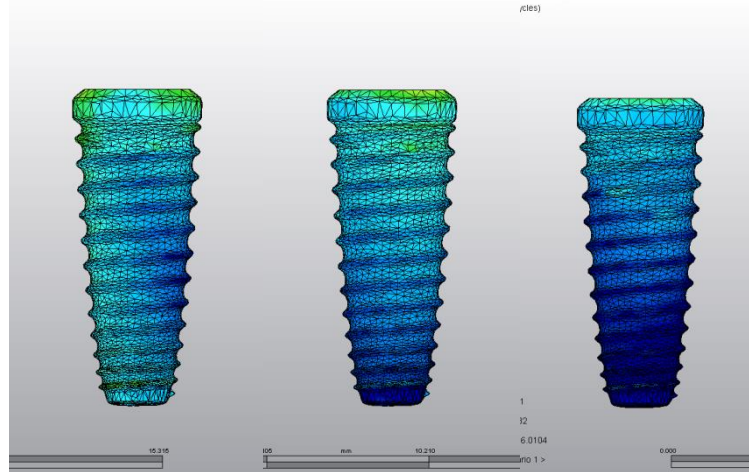
**Şekil 4.9** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grupların yorulma değerleri.



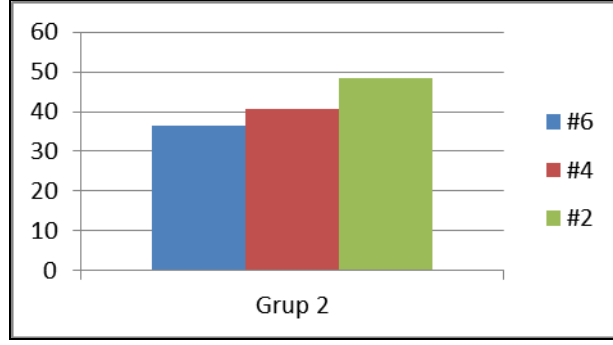
**Şekil 4.10** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grupların yorulma değerleri.

**Tablo 4.1** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grupların yorulma değerleri.

Grup 1	4.1 mm çap	
#6	155.661	40.6 yıl
#4	176.248	45,9 yıl
#2	192.697	50,2 yıl



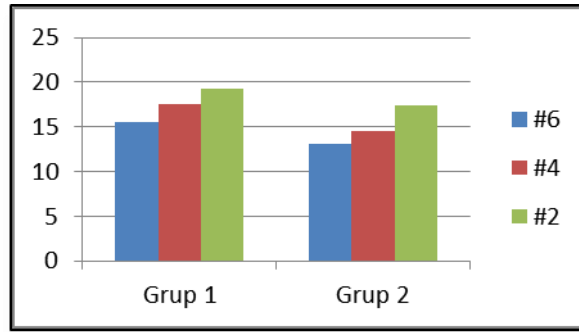
**Şekil 4.11** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri.



**Şekil 4.12** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri.

**Tablo 4.2** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri.

Grup 2	4.1 mm çap	
#6	130.329	36,3 yıl
#4	145.427	40,5 yıl
#2	173.425	48,4 yıl



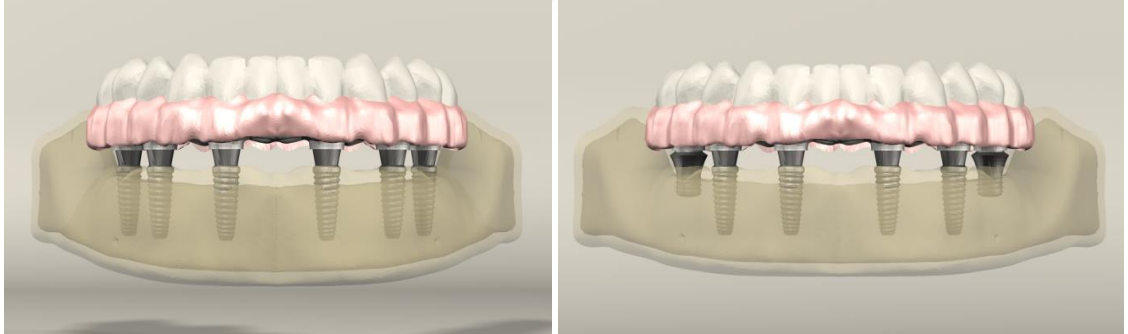
**Şekil 4.13** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz ve kantileverli planlanan grupların yorulma değerleri.

## 4.2 Kısa İmplantların Kullanıldığı Sabit Restorasyonlarda Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Mises Gerilme Değerlerinin Üzerlerinde Oluşturduğu Etkinin İncelenmesi (Grup 1- Grup 6),( Grup 4- Grup 5)

4.2.1 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kısa implantlı veya kısa implantsız gruplarda stres dağılımlarının karşılaştırılması (grup 1- grup 6)1.

Khraisat, A., et al., *Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs*. The Journal of prosthetic dentistry, 2002. **88**(6): p. 604-610.

1. ve 6. gruplardan ilki 6 adet standart implant düz yerleştirerek kantileversiz ikinci grup ise 4 adet standart implant ile beraber posterior bölgeye 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek kantileversiz şeklinde modellendi. Uygulanan kuvvetin bu gruplarda kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendi (Şekil 4.14.).

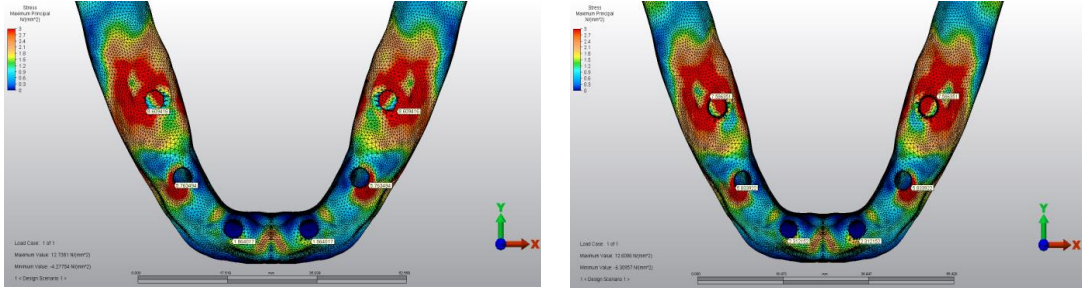


**Şekil 4.14** : 6 adet standart implant düz yerleştirerek kantileversiz grup ve 4 adet standart implant düz yerleştirilirken 2 adet ekstra kısa implant posterior mandibulaya düz yerleştirilerek kantileversiz olarak planlanan grupların genel görüntüsü.

### 4.2.1.1 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kısa implantlı veya kısa implantsız gruplarda kısa implantın kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri üzerindeki etkileri

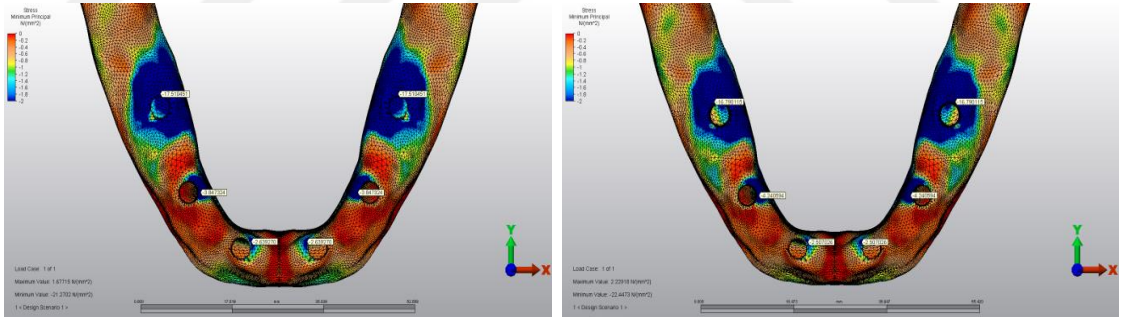
Bu grupların kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin etrafında yoğunlaştığını daha çokta en distalde bulunan implantların bukkal yüzeyinde yoğunlaşarak maksimum değerlere ulaştığı saptandı. Altı adet 10 mm implant

kullanılarak yapılan grupta bu değer 8.609 Mpa' a ulaşırken dört adet 10 mm yüksekliğinde, iki adet 4mm yüksekliğinde implant kullanılarak oluşturulan grupta bu değer 7.586 Mpa' a düştü (Şekil 4.15).



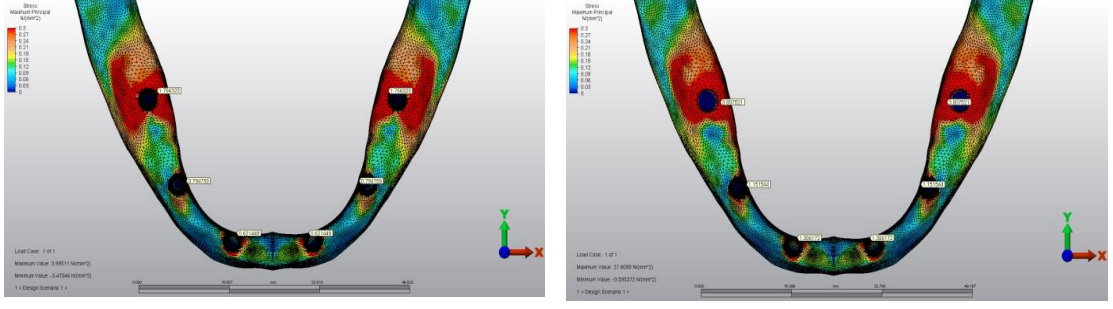
**Şekil 4.15 :** 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme.

Bu iki grup içerisinde minimum asal gerilme değeri kıyaslandığında ise minimum gerilmenin maksimum gerilmenin aksine lingual yüzeyde yoğunlaşmış olduğu görülmektedir. Bununla beraber minimum değerler ilk grupta -17.510Mpa iken kısa implant kullanılan grupta bu gerilme değeri -16.790 Mpa' a geriledi. Bu değerler her iki grupta da kuvvete yaklaştıkça yani distale doğru gittikçe artmaktadır (Şekil 4.16.).



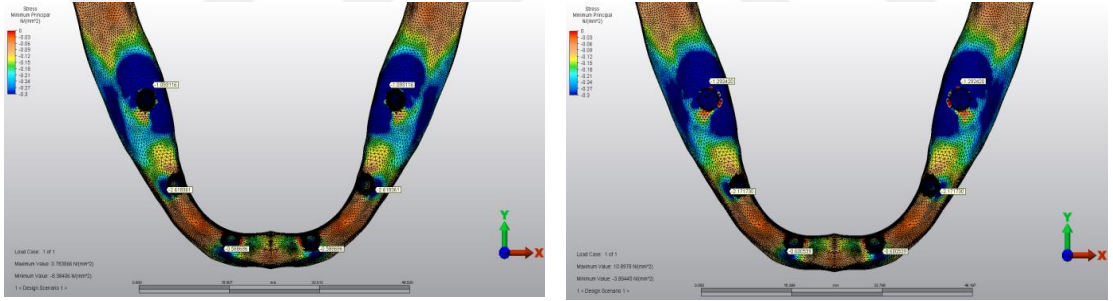
**Şekil 4.16 :** 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme.

Spongios kemikte bulgular değer olarak kortikal kemikte oluşan gerilme değerlerine kıyasla anlamlı farklılık ihtiva etse de oransal olarak benzerlik göstermektedir. İlk grupta spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilim en distal implant çevresinde 1.482 Mpa değerine ulaşırken meziale doğru gittikçe bu değerler azalmaktadır. İkinci grupta bu değer artarak 3.807 Mpa olarak ölçüldü (Şekil 4.17.).



**Şekil 4.17** : 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme.

Spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte oluşan değerlerden çok daha azdır. Oluşan minimum asal gerilme değerleri maksimum asal gerilme değerinden farklı olarak ortada bulunan implant çevresinde daha yüksek değerlere ulaştı. Standart implantlar kullanılarak oluşturulan ilk gruptan elde edilen değer -2.618 Mpa iken kısa implant kullanılan grupta bu değer -2.171 Mpa olarak bulunmuştur. Oluşan minimum asal gerilme değerleri her iki grupta da benzer bulunmuştur (Şekil 4.18.).



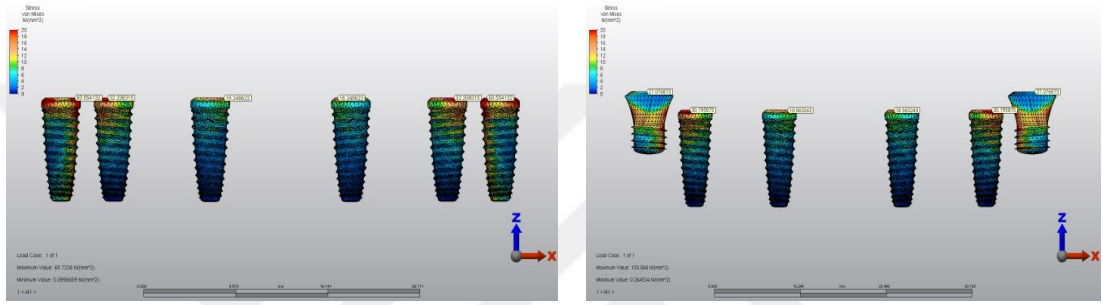
**Şekil 4.18** : 6 adet implant kullanarak hazırlanmış olan kısa implant kullanılmayan ve kısa implant kullanılan gruplarda spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme.

#### 4.2.1.2 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kısa implantlı veya kısa implantsız gruplarda kısa implantın implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri

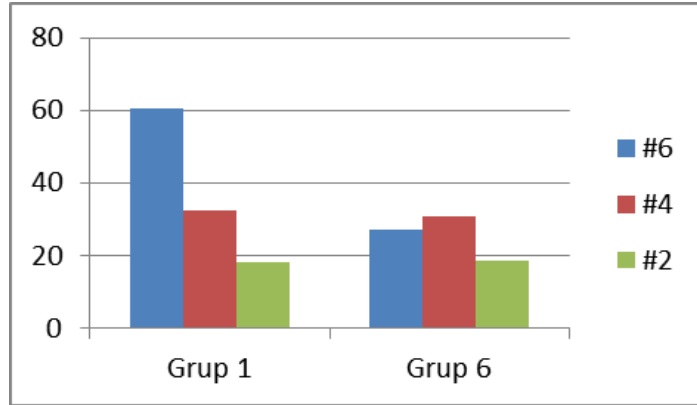
Her iki grupta konumlandırılmış implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, altı adet 10 mm uzunluğunda implant kullanılan grupta gerilme en çok kuvvete en yakın olan implantta görülürken iki 4 mm uzunluğunda implant bulduran grupta bu değer ortada bulunan implantta yoğunlaştı.

İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında bu değerlerin 60.554 Mpa ila 18.248 Mpa arasında değiştiği görülmektedir.

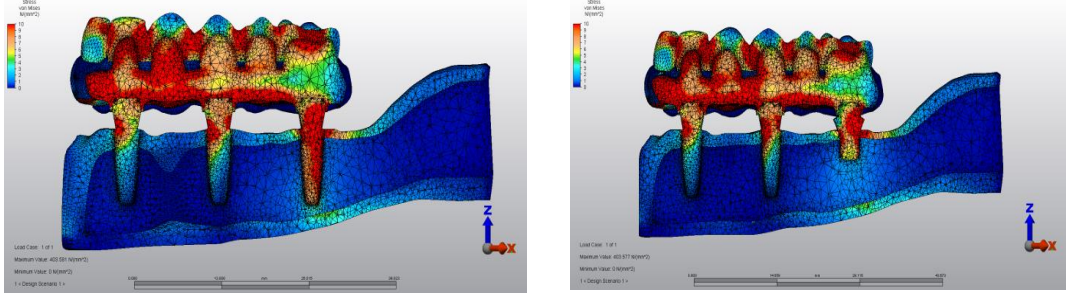
Altı adet 10 mm uzunluğunda implant kullanılan grupta Von Mises gerilme değerlerinin ortalama olarak daha yüksek olduğu ve en distalde bulunan implantta bu değer 60.554 Mpa a ulaştığı tespit edildi. İki adet 4 mm uzunluğunda implant kullanılan grupta ise en yüksek değer olarak ortada bulunan implantta 30.795 Mpa olduğu bulunmuştur. En distalde bulunan kısa implantta ise bu değer 27.076 Mpa olarak ölçüldü. Bu değerler yorumlandığında kısa implant kullanımının tüm grupta oluşan stresi azalttığı düşünülmektedir (Şekil 4.19, Şekil 4.20, ve Şekil 4.21.).



Şekil 4.19 : 6 adet implant kullanarak oluşturulan kısa implantsız ve kısa implantlı gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri.



Şekil 4.20 : 6 adet implant kullanarak oluşturulan kısa implantsız ve kısa implantlı gruplarda ki implantlarda oluşan von Mises değerleri.

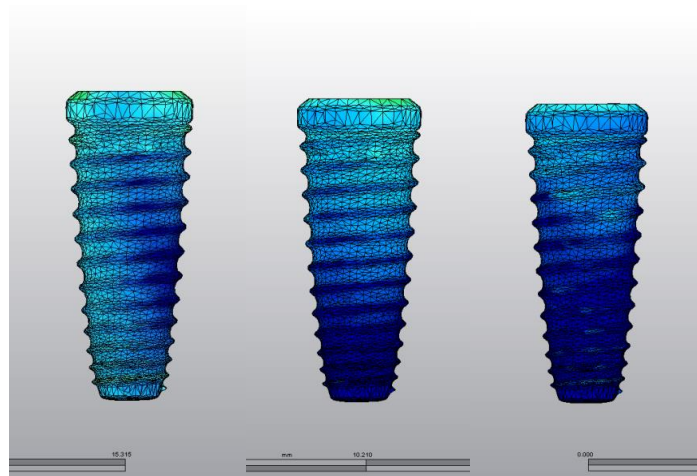


**Şekil 4.21** : 6 adet implant kullanarak oluşturulan kısa implantsız ve kısa implantlı gruplarda ki implantlarda oluşan stresin genel görüntüsü.

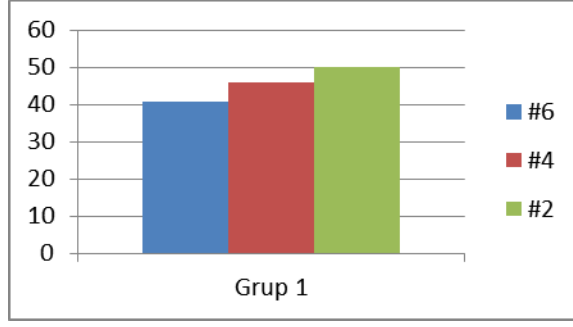
#### 4.1.1.3 Altı düz açılı standart çapta implant üzerine planlanmış kısa implantlı veya kısa implantsız gruplarda kısa implant kullanımının implantlar üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi

Her iki grupta statik yükleme noktaları ile aynı olan nokta, doğrultu ve şiddette olan kuvvet 1Hz frekans ile uygulandı. Alınan sonuçlar statik yüklemeye genel olarak paralellik göstermektedir.

Gerilme kuvvetlerinde olduğu gibi yorulma değerleri en yüksek implantların dayanak ile bağlantı noktaları ve birinci yiv arasında oluşmaktadır. Aynı şekilde elde edilen en küçük değer 4 mm uzunluğunda implant bulunan grubun en distalinde bulunan 4 mm uzunluğundaki implantta elde edilmiş olup 14.5045' dir (Şekil 4.22., Şekil 4.23. ve Tablo 4.3.). Altı adet 10 mm uzunluğunda implant bulunan grupta ise bu değer 15.5661' dir (Şekil 4.24., Şekil 4.25. ve Tablo 4.4.). Bu iki grup arasında sonuçlar değerlendirildiğinde en kısa ömürlü implantın 4 mm uzunluğa sahip olan implantın olduğu saptandı (Şekil 4.26.).



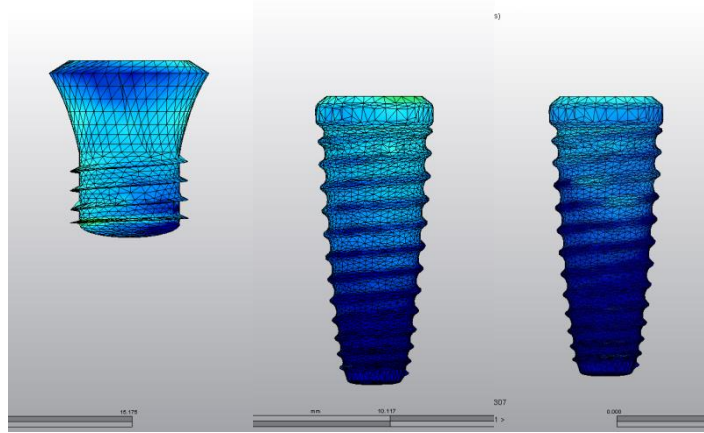
**Şekil 4.22** : 6 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.



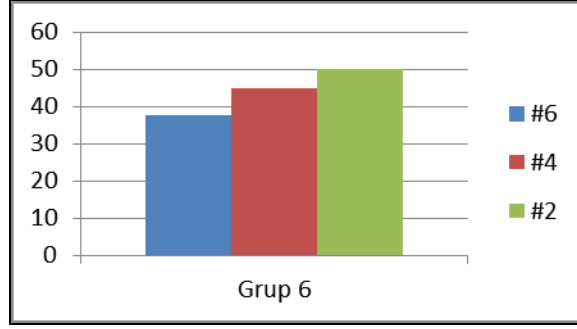
**Şekil 4.23** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.3** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

Grup 1	4.1 mm çap	
#6	155.661	40.6 yıl
#4	176.248	45,9 yıl
#2	192.697	50,2 yıl



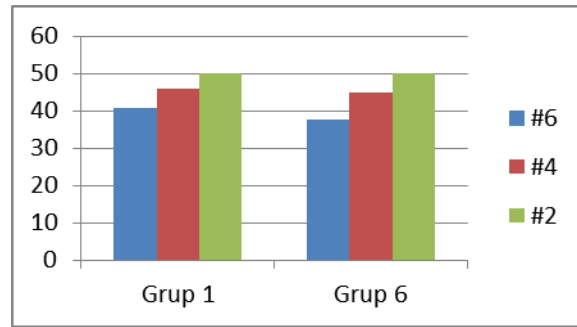
**Şekil 4.24** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.



**Şekil 4.25** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.4** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

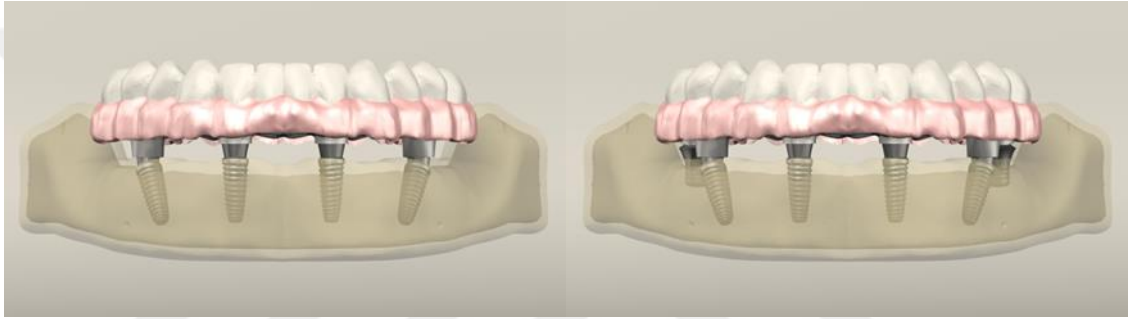
Grup 6	4.1 mm çap	
#6	145.045	37,8 yıl
#4	172.687	45 yıl
#2	192.307	50,1 yıl



**Şekil 4.26** : 6 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz grup ve 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz olarak planlanan grupların yorulma değerleri.

#### **4.2.2 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında kantileversiz oluşturulan grubun stres dağılımı üzerinde oluşan değişiklikler (grup 4- grup 5)**

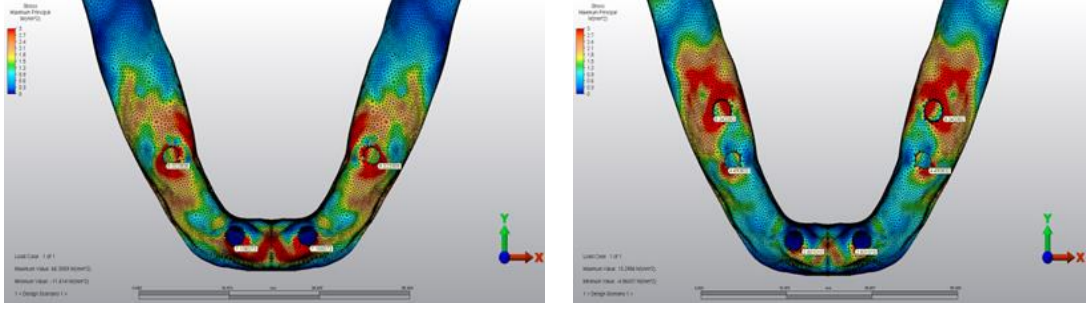
Bu gruplardan ilki 4 adet standart implant 11 mm kantileverli ikinci grupta ise 4 adet standart ve 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek kantileversiz olarak planlandı. Bu kuvvetler iki grupta 6 numaralı dişe uygulandı. Uygulanan kuvvetin bu gruplarda kortikal ve spongiöz kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendi (Şekil 4.27.). Bununla beraber dinamik yükleme sonucunda implantlarda oluşan yorulma değerleri karşılaştırıldı.



**Şekil 4.27** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 11 mm kantileverli ve 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) ve 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı #6 dişler hizasında) kantileversiz olarak planlanan grupların genel görüntüsü.

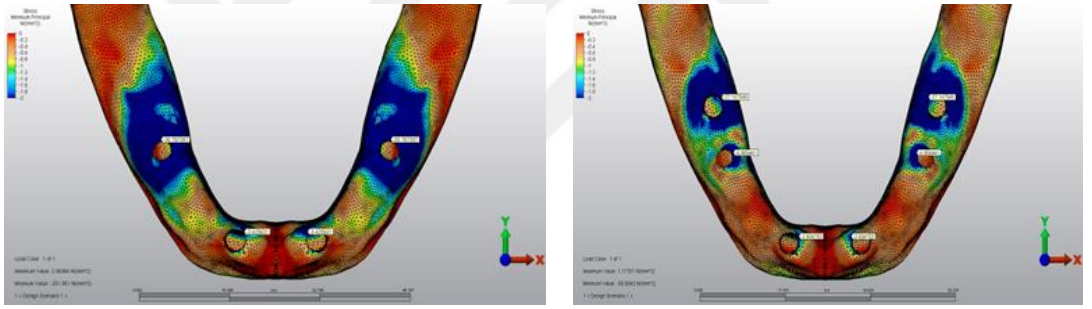
#### **4.2.2.1 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında kantileversiz oluşturulan grubun kortikal ve spongiöz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri**

Bu grupların kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin etrafında yoğunlaştığını daha çokta en distalde bulunan implantların bukkal yüzeyinde yoğunlaşarak maksimum değerlere ulaştığı saptandı. Kantileverli olan ilk grupta elde edilen maksimum değer 8.022 Mpa iken kısa implant yerleştirilen grupta bu değer fazla değişmeyerek 8.242 Mpa olarak ölçüldü. Değer olarak artış görülse de Kortikal kemikte oluşan stres alanı azaldı (Şekil 4.28.)



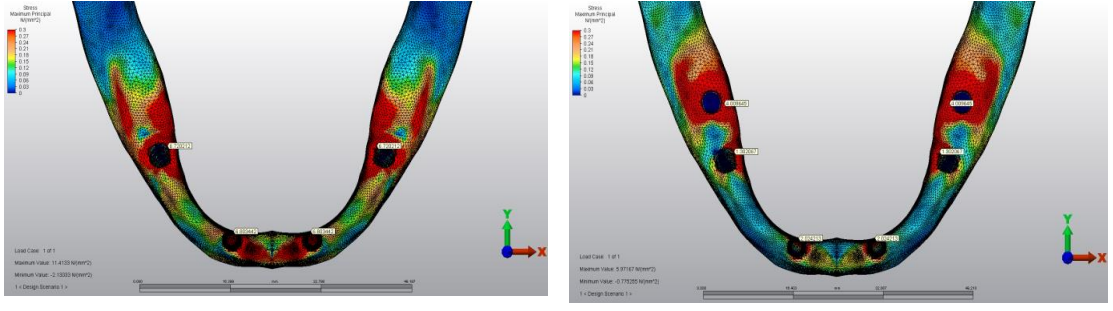
**Şekil 4.28** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri.

Bu iki grup içerisinde minimum asal gerilme değeri kıyaslandığında ise minimum gerilmenin maksimum gerilmenin aksine lingual yüzeyde yoğunlaşmış olduğu görülmekte. Bununla beraber minimum değerler ilk grupta -35.787 Mpa iken kısa implant kullanılan grupta bu gerilme değeri -27.147 Mpa' a geriledi. Bu değerler her iki grupta da kuvvete yaklaştıkça yani distale doğru gittikçe artmaktadır (Şekil 4.29.).



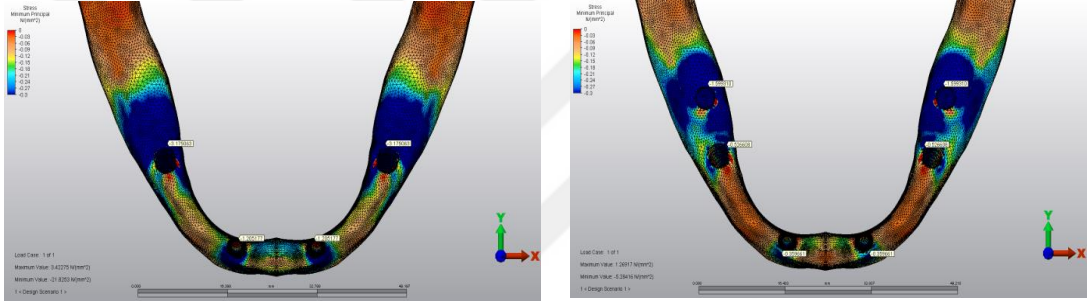
**Şekil 4.29** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri.

Spongioz kemikte bulgular değer olarak kortikal kemikte oluşan gerilme değerlerine kıyasla anlamlı farklılık ihtiva etse de oransal olarak benzerlik göstermektedir. İlk gruptan spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilim en distal implant çevresinde 6.720 Mpa değerine ulaşırken mezialde bulunan diğer implantada bu değer 6.803 Mpa' dır. İkinci grupta bu değer en yüksek olarak kısa implant çevresinde 4.009 Mpa ölçüldü (Şekil 4.30.).



**Şekil 4.30** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda spongiöz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri.

Spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte oluşan değerlerden çok daha azdır. Oluşan minimum asal gerilme değerleri ilk grupta açılı implant çevresinde -3.175 Mpa olmuştur. Kısa implant ile desteklenen grupta ise kısa implant çevresinde -1.599 Mpa değerine geriledi (Şekil 4.31.).



**Şekil 4.31** : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri.

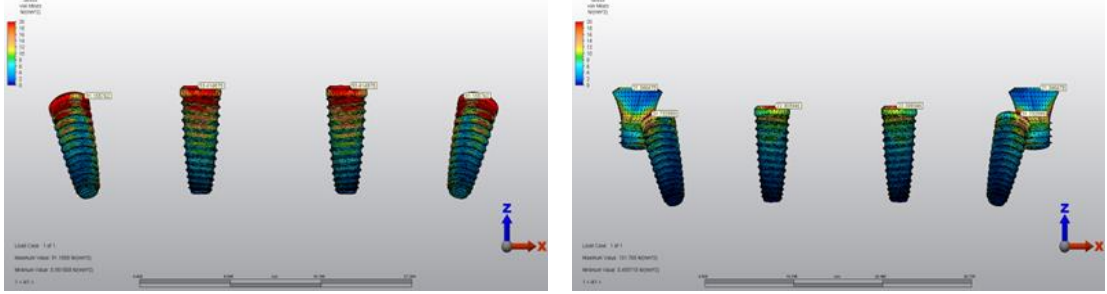
#### 4.3.3.2 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında kantileversiz oluşturulan grubun implant von mises gerilme değerleri

Her iki grupta konumlandırılmış implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, kısa implant ile desteklenmeyen ilk grupta elde edilen değer diğer grupta oluşan değere göre çok daha yüksek olduğu görülmektedir.

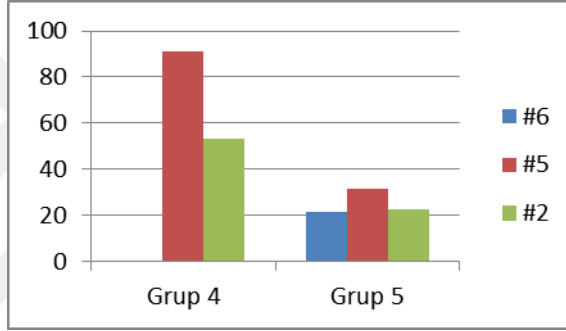
İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında bu değerlerin 91.155 Mpa'ya 21.346 Mpa arasında değiştiği görülmektedir.

Kısa implant kullanılmayan grupta oluşan en yüksek Von Mises gerilme değerleri açılı implant üzerinde 91.155 Mpa iken kısa implant ile desteklenen grupta bu değer üçte birine gerileyerek 31.732 Mpa olarak ölçüldü. Bu değerler yorumlandığında kısa

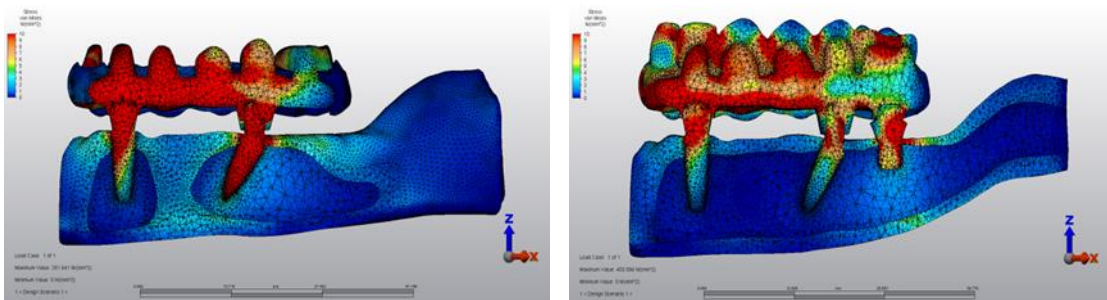
implant kullanımının tüm grupta oluşan stresi azalttığı düşünülmektedir (Şekil 4.32. Şekil 4.33. ve Şekil 4.34.).



Şekil 4.32 : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda implantlarda oluşan von Mises değerleri.



Şekil 4.33 : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda implantlarda oluşan von Mises değerleri.

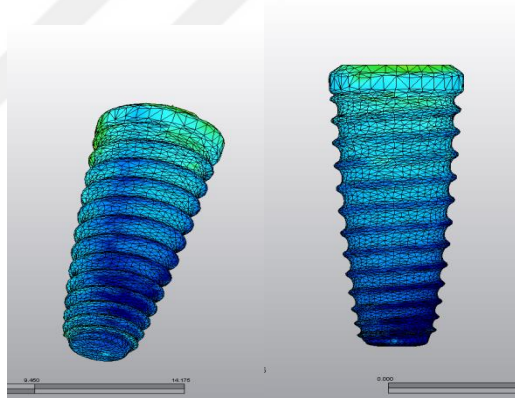


Şekil 4.34 : Kısa İmplant ile desteklenmeyen ve desteklenen gruplarda implantlarda oluşan streslerin genel görüntüsü.

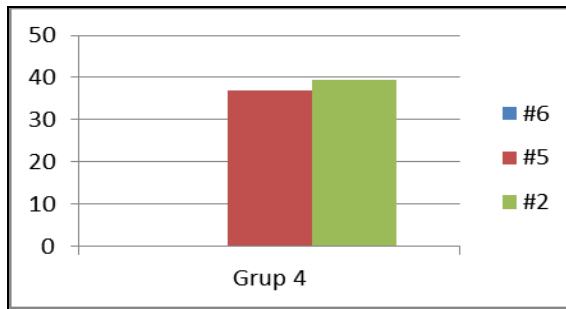
#### 4.4.4.3 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli modele kısa implant yerleşiminin sonrasında kantileversiz oluşturulan grubun kısa implant kullanımının implantlar üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi

Her iki grupta statik yükleme noktaları ile aynı olan nokta, doğrultu ve şiddette olan kuvvet 1Hz frekans ile uygulandı. Alınan sonuçlar statik yüklemeye genel olarak paralellik göstermektedir.

Gerilme kuvvetlerinde olduğu gibi yorulma değerleri en yüksek implantların dayanak ile bağlantı noktaları ve birinci yiv arasında oluşmaktadır. Aynı şekilde elde edilen en küçük değer 4 mm uzunluğunda implant bulunan grubun en distalinde bulunan 4 mm uzunluğundaki implantta elde edilmiş olup 13.3569' dur. Kısa implant bulunmayan grupta ise bu değer 14.1819' dur (Şekil 4.35., Şekil 4.36. ve Tablo 4.5.). Bu iki grup arasında sonuçlar değerlendirildiğinde en kısa ömürlü implantın 4 mm uzunluğa sahip olan implantın olduğu saptandı (Şekil 4.37., Şekil 4.38., Şekil 4.39. ve Tablo 4.6.) .



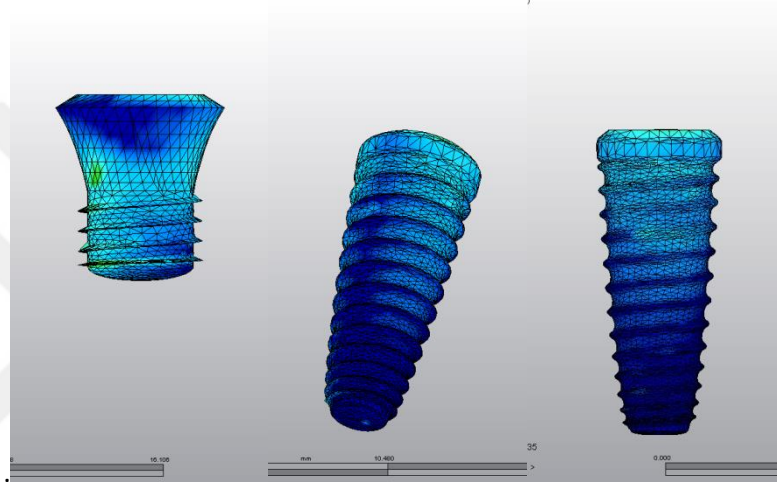
**Şekil 4.35 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.



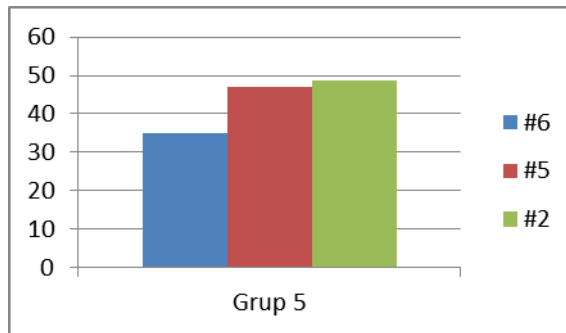
**Şekil 4.36 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.5 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.

Grup 4	4.1 mm çap	
#5	141.819	37 yıl
#2	150.736	39,3 yıl



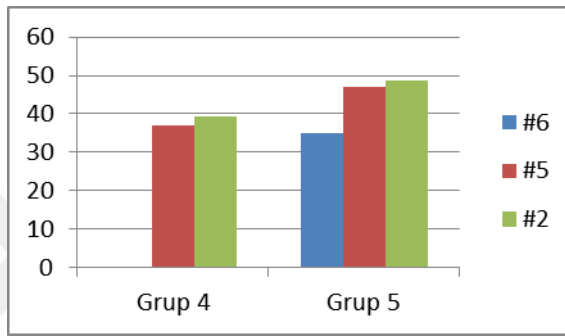
**Şekil 4.37 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.



**Şekil 4.38 :** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.6** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

Grup 5	4.1 mm çap	
#6	133569	34,8 yıl
#5	180039	46,9 yıl
#2	187335	48,8 yıl



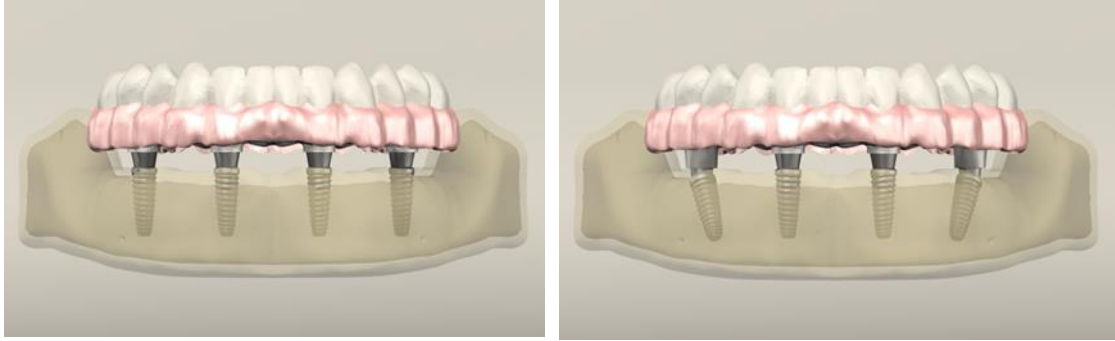
**Şekil 4.39:** 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) 11 mm kantileverli ve 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) ve 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı #6 dişler hizasında) kantileversiz olarak planlanan grupların genel görüntüsü.

### 4.3 Açılı İmplantın Kortikal ve Spongioz Kemikte Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerlerinin ve İmplant Von Mises Gerilme Değerlerinin Üzerlerinde Oluşturduğu Etkinin İncelenmesi (Grup 3- Grup 4),( Grup 6- Grup 7)

#### 4.3.1 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin stres dağılımı üzeri etkisi (grup 3- grup 4)

Bu gruplardan ilki 4 adet standart implant düz yerleştirilerek kantileverli ikinci grupta ise 4 adet standart implant distalde bulunan 30 derece açılı olacak şekilde yerleştirilerek kantileverli olarak planlandı. Uygulanan kuvvetin bu gruplarda kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve implantlarda oluşan von Mises gerilme değerleri incelendi (Şekil 4.40.).

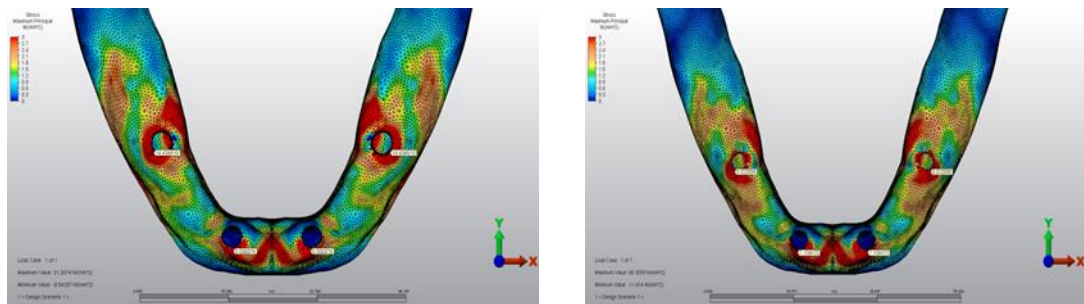
Bununla beraber dinamik yükleme sonucunda implantlarda oluşan yorulma değerleri karşılaştırıldı.



**Şekil 4.40** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli ve 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli olarak planlanan grupların genel görüntüsü.

#### **4.3.1.1 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin kortikal ve spongiöz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri üzerindeki etkileri**

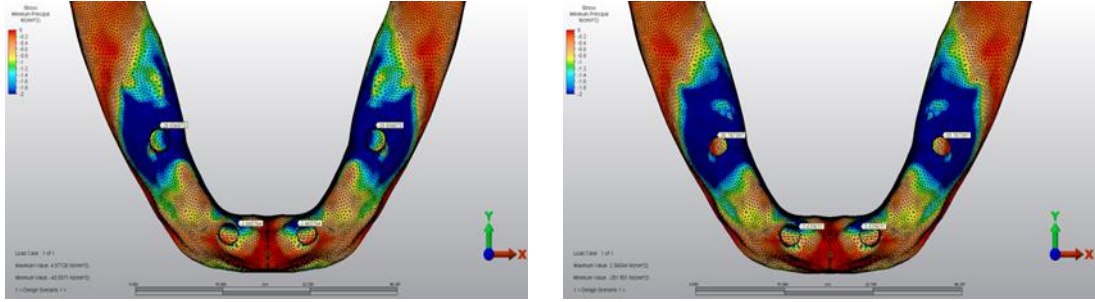
Bu grupların kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin etrafında yoğunlaştığını daha çokta en distalde bulunan implantların bukkal yüzeyinde yoğunlaşarak maksimum değerlere ulaştığı saptandı. Düz açılı implantların bulunduğu grupta bu değer 14.434 Mpa' a ulaşırken eğimli implantların yerleştirildiği grupta bu değer azalarak 8.022 Mpa olarak ölçüldü (Şekil 4.41.).



**Şekil 4.41** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri.

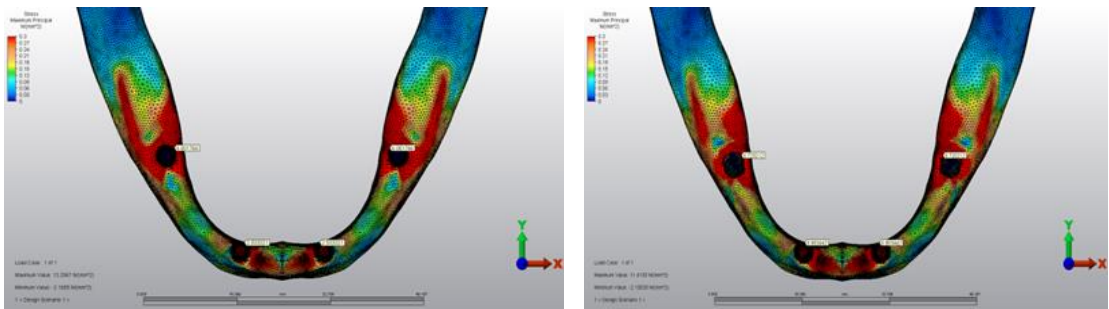
Bu iki grup içerisinde minimum asal gerilme değeri kıyaslandığında ise minimum gerilmenin maksimum gerilmenin aksine lingual yüzeyde yoğunlaşmış olduğu görülmektedir. Bununla beraber minimum değerler düz açılı yerleştirilen

implantların bulunduğu grupta  $-28.836$  Mpa iken açılı yerleştirilen implantların etkisi ile bu gerilme değeri  $-35.787$  Mpa' a ulaştı. Bu değerler her iki grupta kuvvete yaklaştıkça yani distale doğru gittikçe artmaktadır (Şekil 4.42.).



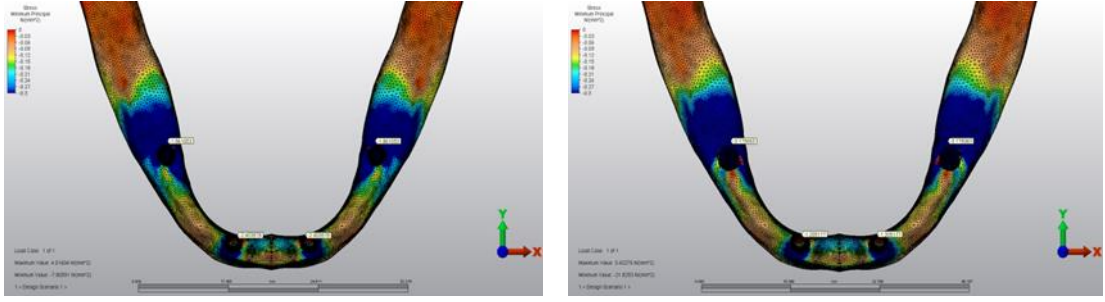
**Şekil 4.42 :** Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri.

Spongioz kemikte bulgular değer olarak kortikal kemikte oluşan gerilme değerlerine kıyasla anlamlı farklılık ihtiva etse de oransal olarak benzerlik göstermektedir. Düz açı ile yerleştirilen implantların bulunduğu grupta spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilim en distal implant çevresinde  $6.001$  Mpa değerine ulaşırken meziale doğru gittikçe bu değerler azalmaktadır. Açılı yerleştirilen implantların bulunduğu grupta ise spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme değeri her iki implantta da benzer değerde bulunmuş olup en yüksek olarak  $6.803$  Mpa değeri saptandı (Şekil 4.43.).



**Şekil 4.43 :** Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri.

Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte oluşan değerlerden çok daha azdır. Oluşan minimum asal gerilme değerleri düz açı ile implantların yerleştirildiği grupta ikinci keser diş çevresinde  $-2.403$  Mpa' a ulaşırken açılı yerleştirilen implant çevresinde  $-3.175$  Mpa değerine ulaşıltı (Şekil 4.44.).



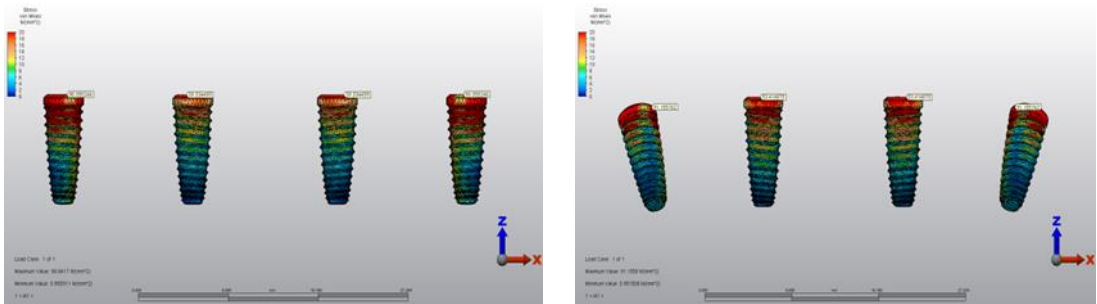
**Şekil 4.44** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongiöz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri.

#### 4.3.1.2 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri

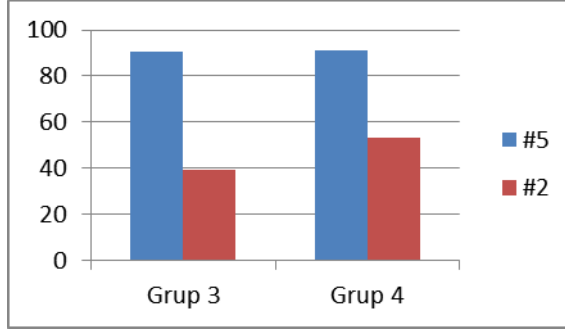
Her iki grupta konumlandırılmış implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, dört adet 10 mm uzunluğunda dik açı ile yerleştirilmiş implant kullanılan grupta gerilme en çok kuvvete en yakın olan implantta görülürken, ikisi 30 derece açı ile distale açılmış implant bulunduran grupta bu değer benzer şekilde olduğu saptandı.

İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında bu değerlerin 91.155 Mpa'ya kadar ulaştığı görülmektedir.

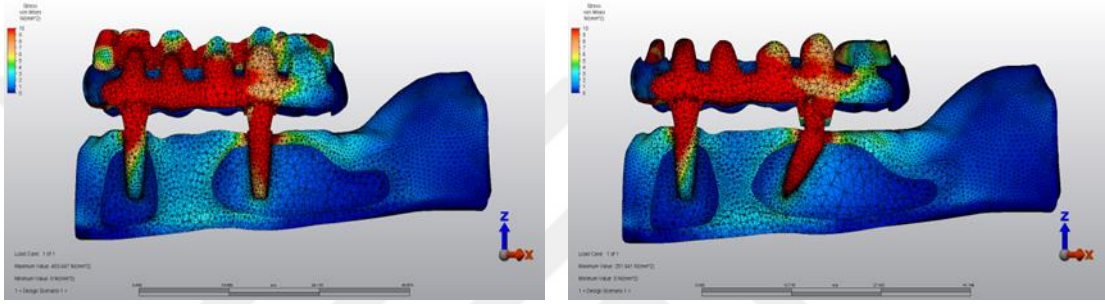
Dört adet 10 mm uzunluğunda düz açı ile yerleştirilmiş implant kullanılan grupta Von Mises gerilme değerlerinin ortalama olarak daha düşük olduğu olduğu ve en distalde bulunan implantta bu değer 90.350 Mpa'ya ulaştığı tespit edildi. İki adet 30 derece distale açılmış 10 mm uzunluğunda implant kullanılan grupta ise en yüksek değer olarak en distalde yerleştirilen implantta 91.155 Mpa olduğu bulunmuştur. Açılı implantın bulunduğu grupta genel olarak stresin daha çok arttığı görülmektedir (Şekil 4.45, Şekil 4.46. ve Şekil 4.47.).



**Şekil 4.45** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda von Mises değerleri



**Şekil 4.46** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda von Mises değerleri.

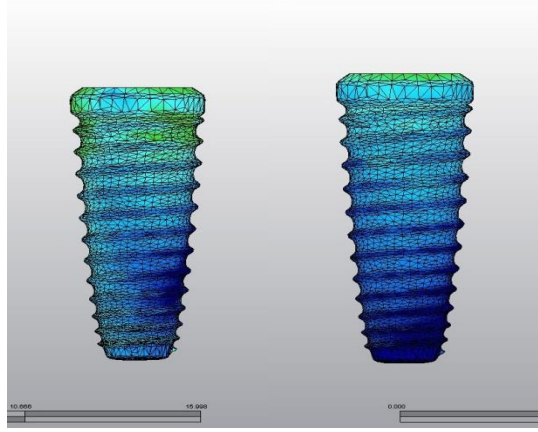


**Şekil 4.47** : Dört adet implant kullanarak hazırlanmış olan, distalde bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda von Mises değerleri.

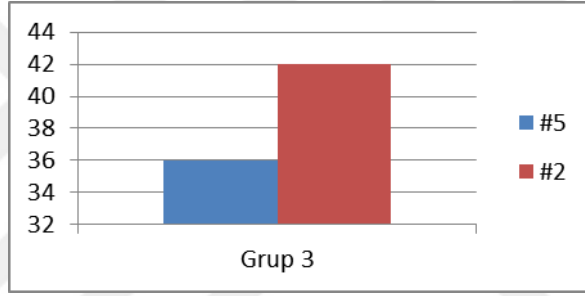
#### **4.3.1.3 Dört standart çapta ve uzunlukta implant ile planlanmış kantileverli gruplarda açılı implant yerleşiminin implant üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yükleme sonrası incelenmesi**

Her iki grupta statik yükleme noktaları ile aynı olan nokta, doğrultu ve şiddette olan kuvvet 1Hz frekans ile uygulandı. Alınan sonuçlar statik yüklemeye genel olarak paralellik göstermektedir.

Gerilme kuvvetlerinde olduğu gibi yorulma değerleri en yüksek implantların dayanak ile bağlantı noktaları ve birinci yiv arasında oluşmaktadır. Her iki grupta elde edilen en düşük değer olarak dik açılı olan implantta 13.7847 olarak saptandı (Şekil 4.48., Şekil 4.49.ve Tablo 4.7.). Diğer grupta elde edilen değerde dik açılı olan grupla yakın olan 14.1819 değerini göstermektedir. Kuvvetten uzaklaşıldıkça implantların yorulma direnci artmaktadır. Buradan çıkan sonuç açılı yerleştirilen implantın daha uzun ömürlü olduğuna dairdir (Şekil 4.50., Şekil 4.51. ve Tablo 4.8.).



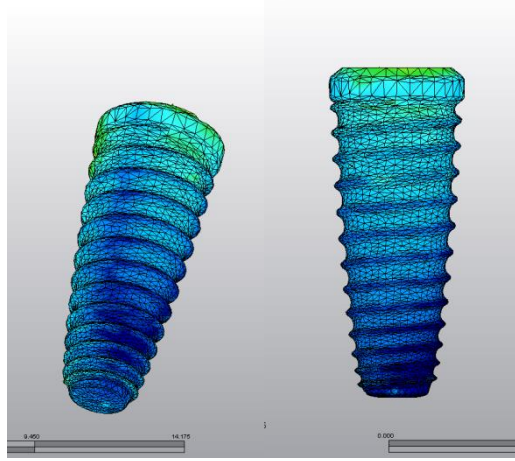
**Şekil 4.48** : 4 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli olarak planlanan grubun yorulma değerleri.



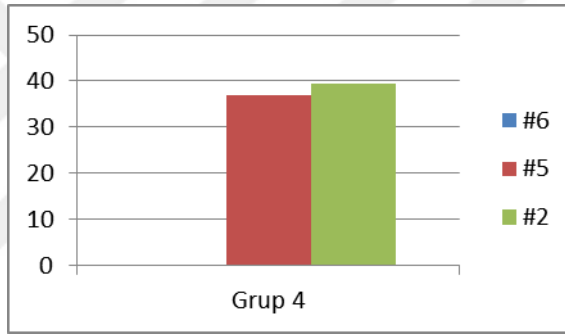
**Şekil 4.49** : 4 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli olarak planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.7** : 4 adet standart implant düz yerleştirerek (lateral kesici dişler #2 ve ikinci küçük azı dişler #5 hizasında) kantileverli olarak planlanan grubun yorulma değerleri.

Grup 3	4.1 mm çap	
#5	137.847	36 yıl
#2	161.557	42.2 yıl



**Şekil 4.50** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.



**Şekil 4.51** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.8** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı ikinci küçük azı dişleri #5 hizasında distale açılı (30 derece)) kantileverli planlanan grubun yorulma değerleri.

Grup 4	4.1 mm çap	
#5	141.819	37 yıl
#2	150.736	39,3 yıl

### 4.3.2 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin stres dağılımı üzeri etkisi (grup 5- grup 6)

Grupların birinde 4 adet standart implant düz yerleştirildikten sonra 2 adet 4 mm uzunluğunda kısa implant düz yerleştirilerek oluşturulurken diğer grupta 4 adet standart implant ortada bulunan 30 derece açı ile eğimli yerleştirildikten sonra en arkaya 2 adet 4mm uzunluğunda kısa implant düz yerleştirilerek oluşturulmuştur. Uygulanan kuvvetin bu gruplarda kortikal ve spongioz kemikte oluşturduğu maksimum asal gerilme, minimum asal gerilme ve implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendi (Şekil 4.52.). Bununla beraber dinamik yükleme sonucunda implantlarda oluşan yorulma değerleri karşılaştırıldı.

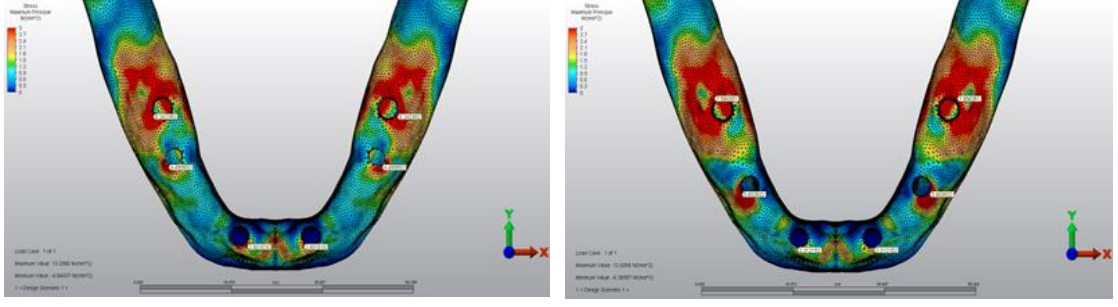


Şekil 4.52 : 4 adet düz (lateral kesici dişler #2 ve birinci büyük azı diş #6) ve 2 adet 30 derece distale açılı (ikinci küçük azı #5) ile 6 adet düz yerleştirilen (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 ve birinci büyük azı diş #6) grupların genel görünümü.

#### 4.3.2.1 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin kortikal ve spongioz kemik maksimum ve minimum asal gerilme değerleri etkileri üzerindeki etkileri

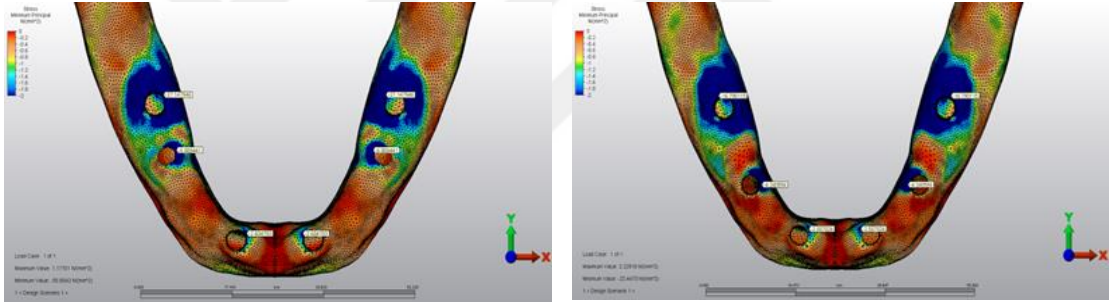
Bu grupların kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, streslerin implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin etrafında yoğunlaştığını daha çokta en distalde bulunan implantların bukkal yüzeyinde yoğunlaşarak maksimum değerlere ulaştığı saptandı. Düz açılı implantların bulunduğu grupta bu değer 7.586 Mpa' a ulaşırken eğimli implantların yerleştirildiği grupta bu değer azalarak 8.242 Mpa olarak ölçüldü.

İmplantın dik açı ile yerleştirildiği grupta ortadaki implant çevresinde ki kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim 5.833 Mpa iken açılı yerleştirilen bu grupta azalarak 4.493 Mpa' a geriledi (Şekil 4.53.).



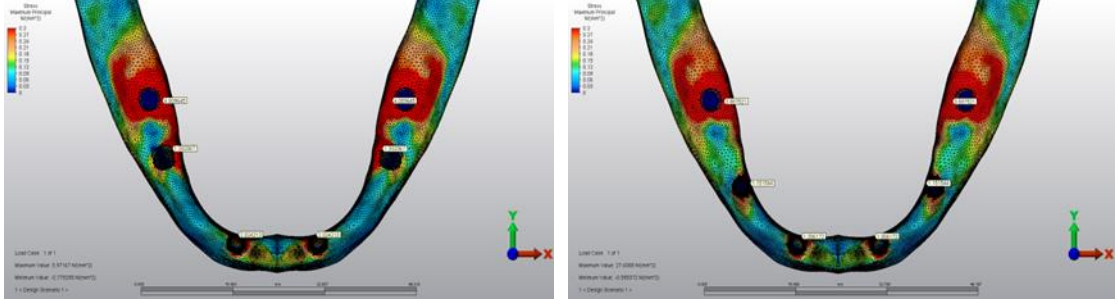
**Şekil 4.53** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri.

Bu iki grup içerisinde minimum asal gerilme değeri kıyaslandığında ise minimum gerilmenin maksimum gerilmenin aksine lingual yüzeyde yoğunlaşmış olduğu görülmektedir. Bununla beraber minimum değerler düz açılı yerleştirilen implantların bulunduğu grupta  $-16.790$  Mpa iken açılı yerleştirilen implantların etkisi ile bu gerilme değeri  $-27.147$  Mpa' a ulaştı. Bu değerler her iki grupta kuvvete yaklaştıkça yani distale doğru gittikçe artmaktadır (Şekil 4.54.).



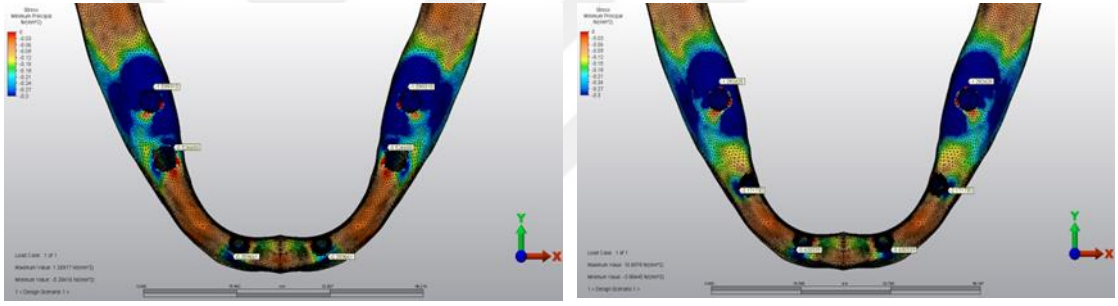
**Şekil 4.54** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri.

Spongios kemikte bulgular değeri olarak kortikal kemikte oluşan gerilme değerlerine kıyasla anlamlı farklılık ihtiva etse de oransal olarak benzerlik göstermektedir. Düz açı ile yerleştirilen implantların bulunduğu grupta spongios kemikte oluşan maksimum asal gerilim en distal implant çevresinde  $3.807$  Mpa değerine ulaşırken meziale doğru gittikçe bu değerler azalmaktadır. Açılı yerleştirilen implantların bulunduğu grupta ise spongios kemikte oluşan maksimum gerilme değeri her iki implantta da benzer değerde bulunmuş olup en yüksek olarak  $4.009$  Mpa değeri saptandı (Şekil 4.55.).



**Şekil 4.55** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongioz kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri.

Spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri kortikal kemikte oluşan değerlerden çok daha azdır. Oluşan minimum asal gerilme değerleri düz açı ile implantların yerleştirildiği grupta birinci küçük azı dişi çevresinde -2.171 Mpa' a ulaşırken açılı yerleştirilen grubun en distalinde bulunan implant çevresinde -1.599 Mpa değerine ulaşıldı (Şekil 4.56).



**Şekil 4.56** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın dik veya açılı olarak yerleştirildiği gruplarda spongioz kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri.

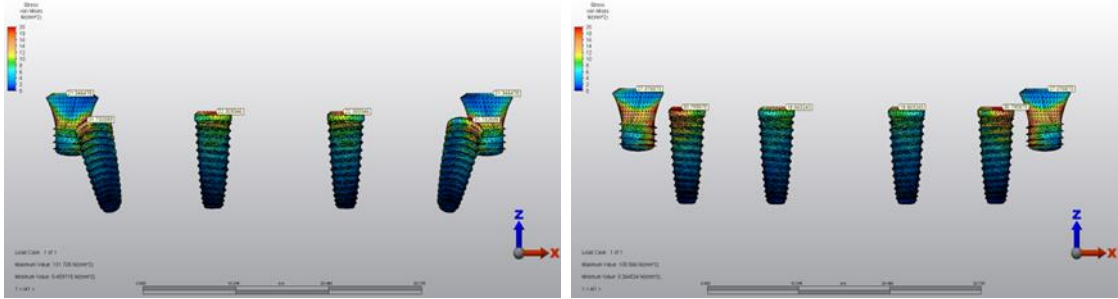
#### 4.3.2.2 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin implant von mises gerilme değerleri üzerindeki etkileri

Her iki grupta konumlandırılmış implantlarda meydana gelen maksimum Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, açılı implant yerleştirilmiş grupta oluşan ortalama maksimum Von Mises gerilme değerleri ile düz açılı yerleştirilen grubun ortalama değerleri yaklaşık olarak aynıdır.

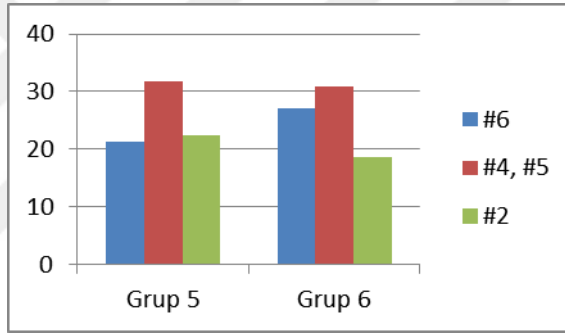
İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında bu değerlerin 31.732 Mpa ile 18.563 Mpa arasında değiştiği görülmektedir.

Düz açı ile yerleştirilmiş implant kullanılan grupta Von Mises gerilme değerlerinin en çok ortada bulunan implantın boyun çevresinde oluştuğu ve bu değerlerin 30.795

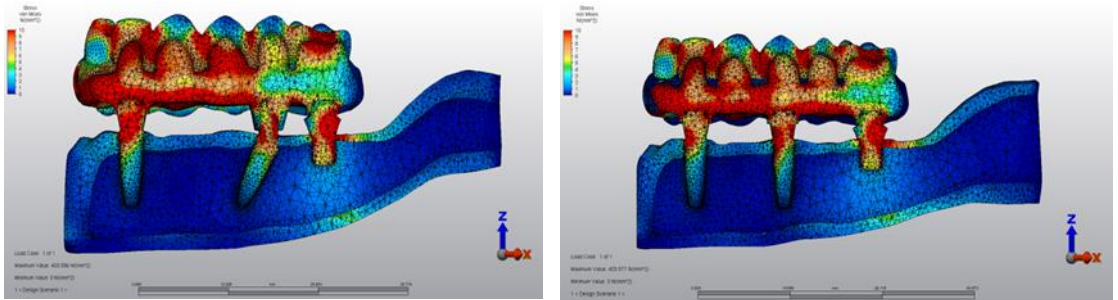
Mpa olduğu saptandı. Açılı implant çevresinde ise bu değer çok değişmeyerek 31.732 Mpa' dır (Şekil 4.57. Şekil 4.58. ve Şekil 4.59.). Kullanılan kısa implantlara bakıldığında ise ortada bulunan implantın açılı olması kısa implant üzerinde oluşan stresi 27.076 Mpa' dan 21.346 Mpa düşmesini sağlamıştır.



**Şekil 4.57** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın açılı veya dik olarak yerleştirildiği gruplarda kullanılan implantlardaki von Mises değerleri.



**Şekil 4.58** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın açılı veya dik olarak yerleştirildiği gruplarda kullanılan implantlardaki von Mises değerleri.

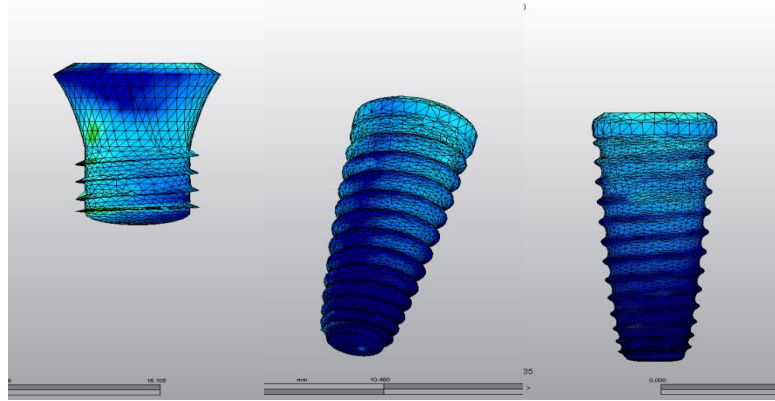


**Şekil 4.59** : Altı adet implant kullanarak hazırlanmış olan, ortada bulunan implantın açılı veya dik olarak yerleştirildiği gruplarda kullanılan implantlardaki von Mises değerleri.

### 4.3.2.3 Altı standart çapta implant ile planlanmış kantileversiz gruplarda açılı implant yerleşiminin implant üzerinde oluşturduğu yorma etkisinin dinamik yüklenme sonrası incelenmesi

Her iki grupta statik yüklenme noktaları ile aynı olan nokta, doğrultu ve şiddette olan kuvvet 1Hz frekans ile uygulandı. Alınan sonuçlar statik yüklemeye genel olarak paralellik göstermektedir.

Gerilme kuvvetlerinde olduğu gibi yorulma değerleri en yüksek implantların dayanak ile bağlantı noktaları ve birinci yiv arasında oluşmaktadır. Her iki grupta elde edilen en düşük değerler gruplarda kullanılan 4 mm uzunluğundaki implantlarda ölçüldü (Şekil 4.60., Şekil 4.61. ve Tablo 4.9.). Kısa implant üzerinde açılı implant kullanılan grupta 13.3569 iken düz açılı grupta kullanım ömrü artarak 14.5045 olarak ölçüldü (Şekil 4.62., Şekil 4.63. ve Tablo 4.10.). Genel olarak değerlendirildiğinde ise bu iki grup arasında dinamik yüklenme sonrası anlamlı bir fark yoktur. İmplantların ömürleri von Mises değerlerine ters ilişki göstermektedir. Aynı zamanda bu gruplardan elde edilen değerler ışığında posterior mandibulada kısa implant kullanılan planlamalarda ortaya yerleştirilen implantın açılı veya düz olması klinik kullanım ömrü açısından önemli değildir .



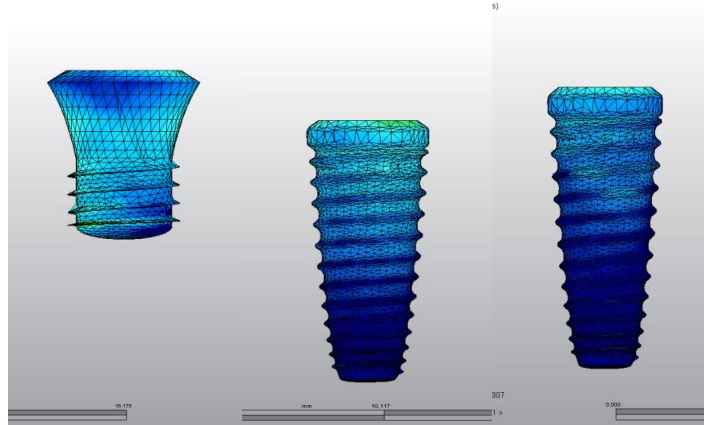
**Şekil 4.60** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı #5, dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.



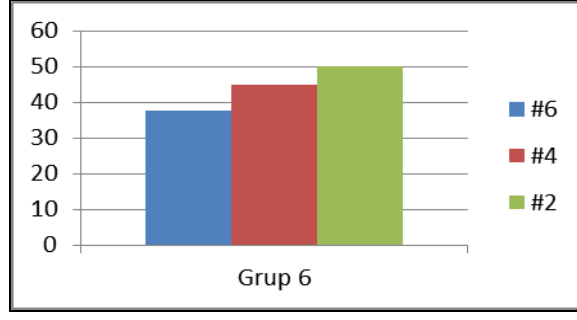
**Şekil 4.61** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı #5, dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.9** : 4 adet standart implant (lateral kesici dişler #2 düz açılı, ikinci küçük azı #5, dişleri hizasında distale açılı (30 derece)) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

Grup 5	4.1 mm çap	
#6	133.569	34,8 yıl
#5	180.039	46,9 yıl
#2	187.335	48,8 yıl



**Şekil 4.62** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.



**Şekil 4.63** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

**Tablo 4.10** : 4 adet standart implant düz yerleştirilerek (lateral kesici dişler #2, birinci küçük azı dişler #4 hizasında) 2 adet ekstra kısa implant düz yerleştirilerek (birinci büyük azı dişler #6 hizasında) kantileversiz planlanan grubun yorulma değerleri.

Grup 6	4.1 mm çap	
#6	145.045	37,8 yıl
#4	172.687	45 yıl
#2	192.307	50,1 yıl

#### 4.4 6 farklı grupta farklı çaplarda implant kullanarak implant von mises gerilme değerlerinin ve dinamik yükleme değerlerinin incelenmesi

Birbirinden farklı uzunluk, açı ve dizilim ile elde edilen gruplarda kullanılan 4.1 mm çapında 10 mm yüksekliğinde implantların 3.3 mm çapında 10 mm yüksekliğinde implantlar ile yer değiştirilmesi ile 12 farklı grup elde edilmiş ve bu gruplara bir önceki gruplar ile aynı doğrultu, nokta ve şiddetle kuvvet uygulandı. Bunun neticesinde implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri ve dinamik yükleme değerleri incelendi.

##### 4.4.1 6 farklı grupta farklı çaplarda implant kullanarak implant von mises değerlerinin incelenmesi

Çalışmamızda mandibulada oluşturulan 12 grupta statik yükleme sonucunda implantlarda oluşan en yüksek Von Mises değerleri tespit edildi.

Tüm gruplara kuvvet, metal destekli seramik kronların bukkal kasp tepesinden 200 N 45 derece açı ile bukkolingual yönde uygulandı. Bu kuvvet 10 grupta 6 numaralı diş uygulanırken 2 grupta 7 numaralı diş üzerinden uygulandı. Yapılan çalışma sonucunda implantlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises değerinin 3.3 mm çaplı implantlar kullanılarak modellenen kantileverli 2. grupta olduğu saptandı (Tablo 4.11.).

**Tablo 4.11** : 6 farklı grubun kuvvet altında 3.3 mm ve 4.1 mm çaplı implantlar üzerinde oluşturduğu Von Mises değerleri.

<b>Grup 7-1</b>	<b>3.3 mm çap</b>	<b>4.1 mm çap</b>
#6	86.083	60.554
#4	44.110	32.208
#2	31.054	18.248
<b>Grup 8-2</b>	<b>3.3 mm çap</b>	<b>4.1 mm çap</b>
#6	149.012	104.022
#4	83.330	58.420
#2	48.183	29.686
<b>Grup 9-3</b>	<b>3.3 mm çap</b>	<b>4.1 mm çap</b>
#5	118.165	90.350
#2	65.137	39.334
<b>Grup 10- 4</b>	<b>3.3 mm çap</b>	<b>4.1 mm çap</b>
#5	93.357	91.155
#2	70.590	53.414
<b>Grup 11-5</b>	<b>3.3 mm çap</b>	<b>4.1 mm çap</b>
#6	24.557	21.346
#5	33.068	31.732
#2	27.317	22.309
<b>Grup 12- 6</b>	<b>3.3 mm çap</b>	<b>4.1 mm çap</b>
#6	27.364	27.076
#4	44.975	30.795
#2	27.041	18.563

Yapılan çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde birbirine metal alt yapı ile bağlanmış farklı sayı, çap, açılanma ve dizilimde kullanılan implantların üzerinde oluşan Von Mises gerilme değerlerinin oldukça değişken olduğu bu sayıların 18.248 Mpa ile 149.012 Mpa arasında olduğu görülmektedir.

Çalışma sonucunda kuvvete yaklaşıldıkça implantlarda oluşan gerilmenin arttığı buna bağlı olarakta maksimum Von Mises değerlerindeki artışı açıkça görüldü.

Bu çalışmaya göre 3.3 mm çapına sahip dar çaplı implantların üzerinde oluşan gerilme değerleri aynı şekilde modellenen 4.1 mm çapa sahip olan implantlara kıyasla %43' e kadar daha fazla gerilmeye maruz kaldı.

Kısa implant kullanımı değerlendirildiğinde 3.3 mm ve 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda implantlara kıyasla 4.1 mm çapında 4 mm uzunluğunda kısa implantlarda oluşan Von Mises değerleri %68' e kadar azaldı.

Açılı implantlarda ise geniş çaplı düz yerleştirilen implantlarla 30 derece açı ile yerleştirilen implantlar arasında Von Mises değerleri arasında önemli bir fark oluşmamışken, dar çaplı implantlarda düz yerleştirilmiş olan implantta bu stres % 27 oranında arttı.

Alınan sonuçlar arasında kantileverin varlığının implantlar üzerinde oluşan Von Mises değerlerini en fazla etkileyen etken olduğu görülmektedir. Kantilever etkisi ile oluşan gerilme kantileversiz gruba göre %73 kadar daha fazladır.

#### **4.4.2 6 farklı grupta farklı çaplarda implant kullanarak dinamik yükleme değerlerinin incelenmesi**

Çalışmamızda mandibulada oluşturulan 12 grup yorulma testleri uygulandı. Bu işlemin neticesinde implant yapılarına ait klinik başarısızlığın oluşacağı yükleme siklusu sayısı tespit edildi.

Tüm gruplara metal destekli seramik kronların bukkal kasp tepesinden 200 N kuvvet 45 derece açı ile bukkolingual yönde 1 Hz frekansta uygulandı. Bu kuvvet 10 grupta 6 numaralı dişe uygulanırken 2 grupta 7 numaralı diş üzerinden uygulandı. Yapılan yorulma analizlerinin sonucunda birbirine Co-Cr alaşımdan imal edilmiş altyapı üzerine feldspatik porselen kaplanan protezler ile bağlanmış Ti-Zr implantların tüm gruplarda yüksek başarı gösterdiği tespit edildi. Gruplar içerisinde en erken deformiteye uğraması beklenen grup olarak 6 düz açılı implant kullanılan ve kantilevere sahip olan 3.3 mm çaplı implantların kullanıldığı 2. grupta olduğu

saptandı. Tüm gruplarda planlanan en düşük değerler implantın dayanak ile bağlantı noktaları ve birinci yiv adımı arasında görüldü (Tablo 4.20.).

Tüm gruplarına bukkal kasp tepesinden 200 N kuvvet 45 derece açı ile bukkolingual yönde kuvvet uygulaması sonucu elde edilen yorulma analiz sonuçları Tablo 4.26.' de verildi. Tabloda ayrıca yorulma analiz değerleri yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörüldü. Literatürde 1 yıllık çiğneme sayısı yaklaşık 383250 siklustur ve yorulma analiz sonuçları, bu veri esas alınarak klinik başarı süreleri belirlendi [165].

**Tablo 4.12** : 6 farklı grubun 3.3 mm ve 4.1 mm çaplı implantların ortalama öngörülen ömürleri.

<b>Grup 7-1</b>	3.3 mm çap		4.1 mm çap	
#6	13.7715	35,9 yıl	15.5661	40,6 yıl
#4	16.1832	42,2 yıl	17.6248	45,9 yıl
#2	17.6810	46,1 yıl	19.2697	50,2 yıl
<b>Grup 8-2</b>	3.3 mm çap		4.1 mm çap	
#6	11.3368	31,6 yıl	13.0329	36,3 yıl
#4	13.7037	38,2 yıl	14.5427	40,5 yıl
#2	15.2792	42,6 yıl	17.3425	48,4 yıl
<b>Grup 9-3</b>	3.3 mm çap		4.1 mm çap	
#5	12.7263	33,2 yıl	13.7847	36 yıl
#2	14.0191	36,5 yıl	16.1557	42,2 yıl
<b>Grup 10-4</b>	3.3 mm çap		4.1 mm çap	
#5	12.5262	32,6 yıl	14.1819	37 yıl
#2	13.3221	34,7 yıl	15.0736	39,3 yıl
<b>Grup 11-5</b>	3.3 mm çap		4.1 mm çap	
#6	14.9784	39 yıl	13.3569	34,8 yıl
#5	16.9449	44,2 yıl	18.0039	46,9 yıl
#2	17.8184	46,4 yıl	18.7335	48,8 yıl
<b>Grup 12-6</b>	3.3 mm çap		4.1 mm çap	
#6	14.1480	36,9 yıl	14.5045	37,8 yıl
#4	16.5622	43,2 yıl	17.2687	45 yıl
#2	17.6623	46 yıl	19.2307	50,1 yıl

Yapılan çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde birbirine metal alt yapı ile bağlandı Ti-Zr implantların klinik kullanım ömürlerinin oldukça uzun olduğu saptandı. Farklı sayı, çap, açılanma ve dizilimde kullanılan tüm implantların klinik kullanım ömürlerinin oldukça yüksek olduğu, implantlarda oluşacak kalıcı bir deformasyonun öngörülen en düşük sürenin 31,6 yıl olduğu ön görülmektedir. Buna rağmen her grup kendi içerisinde değerlendirildiğinde implantların konumlarının, kuvvete yakınlığının, implantların ön görülen ömürlerinde %43 e kadar değişkenlik gösterdiği görüldü.

Çalışma sonucunda kuvvete yaklaşıldıkça implantlarda oluşan gerilmenin arttığı buna bağlı olarakta implant ömrünün kısaldığı açıkça görüldü.

Bu çalışmaya göre dar çaplı implantlarında alt çene tam ağız tedavilerinde güvenle kullanılabilirdiği görülse de implant çapındaki azalma klinik kullanım ömrünü %22 ye kadar kısalttığı görüldü.

Kısa implant kullanımı değerlendirildiğinde 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda implantlara kıyasla kısa implantlarda daha erken deformasyon beklense de aralarındaki klinik fark sadece %7 kadardır.

Açılı implantlarda da durum benzerlik göstermektedir. Düz yerleştirilen implantlarla 30 derece açı ile yerleştirilen implantların klinik ömürleri oldukça uzun olsada açılı yerleştirilen implantlar %8 kadar daha kısa ömürlüdür.

Alınan sonuçlar incelendiğinde kantileverin varlığının implantlar üzerinde oldukça yıkıcı etkiye sahip olduğu tek bir diş (11 mm) kantilever varlığı altı adet implant ile desteklenen grupta %16' ya kadar implant ömrünü kısalttığı görüldü.

## 5. TARTIŞMA

Yıllar önce diş eksikliğine bağlı yapılan tedavi planlamasında fazla yeri olmayan dental implantlar, bugün teknolojinin ilerlemesiyle beraber kaybedilen çiğneme fonksiyonunu yerine getirmenin yanında estetiğe olan katkıları ile günümüz diş hekimliğinde sıklıkla kullanılır hale gelmiştir [166]. Literatürde implantların uzun dönemde başarılı sayılabilmeleri için tedaviden önce teşhis ve planlama basamağının önemi üzerinde durulmaktadır. Özellikle planlama aşamasında anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkatle incelenmesi gerekmektedir [1].

Günümüzde kullanılan implantların birçoğu, saf titanyumdan üretilmektedir. İmplant üretimi için saf titanyum kullanılabilir en uygun ve en dirençli metaldir. Kemik dokuyla biyolojik uyumluluğu da diğer materyallere göre oldukça iyidir [158, 167]. Ancak bazı klinik durumlarda saf titanyumun mekanik özellikleri ve çekme kuvvetlerine kaşı dayanımı yetersiz kalmaktadır. Titanyum implantların özellikle dar çaplarda kullanımında yorulmaya bağlı kırıklar meydana gelebilmektedir [168]. Bu nedenle dar çaplı implant uygulamalarında saf titanyumdan daha dayanıklı implant materyallerine ihtiyaç duyulmuştur. Titanyumun bu dezavantajları kantilever protezlerin oluşturduğu ve açılı implantlarda oluşan stresler altında olumsuz etkilerinin başarısızlığı arttıracığı ve bu çalışmamızın bulgularını negatif yönde etkileyeceği düşünüldüğünden bu çalışmamızda saf titanyumdan mekanik ve biyoyumluluk açısından daha yüksek performans gösteren [169, 170], Ti-Zr alaşım implantlar kullanılmıştır.

Geçmişte yapılan çalışmalarda genellikle 3,75 mm ve 4,1 mm çaplarında implantlarla yapılmıştır [171, 172]. Bununla beraber standart çap ve uzunlukta implantların kullanımı mevcut alveolar yapının yada interdental aralığın kısa ve kısıtlı olduğu durumlarda mümkün olmayabilir [173]. Bölgedeki kemik miktarını arttırmak iyi bir tedavi seçeneği olsada bu işlemler tedavi süresini ve maliyetini arttıracığı gibi hastada morbiditeyi de arttıracaktır [111, 174]. Bu dezavantajları elimine etmek için son zamanlarda, implant sayısı, uzunluğu ve pozisyonunda değişiklik yapılarak geliştirilen farklı tedavi alternatiflerinin kullanımı, travmatik

yaklaşımlar olarak implant uygulamalarında yer bulmuştur [166, 175]. Endikasyonu olan durumlarda dişsiz bölgelerin restorasyonunda dar çaplı implantların kullanımı da bu yöntemlerden biridir [173, 176]. Dar çaplı implantların getirdiği dezavantaj ise implantlarda oluşacak direnç kaybına bağlı kırılmalardır. Bu durumu göz önünde bulundurarak çalışmamızda hem 4,1 mm hemde 3,3 mm çaplı Ti-Zr materyalden üretilen implantlar kullanılmıştır.

İmplant uzunluğu primer stabilitenin sağlanmasında ve tork kuvvetlerinde karşı implantın uzun dönem direncinin artmasında etkili olsada [177] Sertgöz ve ark. yapmış olduğu çalışmada 7mm, 14mm ve 20mm' lik implantlar kullanarak yaptıkları sonlu elemanlar analizinde implant uzunluğunun kemik üzerinde oluşacak gerilim oluşumunda önemli bir etkiye sahip olmadığı sonucuna varmışlardır [110, 178]. Bu bilgiler ışığında kullanacağımız implantları standart uzunluk olarak 10mm belirledik. Bunun yanı sıra posterior maksilla ve mandibulada oluşan anatomik kısıtlamaları aşmak için geliştirilen kısa [85] ve ekstra kısa [84, 86] implantlarda çalışmamızda kullanılmıştır.

Atieh ve ark. posterior bölgede parsiyel dişsizliğin tedavisi için kullanılan kısa implantlar üzerine 2012 de yaptıkları sistematik bir derleme çalışmasında, ileri cerrahi prosedürlerinin gerekli olduğu alanlarda 8.5 mm ve daha kısa implant kullanımının alternatif bir tedavi seçeneği olduğu sonucuna varılmıştır [179]. Bir başka klinik çalışmada 4 mm kısa implantın posterior mandibulaya uygulanması ve yüklemekten iki yıl sonraki sağkalım oranı %92.3 olarak rapor edilmiştir [94]. Osteointegrasyon kavramının anlaşılması ile beraber kısa implantlar üzerine gelen eleştiriler daha çok implant/kron boyu oranı konusunda olmaya başlamıştır. Yapılan çalışmalar gösteriyor ki kron boyunun artması implantlar üzerine ve implant çevresinde oluşan streslerin artmasına neden olacaktır [180, 181]. Çalışmamızda kısa implantın bu dezavantajını aşmak için kısa ve standart implantların kullanıldığı birinci molar dişler bölgesinde kron boyunu sabit tutuk.

Dental implantların biyomekaniğini anlayabilmek için başta implant ve çevresinde bulunan kemiğin biyomekaniğini, davranışlarını anlamak gerekir. Kemik implant ara yüzünde kuvvetlerin nasıl oluşup dağıldığını bu kuvvetlerin implant ve çevre dokularda oluşturduğu etkileri gösterebilmek oldukça zordur. Çünkü yükleme tipi, şiddet, doğrultusu gibi faktörlerin yanı sıra implantın açısı, protez tipi, protetik parçalar gibi bir çok etken implant biyomekaniğinin in vivo olarak incelenmesini

imkansız hale getirmektedir [47, 182]. Bu sebeple, implant tedavilerinin biyomekaniğini anlamak için yapılan araştırmaların, canlı dokunun cansız bir modeli tasarlanılarak stres analiz yöntemlerinden yararlanılarak yapılması fikri düşünülmüştür [183]. İplikçioğlu ve ark. yapmış olduğu çalışmada sonlu eleman analizi destekli protezlerin implant üzerinde oluşturduğu stresler incelenmiştir [184]. Literatürde stres değerlerinin incelendiği ve üç boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi ve gerilim ölçer ve fotoelastik stres analiz yöntemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, sonlu eleman stres analiz yönteminin daha başarılı olduğu belirtilmiştir [185, 186]. Bizde bu bilgiler dahilinde çalışmamızı sonlu elemanlar analiz, olarak planladık.

Sonlu eleman analizi yönteminde iki veya üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu sonlu eleman analizinde elemanlar sadece bir alandan oluşmuş gibi incelenir ve derinlik boyunca oluşabilecek değişimler incelenemez. Üç boyutlu sonlu eleman analizi yönteminde ise elemanların hacmi vardır bu sayede her yönde oluşan değişimler incelenebilir. Ayrıca kuvvetlerin geldiği düzlemler simetrik değildir bu sebeple stres üç boyutlu sonlu eleman analizi daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir [187-190]. Bu avantajlarından dolayı çalışmamızda üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanılmıştır.

Çalışmamızda; klinik şartları yansıtabilmek için, statik yüklemeye ilave olarak dinamik yüklemeye yapılmıştır. Dinamik yükleme sonucunda tekrarlanan kuvvetlere maruz kalan materyallerde başarısızlık riski artmakta ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde kırık meydana gelebilmektedir. Dolayısıyla bir materyalin dayanıklılığı ve kırılma direncini o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirlemektedir. Bu seviyenin belirlenebilmesi için kullanılan yorulma deneyleri, sürekli tekrar eden mekanik, kimyasal ve termal siklusların meydana getirdiği etkileri in vitro koşullarda taklit eden deneysel yöntemlerdir [191, 192]. 2017 yılında Cinel ve ark. yapmış olduğu bir çalışmada sonlu eleman analizi yöntemi kullanarak yorulma testi yapılmış ve çıkan sonuçlar klinik ve in vivo çalışmalar ile korelasyon göstermiştir [193].

Isırma eylemi, zaman içinde değişkenlik gösteren dinamik bir eylemdir. Mandibulanın en yüksek kapanma hızı maksilla rehber alındığında yaklaşık 140 mm/sn'dir. Bir öğün sırasında geçen çiğneme süresi 450 saniyedir. Çiğnemenin 1 Hz'lik frekansla yapıldığı ve mandibulanın kapanış hızıyla hesaplandığında, her çiğneme darbesinde 0,3 sn dişin

temasta bulunduğu düşünöldüğünde, çığneme kuvvetleri dişler üzerinde günde 9 dakika süreyle etkili olmaktadır. Buna, yutkunma gibi aktiviteler de ilave edildiğinde dişler günde yaklaşık 17,5 dakika temasta kalmaktadır [194]. Bu bilgilere göre, literatürde 1 yıllık çığneme sayısı yaklaşık 383250 siklustur [165, 193]. Bizde statik yükleme koşullarını, modelleri ve model sınır koşullarının tamamını sabit tutarak dinamik yükleme testini gerçekleştirdik. Çıkan sonuçları literatürden edindiğimiz bir yıllık sıkluse bölerek öngörölen ortalama ömrü bulduk.

Sonlu elemanlar analiz yönteminde, dental implantın ve çevre dokuların davranışını modelleyebilmek oldukça zordur. Bundan dolayı modelleme aşamasında ve analizi gerçekleştirebilmek belirli varsayımlar yapılmasını gerektirmektedir [119]. Bu varsayımlar; sınır koşulları, implantın detaylı geometrisi, kemiğın ve modellenecek, materyal özellikleri, kemik-implant arasındaki ilişkidir ve tüm bu varsayımlar sonlu elemanlar analizinin sonuçlarını ve sonuçların hassasiyetini etkilemektedir [125]. Kabul edilen bu varsayımlar çalışmayı gerçekcilikten uzaklaştırsada elde edilen sonuçların standardizasyonunu sağlamaktadır.

Modelleme aşamasında modellenen kortikal kemik ve trabeküler kemik homojen olmayan anizotropik yapıda olsalarda diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda deney sonuçlarını ve deneyin gerçeğe yakınlığını değiştirmeyeceği düşünöldüğünden homojen, izotropik ve lineer olduğu kabul edilir [5, 123, 159]. Bizde çalışmamızda kortikal kemik ve spongioz kemiği ayrı ayrı modellemekle beraber bu dokuları homojen, izotropik ve lineer olduğu kabul ettik.

Sonlu eleman analizi yöntemi kullanılan çalışmalarda kemiğın tam olarak modellenemediği gibi osseointegrasyonun da tam olarak modellenmesi mümkün değildir [195, 196] Ancak sonlu elemanlar analizlerinde bu durumun modellenmesi zor olduğundan bu durum gözardı edilmekte ve osseointegrasyon derecesi %100 olarak düşünölmektedir [5, 125]. Çalışmamızda, diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına benzer şekilde dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir.

Sonlu eleman analizleri implant ve çevresinde modellenen doku üzerinde oluşan streslerin miktarını ve yoğunlaşmasını bize gösterebilmektedir. Yöntemin en büyük avantajı karmaşık, zaman alan ve maliyetli model analizleri yerine sadece bir değişken üzerinde araştırma yapabilmeye olanak sağlayan ve ard arda defalarca tekrarlanabilir olmasıdır [151]. Baiamonte ve ark. hint şebekleri üzerinde yaptıkları

çalışmada mandibulaya osteointegre olmuş implantlar üzerine uyguladıkları kuvvet soncunda oluşan yer değiştirmenin sonlu eleman analizi yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmayla benzerlik gösterdiğini rapor etmiştir [151]. Yapılan çalışmalarda implant çevresindeki kemik modellenirken bölgesel modellemeler yapılabilirken [144, 193]; biz çalışmamızın gerçeğe yakın olması için ve bilateral kuvvetler altında implantların tepkisini değerlendirebilmek amacıyla tam mandibula modeli planladık [197].

Restorasyonun modellenmesi sonlu eleman analizi çalışmalarında oldukça önemli bir aşamadır. Restorasyonun alt ve üst yapısı kuvvetin iletilmesinde çok önemli bir rolü vardır. Bu çalışmada; literatür bilgileri ve klinik uygulamalar dikkate alınarak, Cr-Co alaşımlı metal destekli porselen kronlar tercih edilmiştir.[110]

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile yapılan çalışmanın kalitesini etkileyen unsurlardan biri de grubun eleman ve düğüm sayısıdır. Sonucun gerçekçiliği için bu sayının olabildiğince yüksek olması istenmektedir [198]. Ancak eleman ve düğüm sayısının modelde çok yüksek sayıda olması analiz süresini uzatmaktadır [119, 199]. Çalışmamızda kullanılan modellerde bu bilgiler ışığında hazırlanmış olup ortalama olarak 568,251 eleman, 117,365 düğümden oluşturulmuştur. Çalışmanın sonuçlarını olumlu etkilemesi için modelleme aşamasında daha çok 8 düğümlü elemanlar kullanılmıştır. Bu sayede en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturularak sonuçların doğruluğunun artırılmasına çalışıldı.

Ayrıca sonlu elemanlar analiz çalışmalarında modellemede kullanılan materyalleri için kabul edilmiş sabit bir elastisite modülü ve Poisson oranı bulunmamaktadır [150, 200]. Matematiksel modellerde seçilen materyaller için belirlenmiş sabit veriler olmaması, sonuçları çeşitlendirerek, benzer çalışmalar arasındaki esas farklılığı oluşturmaktadır. Bu sebeple, çalışmalarda kullanılan elastisite modül değerlerinin canlı dokuların elastisite modüllerine benzer olması, sonuçların doğruluğu açısından büyük önem taşımaktadır [36]. Çalışmamızdaki analizler, kullanılan tüm materyaller geçmişte yapılan çalışmalarda kullanılan değerler baz alınarak gerçekleştirildi.

İmplant biyomekaniğinin incelendiği çalışmalardaki önemli etkenlerden biride yükün tipi, yönü ve miktarıdır. Yapılan çalışmaların klinik durumu yansıtabilmesi için yükleme ile ilgili verilerin doğal dişli bireyler ile aynı ısırma kuvveti ile aynı olması gerekmektedir [201]. Yapılan araştırmalara göre implant destekli sabit protez

kullanan hastalarda maksimum okluzal kuvvetlerin ortalaması birinci ve ikinci büyük azı dişler hizasında 200 N' dur. Çalışmamızda geçmişte yapılmış çalışmalar referans alınarak kullanılacak kuvvet değeri olarak, oblik yönde 200 N' luk ortalama çiğneme kuvveti seçildi ve oblik kuvvet uygulaması yine geçmişte yapılmış benzer çalışmalar referans alınarak, uzun aksa 45 derece açıyla uygulandı [186, 202]. Ayrıca ağız ortamını daha iyi modelleyebilmek için bilateral kuvvetler uygulanmıştır.

Literatür taramasında sonlu elemanlar analiz için modellenen modellerde kuvvet uygulamalarının farklılıklar gösterdiği saptanmıştır. Kuvvetler bazen direkt implant üzerinden [202] bazı çalışmalarda dayanak üzerinden [159] yada kron üzerinden yapıldı [193]. Çalışmamızda, çiğneme kuvvetlerinde ağız içerisinde kron üzerinden aktarıldığı düşünülerek kuvvetin kronlar üzerinden uygulanmasına karar verildi.

Alt çene posterior bölgede oluşan rezorbsiyon mandibular kanal ve mental foremenin neden olduğu anatomik kısıtlamalardan dolayı mandibular interforaminal bölgeye göre daha ciddi sorunlar oluşturmaktadır [74]. Mandibular posterior bölgede bu sorunları aşmanın birden fazla yöntemi vardır. Geçmişte bu sorunlar daha çok onley kemik greftlemeleri, titanyum destekli membranlar, sinir lateralizasyonu gibi daha invaziv olan ileri cerrahi tekniklerden yararlanılıyordu [203, 204]. Bu yöntemlerin teknik beceri istemesi, komplikasyon risklerinin yüksek olması, tedavi sürecini uzatması ve oluşturduğu ekstra maliyetlerden dolayı bizi hastaya daha az cerrahi müdahale ile benzer sonucu verebileceğimiz yeni tekniklerin geliştirilmesine itti.

Günümüz implantolojisinde anatomik kısıtlama ve varyasyonlardan sakınabilmemiz için sıklıkla açılı implant kullanımı, kısa implant kullanımına, implantların konumunun modifiye edilmesi ve protetik bir yöntem olan kantileverli prottezlerin yapılması gibi yöntemler kullanılmaktadır [204-206]. Ancak bu yöntemlerin implant ve çevresindeki dokularda aşırı stres oluşturarak implant ve protetik parçalarda oluşabilecek kırılmalar ve kemik rezorbsiyonu ihtimalini arttırmaktadır [207]. Chrcanovic ve ark. yapmış oldukları retrospektif çalışmada implant başarısızlığının çoğu zaman birden fazla olumsuz etkenin bir araya gelmesi sonucunda olduğunu rapor etmişlerdir [207]. İmplantlarda oluşacak bu başarısızlık ihtimalini de azaltmak için implant materyali ve çapı üzerinde yapılan çalışmalarda vardır [193, 208].

Sonlu eleman analizi yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda maksimum gerilme değerlerinin ölçüldüğü bölgeler rezorbsiyonun ilk başlayacağı alanlar olarak

tanımlanmıştır [192, 209]. Oluşan gerilim en fazla implant boynunu saran kortikal kemikte ve en üst yivleri saran kortikal kemikte olduğu, implantın apikaline doğru gittikçe bu stresin azaldığı bildirilmiştir [164, 192, 210]. Bu durumun nedeninin kortikal kemiğin elastiklik modülünün spongioz kemikten 10 kat daha yüksek olması nedeniyle kemiğin bir destek noktası gibi görev yapmasındandır. Bizim çalışmamızda oblik kuvvet uygulaması sonrasında elde edilen veriler benzer çalışmalarla uyumlu olarak, gerilmelerin implantların boyun bölgesinde ve çevreleyen kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermiştir.

Yapılan literatür taraması sonucunda kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayanımı, minimum asal gerilme açısından mutlak değer olarak 170- 190 MPa ve maksimum asal gerilme değerleri açısından ise 100- 130 MPa olarak, trabeküler kemiğin dayanımı ise çekme ve baskı gerilmelerinde aynı olmakla birlikte yaklaşık 2-5 MPa olarak bildirilmiştir. Bu değerlerin üzerinde oluşabilecek stresler kemik yapıda deformasyonu da beraberinde getirecektir [36, 211]. Çalışmamızda planlanan 12 farklı model değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri 1,8 Mpa ile 16 Mpa arasında dağılmaktadır. Elde edilen bu değerler kortikal kemikte rezorbsiyon olması için beklenen değerlerin çok altındadır. Bu durumun nedeni olarak implantların rijit bir protezle birbirine bağlanmış olmasından ve uygulanan kuvvetin düşük olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilim değerleri ise -60 Mpa ile -2 Mpa arasında değişmektedir. Bu değerler kortikal kemiğin rezorbsiyonuna neden olabileceği değerlerin çok altında olduğu düşünülmektedir. Spongioz kemikte ölçüleni maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ise 0,3 Mpa ile 8 Mpa arasındadır. Spongioz kemikte oluşan stres sadece 4 implant destekli kantileverli modellenen bir modelde beklenen değerlerden yüksektir. Diğer değerler Spongioz kemiğin direncinden düşüktür.

Yapılan çalışmalarda gösteriyor ki; anatomik kısıtlamaları atlayabilmek, cerrahi girişim sayısını azaltarak hem tedavi süresini kısaltmak hem de hastada oluşacak morbiditeyi azaltmak, bunlarla beraber kullanılacak materyal ve çalışma süresini azaltarak dental tedavilerin maliyetini daha düşük seviyede tutabilmek için mandibular tam ark sabit restorasyonlarda kantileverli protezler sıklıkla kullanılmaktadır. Romanos ve ark.'nın son yıllarda yaptıkları kapsamlı bir literatür taramasına göre, distal kantileverli implant destekli tam çene sabit restorasyonlarda,

in vitro ve in vivo çalışmalarda kantileverin yüksek riskli bir tedavi olmadığını bildirilmiştir [78]. Yine Ramanos ve ark. yapmış olduğu bir diğer çalışmada da benzer sonuçlar alınmış, yıllık takibi yapılan, kantileveri bulunan implant destekli tam ağız restorasyonlarda % 94,3 başarı saptanmıştır [212]. Bizim de çalışmamızın sonuçları bu bulgulara paralellik göstermektedir. Yaptığımız sonlu eleman analizine göre altı implant destekli kantileversiz ve kantileverli planlanan modellerde kantileverin etkisi ile distalde bulunan implantın çevresindeki stres 8.609 Mpa' dan 13.324 Mpa olarak %54 oranında artmıştır. İmplantlarda ise bu değer 60.554 Mpa' dan 104.022 Mpa' a yükselerek %73 gibi bir artış göstermiştir. Oransal olarak bu artışa rağmen kemikte oluşan bu stresler fizyolojik sınırın çok altındadır [36, 211].

İmplant destekli kantilever uzantılı sabit restorasyonlar üzerinde yapılan çalışmalar gösteriyor ki kantileverli protezler üzerlerine gelen kuvvetleri destek yapılaraya eşit bir şekilde dağıtmayarak en distalde bulunan implant ve kortikal kemik üzerinde yoğunlaşmasına neden olmaktadır [110, 119, 213]. Akça ve ark. sonlu eleman analizi yöntemi yaptıkları çalışmada kantileverli protez modelleri ve kantileveri elimine eden kısa implant destekli modelleri karşılaştırdıkları çalışmada kantileverin en distalde bulunan implantlar üzerindeki stresleri arttırarak olası implant fraktürlerini arttırabileceği düşünülüyor [119]. Yaptığımız çalışmada modellediğimiz altı standart çapta implant kullanarak yaptığımız modellerde statik yükleme sonucunda kantileverli olan modelde yer alan tüm implantlarda stresin artması ile beraber en distalde konumlanmış implantta oluşan maksimum von Mises değeri %73 artarken kortikal ve spongioz kemikte de stres artmıştır. Bu durum kantileverli protezler üzerine yapılan çalışmaları doğrular niteliktedir. Yaptığımız sonlu eleman analizi yorma çalışmasında edindiğimiz bulgulara göre kantileversiz grupta en distalde bulunan implantın ön görülen ömrü 40,6 yıl iken kantileverin etkisi ile bu süre 36,3 yıl a gerilemiştir. Bu durum implantın ömrünün %10 oranında azaldığını göstererek çalışmamız önceki çalışmalar ile benzer sonuçlar verdi..

Topkaya ve ark.'nın yapmış olduğu 4 implant destekli overdenture protez ile yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında 4 adet implantı bir modelde ikinci kesici dişler ve birinci küçük azıların altına yerleştirirken ikinci modelde ise implantları köpek dişlerinin ve ikinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirerek farklı konumlara yerleştirdikleri implantların çevresinde bulunan kortikal ve spongioz kemiğin yanı sıra implantta oluşan stresi ölçmüşlerdir. Bu modellere farklı

noktalardan tek taraflı kuvvet uygulamıştır. Sonuç olarak tüm modellerde kuvvete en yakın olan implantta stresin en yüksek değerlere ulaştığını ve kantilever etkiye bağlı olarak altı numaralı dişe kuvvet uygulandığında kuvvete en yakın dişte stresin en yüksek olduğu rapor edilmiştir. Bununla beraber kantileverin uzunluğunun arttığı implantların ikinci kesici dişler ve birinci küçük azaların altına yerleştirildiği modelde stres diğer modele göre daha azdır [214]. Bizde yaptığımız çalışmada dört adet implant kullanarak kantileverli ve kantileversiz iki model planladık. Bu modellerde stres en çok literatüre uygun şekilde kuvvete en yakın olan implant ve kortikal kemikte oluşmuştur. Bunun yanı sıra kantileverin varlığı stresi arttırmıştır. Literatüre göre oluşan bu farklılığın nedeninin çalışmamızda rijit olan bir protezin modellenmiş olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yaptığımız çalışmada değerlendirdiğimiz konulardan biride ekstra kısa implantların standart implantlara karşı değerlendirilmesi idi. Son on yılda kısa implant kullanımı diş hekimleri arasında yaygınlaşmaya başlamıştır. Annibaldi ve arkadaşlarının yaptığı sistematik derlemede kısa implantların sağkalım oranlarının ve kortikal kemik kaybının standart implantlarla benzerlik gösterdiği rapor etmişlerdir [215].

Çeşitli çalışmalar ve incelemeler kısa implant kategorisine 10 mm' ye kadar uzunluğu olan implantları dahil etmektedir. Ancak kısa implantlar esas olarak 8 mm den kısa implantlar olarak tanımlanmaktadır [216]. Çalışmamızda daha önce yapılan klinik araştırmalarda da olduğu gibi kısa implantla beraber uzun implantlarda aynı modelde kullanılmıştır [217]. Bu klinik çalışmada sonuç olarak uzun implantlarla beraber ekstra kısa (<6mm) implantların kullanılabileceği ancak olası bir rezorbsiyon durumunda kısa implantlarla ilgili daha ciddi durumlarla karşılaşacağı vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızda da posterior bölgede standart implant ile kısa implant yer değiştirilmiş bu yer değişim sonucunda kortikal kemikte oluşan stres uzun implant çevresinde maksimum asal gerilim 8,6 Mpa iken kısa implant çevresinde % 12 azalarak 7,6 mm ye gerilemiştir. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilim değerleri ise sadece % 4' lük bir değişim oluşmuş değerler -17,5 Mpa dan -16,8 Mpa ya azalmıştır. İmplantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri uzun implantta 60 Mpa iken kısa implant kullanıldığı zaman bu değer %55 gerileyerek 27 Mpa olmuştur. Spongioz kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ise 0,6 Mpa ila 3,8 Mpa arasında değişmektedir. Toniollo ve ark. yarım çene üzerine yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında bir modelde iki

standart implant bir kısa implantı yan yana koyup protezle splintlerken diğer modelde bir standart iki kısa implantı yan yana koyarak protezle splintlemiş sonuç olarak kısa implant sayısının artması maksimum asal gerilim değerini düşürdüğü ve stresin daha çok kısa implanta yakın olan standart implant çevresinde oluştuğunu rapor etmiş ve bu durumun sebebinin uzun implantın bir kaldıracağı destek noktası gibi görev yapmasına bağlamıştır [218]. Bizim çalışmamızın sonuçlarında bu çalışmayı onaylar niteliktedir.

Kısa implantlar üzerine yapılan çalışmamız gösteriyor ki uzun implantın beklenen tahmini ömrü 40,6 yıl iken kısa implantta bu değer %6 azalarak 37,8 yıla geriliyor. Alınan sonuçlar klinik çalışmalar ile korelasyon göstermekte olup kısa implantların uzun implantlar ile beraber kullanıldığı taktirde yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, sinir lateralizasyonu gibi ileri cerrahi tekniklere çok iyi bir alternatif olacağı düşünülmektedir.

Maksilla veya mandibulada posterior bölgede oluşan rezorbsiyonun tüm ağız restorasyon planlanan hastalarda cerrahi olarak tedavi edilmesi hastalara uzamış tedavi süreci, ekstra cerrahi işlem artmış maliyet ve morbidite olarak geri dönmektedir. Bu durumu aşmak için açılı implant yerleştirilmesi, distal kantilever uygulaması ve kısa implant kullanımı sıklıkla düşünülmektedir [78, 111, 212]. 2003 yılında Malo ve ark. açıkladığı ön bölgeye 2 adet düz açılı arka bölgede 2 adet 30 veya 45 derece distale açılı olarak yerleştirilmiş toplamda 4 adet implantın kullanıldığı güncel teknik günümüzde büyük bir kitle tarafından benimsenmiştir [111, 219, 220]. Yapılan retrospektif çalışmalar maksillada bu tekniğin 5-10 yıllık takiplerinde %98 oranında başarıya mandibulada ise bu başarının %98,1 e ulaştığı bildirilmiştir [10, 221]. Bu tekniğin başarı oranı bu kadar yüksek olmasına rağmen kantilever içermesinden dolayı kemikte ve implantta stres yoğunluğunu arttırmaktadır [110]. Yapılan çalışmalarda kantileverden gelen kuvvetlerin en yakındaki dayanak tarafından karşılandığına dair fikir birliğine varılmıştır [222, 223]. Yaptığımız çalışmada bu tekniğin uygulanmasındaki kantilever dezavantajını elimine etmek için 6 numaralı diş hizasına koyduğumuz 4 mm uzunluklu 4,1 mm çaplı ekstra kısa implant; kantilever etkisini ortadan kaldırarak, ikinci keser diş ve ikinci küçük azı dişler hizasına yerleştirilen implantlardaki stres miktarını azaltmıştır. Yapılan çalışmalarda gösteriyor ki kemik miktarının ve yoğunluğunun az olduğu yerlerde kısa implantların uzun implantlar ile birlikte kullanılmaları önerilmektedir [224].

İkinci küçük azı dişe yerleştirilen açılı implant üzerinde oluşan maksimum von Mises stres değeri 91,155 Mpa' dan %66 azalarak 31,732 Mpa' a gerilemiştir. İkinci keser diş hizasında ise 53,414 Mpa' dan %61 oranında stres azalmış ve 22,309 Mpa olmuştur. Yaptığımız sonlu eleman analizi yorma testinde de bu implantlar üzerinde oluşan streslerin azalmasına bağlı olarak implantların ön görülen ömürleri; ikinci küçük azı dişte 37 yıldan %26 artışla 46,9 yıla uzamıştır. İkinci keser dişe yerleştirilen implantta ise bu değerler 39,3 yıldan %24 artış ile 48,8 yıla uzamıştır. Aldığımız bu sonuçlar kantileverin etkisinin kalkması ve sisteme eklenen fazladan implanta bağlı olduğu düşünülmektedir. Bunun yanı sıra tüm sistem göz önünde bulundurulduğunda; sisteme eklenen ekstra kısa implantın ömrünün 34,8 yıl olduğu için grubun beklenen ömrü 4 standart implant ile planlanan modelden daha kısa olduğu saptanmıştır.

Malo ve arkadaşlarına göre ideal olarak, protez için implantlar birbirine paralel yerleştirilmelidir. Bununla beraber, anatomik sınırlamalar bazen paralel olmayan implantları gerekli kılar. Açılı implant yerleştirmenin en büyük avantajı kemik ogmentasyon işlemlerine gerek duyulmaması ve bu işlemin neden olacağı ekstra maliyet ve morbiditenin önüne geçilmesidir [111]. İmplantların posteriora açılarak yerleştirilmesi, anatomik yapılara zarar vermeden daha uzun implant konulmasını sağlar.

Açılı yerleştirilen tekli implantlar kuvvetler altında eğilme hareketi yapmaya zorlanır. Bu da implantı çevreleyen kemikte stres artışına neden olur. Ancak birden fazla implantın birbirine bağlandığı protetik restorasyonlarda, eğilme kuvvetlerinin azaldığı görülmüştür [225]. Del Fabbro ve ark' nın yaptığı çalışmada ise implant başarısı ve periimplantitis açısından açılı implantlar ile aksiyal implantlar arasında fark bulamamışlardır [226]. Naini ve ark.' da benzer bir çalışmada açılı implantlar ile aksiyal implantlar arasında stres dağılımında ufak farklar saptasada, birinin diğerine üstün olmadığını rapor etmiştir [227].

İmplantlar arası mesafenin artışı total protezler için biyomekanik bir avantaj sağlar [226]. Distale açılarak implantların implantlar arası mesafesi artar böylece biyomekanik üstünlük sağlanır [228]. Ting ve arkadaşlarının yaptığı sonlu eleman analizi çalışmasında ise restorasyon boyu sabit tutularak kuvvet aynı noktadan uygulanırken distalde yer alan implantın açısı arttırıldıkça kantilever uzunluğu azalmış buna bağlı olarak kortikal kemikte oluşan stres değerleride azalmıştır. Açılı

implant yerleştirmenin bir diğer avantajı ise implantı daha uzun yerleştirebilmektir [111]. Biz modelleme yaparken implantı açıldırmanın etkilerini anlayabilmek için implantlar arası mesafeyi, implant uzunluğunu ve kantilever uzunluğunu sabit tuttuk bunun sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim düz yerleştirilen implantta 14,4 Mpa iken açılı yerleştirilen implantta %41 azalarak 8 Mpa' a gerilemiştir. Minimum asal gerilim ise düz yerleştirilen implantta -28,8 Mpa iken açılı yerleştirilen implantta %24 artarak -35,7 Mpa' a yükselmiştir. Spongios kemikte ise maksimum asal gerilim düz yerleştirilen implantta 6 Mpa iken açılı yerleştirilen implantta %11 artarak 6,7 Mpa' a artmıştır. Minimum asal gerilim ise düz yerleştirilen implantta -1,8 Mpa iken açılı yerleştirilen implantta %72 artarak -3,1 Mpa' a yükselmiştir. Alınan sonuçlar kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilim değerleri hariç literatüre paralellik göstermektedir. Görülen bu azalmanın, kemikte oblik uzanan implantın kortikal kemikten daha fazla destek aldığı için oluşan streslerin daha geniş alana dağılması sebebiyle olduğu düşünöldü.

Açılı implantlar üzerine yaptığımız bu çalışmada implantlarda oluşan von Mises değerleri düz yerleştirilen implantta 90 Mpa bulunurken açılı yerleştirilen implantta bu değer hemen hemen aynı kalmış ve 91 Mpa ölçöldü. Buna rağmen implantlarda öngörölen ömür düz yerleştirilen implantta 36 yıl iken açılı implantta bu değer sadece % 2 artarak 37 yıla uzamıştır. Bu durumun sebebinin açılı yerleştirilen implantın kortikal kemikten aldığı desteğin daha fazla olmasına bağlandı.

Himmlova ve ark. yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında implantların boy ve çap özelliklerini değiştirerek hangi etkenin implantların üzerinde oluşan stresi daha fazla etkilediğini araştırmışlardır [209]. Çalışmalarında implant çapının implant ve implant çevresinde oluşan stresin dağılımında implant uzunluğundan daha önemli bir etken olduğu ifade edilmiştir.

Silva ve ark. tam dişsiz mandibulada yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında mandibula interforaminal bölgeye yerleştirdiği 3 implant üzerine sabit protez planlamış ve bunu iki farklı çapta modellemiştir. Çalışma sonucunda çapın artışının implant ve implant çevresinde olan stresleri azaltan bir etken olduğunu belirtmiştir. Bunun sebebi olarakta implant çapının artması ile kortikal kemikte oluşan implant-kemik bağlantısının artmış olmasını göstermiştir [161]. Yapılan bir diğer çalışmada ise implantın uzunluğu, çapı ve geometrisi sonlu eleman analizi yöntemi ile incelenmiş implant çapının en önemli etken olduğu bildirilmiştir [229].

Baggi ve ark. yaptığı çalışmada ise 5 farklı implant kullanarak planladığı sonlu eleman analizi çalışmasında çapın kortikal kemik üzerindeki stresi azaltırken, implant uzunluğunun artmasının trabeküler kemik üzerindeki stresi azalttığını rapor etmiştir [36].

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde; kısa implantın kullanılmadığı grupların tamamında implantların açısı ve konumuna bakılmaksızın implantı çevreleyen kemikte stres artarken, planlanan tüm modellerde 4.1 mm olan standart implantların çapının 3.3 mm' ye düşürülmesi implantlarda oluşan stresi arttırmıştır. Stresin en fazla olduğu modeller ise kantileverli ve dar çaplı implantların kullanıldığı modellerdir. Bu modelde 4.1 çaplı implantta oluşan maksimum von Mises değeri 104 Mpa iken 3.3 mm çaplı implantta % 43 artarak 149 Mpa değerine ulaşmıştır. Kortikal kemikte ise 4.1 mm çaplı implantta oluşan stres 13.3 Mpa iken 3.3 mm çaplı implantta bu değer % 23 artarak 16.6 Mpa olmuştur. Çalışmamız literatürü destekler niteliktedir.

Tekrarlayan yüklere maruz kalan malzemelerin direnci azalır. Malzemenin kopma ve akma dirençlerinin çok altındaki gerilme değerlerinde bile malzemede kırılma meydana gelebilir, bunun nedeni yorulma olayıdır. Yorulmadan dolayı oluşacak kırılmanın ürünün neresinde ve ne zaman oluşacağını önceden kestirmek zordur [230, 231].

Sonlu elemanlar yönteminin yorulma analizlerinde kullanılması ile parçaların test işlemine tabi tutulmadan yorulma analizleri yapılabilmektedir. Dolayısıyla, birçok makine parçaları henüz imal edilmeden yorulma davranışları belirlenebilmektedir. Bu malzemelerin eksik yanları henüz modelleme aşamasında güçlendirilebilir [232].

Sonlu elemanlar yönteminin yorulma analizlerinde kullanılması mühendislik alanında oldukça eski olsa da diş hekimliği alanında güncel bir konudur. Bu yöntem alanımızda kullanarak daha maliyetli ve daha fazla zaman alan çalışmaları daha hızlı ve daha az maliyetle gerçekleştirebiliriz.

Prados-Privado ve arkadaşlarının 2018' de yaptığı çalışmada 30 mors taper bağlantılı 30 tane internal heksagonal bağlantıya sahip 60 adet titanyum (grade 4) implantı farklı seviyelerde akrilik bloklara gömerek oblik kuvvetler uygulayarak kırma testi uygulamıştır. Aynı şekilde tasarlanan modellere de sonlu eleman analizi yöntemi kullanarak statik yükleme yapılmış. Yapılan deneysel incelemeden alınan sonuçlar

ve sonlu eleman analizinde alınan sonuçlar birbirine benzer olduğu rapor edilmiş. [233].

*Yuanyuan Duan* ise 2018 de yaptığı çalışmada sonlu eleman analizi ile deneysel ortamda yapılan statik yüklemelerin birbiri ile benzer sonuçlar gösterdiğini, mekanik kuvvet altında implantlarda oluşan deformasyon ile sonlu eleman analizindeki stres birikim alanlarının aynı olduğunu saptamıştır [234].

Cinel ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Ti ve Ti-Zr' dan imal edilmiş dar çaplı implantlar kullanarak tasarladıkları sonlu eleman analizi modellerine oblik ve dikey kuvvetler uygulayarak yaptıkları çalışmada en kısa ömürlü implantların mandibulada konumlandırılan oblik yük altındaki Ti implantlar olduğunu rapor etmişlerdir [193].

İn vitro ortamda yapılan yorulma testleri uzun çevrimlerde oldukça uzun süren testlerdir. Bu nedenle in vitro çalışmalarda süreci kısaltmak için çigneme frekansı arttırılabilir ancak bu durum istenmeyen termal etkilere neden olabilir. Çalışmamız dijital ortamda gerçekleştirildiği için bizim bu frekans konusunda bir değişiklik yapmamıza gerek kalmamıştır. Bu durum kullandığımız yöntemin bir avantajıdır. Çalışmamızda tahmini yıllık ömrü hesaplamak için elde edilen siklus sayısı daha önce ki çalışmalarda belirtilen yıllık çigneme siklusu olan 383250' ye bölerek elde edilmiştir [165].

Yaptığımız çalışma sonucunda en kısa ömür yaklaşık 11 milyon siklusla 6 adet 3.3 mm çaplı implantın kullanıldığı kantileverli proteze sahip olan 2. gruptur. Tahmini en uzun ömürlü model ise 15,5 milyon siklusla 6 adet 4.1 mm çaplı implant kullanılan kantileversiz gruptur. Çalışmayı daha detaylı incelediğimiz zaman elde edilen ortalama ömür oldukça yüksektir. Bunun sebebinin kullandığımız Ti-Zr materyalinden elde edilen implantların sık kullanılan Ti implantlardan daha yüksek gerilme direncine sahip olmasından dolayıdır [193]. Bunun yanı sıra implant çapının azalması implantların ömrünü kısaltmıştır.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda atrofik mandibulada planlanan 4 veya 6 implant destekli sabit tüm çene restorasyonlarda kantilever varlığını, kısa ve açılı implant kullanımının implant gövdesi ve çevreleyen dokulardaki stres değişimine etkisinin yanı sıra dinamik yüklemeler altında implant gövdesinde oluşabilecek deformasyonun en erken nerede ve ne zaman oluşacağı incelenmiştir.

Yaptığımız çalışmada, mühendislik alanında daha sık kullanılan bir teknik olan sonlu eleman analizi metodu ile statik ve dinamik yükleme yaparak kurguladığımız modeller arasında sayısal olarak olmasada oransal olarak bir kıyaslama yaparak mevcut klinik duruma en uygun olan tedavi seçeneğinin belirlenmesine ışık tutulmuştur.

Çalışmamızda mandibulada yapılan tüm çene sabit restorasyonlarda standart bir klinik durumda uygulanabilecek tedavi seçeneklerini kendi içerisinde ve birbiri arasında değerlendirilebilmesi hedeflenmiştir. Çalışmada kullanılan materyallerin ve dokuların mekanik özellikler daha önceden yapılan çalışmalardan faydalanılarak gerçeğe en yakın sonuçları veren analizler yapılmaya çalışılmıştır. Buna rağmen anatomik yapıdaki ve kullanılan materyaldeki değişiklikler tam olarak gerçek değerlerden farklılık gösterebilir. İmplantların % 100 osseointegre kabul edilmesi, modellenen kemiğin izotropik kabul edilmesi materyaller arasında sürtünmenin ihmal edilmesi gibi var sayımlar alınan sonuçları olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle çalışmamız farklı implant materyalleri ve implant çapları gibi değişkenler göz önünde bulundurarak in vivo ve in vitro çalışmalar ile desteklenmelidir.

- İmplant destekli tüm çene sabit restorasyonlarda birçok farklı metod güvenle kullanılabilir. Ancak implant sayısını ve çapını arttırarak olabildiğince yüksek sayıda implant kullanmak yapılan tedavinin uzun ömürlülüğünü arttırmaktadır.
- Oluşan stresler en çok sırası ile implant boyun bölgesi, implant boyun bölgesini saran kortikal kemik ve spongiöz kemikte oluşmaktadır.

- Okluzal yüklemenin yapıldığı bölgeye yakın olan en distalde bulunan implantlarda ve çevresindeki destek dokuda stres daha yoğun ve elde edilen değerler daha yüksektir.
- Kantilever varlığı stresi arttıran ve implant ömrünü kısaltan en önemli etkenlerden biridir. Buna rağmen elde edilen değerler rezorbsiyon için öngörülen değerlerden oldukça düşüktür. Bu nedenle kantilever protez planlamalarında güvenle kullanılabilir.
- Kantilever etkisini azaltmak için kısa implantlar mandibulada güvenle kullanılabilir.
- Atrofik mandibulada distal açılı implant kullanarak yapılan restorasyonlar ile dik açı ile yerleştirilen implantlar arasında klinik olarak önemli bir fark yoktur.
- İmplant çapında ki azalma implant gövdesinde ve implantı çevreleyen kortikal kemikte oluşan stresi arttırmakta bu durumda implant gövdesinin ön görülen ömrünü kısaltmaktadır.

## KAYNAKLAR

- [1] Misch, C. E. (2004). *Dental implant prosthetics*. 1<sup>th</sup> ed. Michigan: Elsevier Mosby. 656.
- [2] Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., . . . Valavanis, D. K. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent.* 17(1), 5-15.
- [3] Norton, M. (2006). *The history of dental implants*. New York: US Dentistry.
- [4] Cochran, D. L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: a consensus report Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 2.* 11, 33-58.
- [5] Sagat, G., Yalcin, S., Gultekin, B. A., and Mijiritsky, E. (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent.* 19(6), 498-508.
- [6] Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., and Kirita, T. (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *J Prosthodont Res.* 61(2), 123-132.
- [7] Testori, T., Del Fabbro, M., Capelli, M., Zuffetti, F., Francetti, L., and Weinstein, R. L. (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 19(3), 227-232.
- [8] Passaretti, A., Petroni, G., Miracolo, G., Savoia, V., Perpetuini, A., and Cicconetti, A. (2018). Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. *J Prosthodont Res.* 62(2), 264-267.
- [9] Pieri, F., Forlivesi, C., Caselli, E., and Corinaldesi, G. (2017). Short implants (6mm) vs. vertical bone augmentation and standard-length implants (>/=9mm) in atrophic posterior mandibles: a 5-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 46(12), 1607-1614.
- [10] Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M., and Molina, G. J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc.* 142(3), 310-320.
- [11] Shah, S. N., Chung, J., Kim, D. M., and Machtei, E. E. (2018). Can extra-short dental implants serve as alternatives to bone augmentation? A preliminary longitudinal randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int.* 49(8), 635-643.

- [12] **Kim, P., Ivanovski, S., Latcham, N., and Mattheos, N.** (2014). The impact of cantilevers on biological and technical success outcomes of implant-supported fixed partial dentures. A retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 25(2), 175-184.
- [13] **Karabudak, F., Zamanlou, H., Yeşildal, R., Bayındır, F., and Şen, S.** (2014). Düz Ve Açılı Abutmentlere Sahip Titanyum Ve Zirkonyum Dental İmplantların Gerilme Analizlerinin Karşılaştırılması. *Engineer & the Machinery Magazine*,(652).
- [14] **Block, M. and Kent, J.** (1995). *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction.* 1<sup>th</sup> ed. Philadelphia: WB Saunders. 3-103.
- [15] **Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., and Branemark, P. I.** (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 10(6), 387-416.
- [16] **Newman, M. G., Takei, H., Klokkevoold, P. R., and Carranza, F. A.** (2011). *Carranza's clinical periodontology.* Oxford: Elsevier health sciences.
- [17] **Geçkili, E.** (2014). *Mandibular tam protezleri destekleyen iki farklı implantın çevresindeki marjinal kemik kaybının ve kemik içi stabilite değerlerinin incelenmesi.* (Doktora Tezi). İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. Retrieved from <http://acikerisim.istanbul.edu.tr/handle/123456789/29748>
- [18] **Andreiotelli, M., Wenz, H. J., and Kohal, R. J.** (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 20 Suppl 4, 32-47.
- [19] **Chiapasco, M., Casentini, P., Zaniboni, M., Corsi, E., and Anello, T.** (2012). Titanium-zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid((R))) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* 23(10), 1136-1141.
- [20] **Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J., Kuiper, C., and Raghoobar, G. M.** (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 15(4), 240-248.
- [21] **Schroeder A, Sutter F, and G, K.** (1991). *Oral Implantology.* New York: Thime Medical Pub.
- [22] **Garefis, P. N.** (1978). Complete mandibular subperiosteal implants for edentulous mandibles. *J Prosthet Dent.* 39(6), 670-677.
- [23] **Thomas DT and RL., W.** (2014). *Dental Implants: Are They for Me.* University of Connecticut Health Center.
- [24] **Frank, A. L.** (1967). Improvement of the crown-root ratio by endodontic endosseous implants. *J Am Dent Assoc.* 74(3), 451-462.
- [25] **Görgül, G.** (1988). Endodontik İmplantlar. *Acta Odontologica Turcica.* 5(2), 99-210.
- [26] **Türker M and S., Y.** (1997). *Oral İmplantoloji In; Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi,* ed. BirinciBaskı. Ankara: Atlas Kitapçılık Ticaret Limited Şirketi.
- [27] **Singh, P. P. and Cranin, A. N.** (2007). *Atlas of Oral Implantology.* 3 ed. Missouri: Mosby.
- [28] **Brunski, J. B.** (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 3(2), 85-97.
- [29] **Binon, P. P.** (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15(1), 76-94.

- [30] **Jimbo, R., Tovar, N., Anchieta, R. B., Machado, L. S., Marin, C., Teixeira, H. S., and Coelho, P. G.** (2014). The combined effects of undersized drilling and implant macrogeometry on bone healing around dental implants: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 43(10), 1269-1275.
- [31] **Chowdhary, R., Halldin, A., Jimbo, R., and Wennerberg, A.** (2013). Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded in a condition of immediately after placement and on osseointegration—an FEA study. *Implant dentistry.* 22(1), 91-96.
- [32] **Albrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., Engevall, S., Engquist, B., Eriksson, A. R., . . . et al.** (1988). Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol.* 59(5), 287-296.
- [33] **Rieger, M. R., Adams, W. K., Kinzel, G. L., and Brose, M. O.** (1989). Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 62(4), 436-440.
- [34] **Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., and Wright, R. F.** (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 94(4), 377-381.
- [35] **Ivanoff, C. J., Sennerby, L., Johansson, C., Rangert, B., and Lekholm, U.** (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 26(2), 141-148.
- [36] **Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., and 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. *J Prosthet Dent.* 100(6), 422-431.
- [37] **Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., and 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.
- [38] **Siamos, G., Winkler, S., and Boberick, K. G.** (2002). The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology.* 28(2), 67-73.
- [39] **Ettinger, R. L., Spivey, J. D., Han, D.-H., and Koobusch, G. F.** (1993). Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 8(4).
- [40] **Hsu, J. T., Fuh, L. J., Lin, D. J., Shen, Y. W., and Huang, H. L.** (2009). Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Periodontol.* 80(7), 1125-1132.
- [41] **Misch, C. E.** (2007). *Contemporary implant dentistry-E-Book.* Elsevier Health Sciences.
- [42] **Winkler, S., Morris, H. F., and Ochi, S.** (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of periodontology.* 5(1), 22-31.

- [43] Kong, L., Sun, Y., Hu, K., Li, D., Hou, R., Yang, J., and Liu, B. (2008). Bivariate evaluation of cylinder implant diameter and length: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 17(4), 286-293.
- [44] Ivanoff, C. J., Grondahl, K., Sennerby, L., Bergstrom, C., and Lekholm, U. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14(2), 173-180.
- [45] Bidez, M. W. and Misch, C. E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1(4), 289-294.
- [46] Albrektsson, T. and Zarb, G. A. (1993). Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 6(2), 95-105.
- [47] Siegle, D. and Soltesz, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 4(4), 333-340.
- [48] Lazzara, R., Celletti, R., Etienne, D., Jansen, C., and Donath, K. (2004). *Clinical manual of implant dentistry.* Oxford University Press New York.
- [49] Tosun, T., Karabuda, C., and Cuhadaroglu, C. (2003). Evaluation of sleep bruxism by polysomnographic analysis in patients with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18(2), 286-292.
- [50] Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L. T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation.* Quintessence Pub Co.
- [51] Davarpanah, M., Martínez, H., Kebir, M., and Tecucianu, J. (2004). Oral implantoloji klinik el kitabı. *İmplant Tedavi Planı.* 1, 20-21.
- [52] Vermeeren, J. I., Wismeijer, D., and van Waas, M. A. (1996). One-step reconstruction of the severely resorbed mandible with onlay bone grafts and endosteal implants. A 5-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 25(2), 112-115.
- [53] Jensen, O. T., Kuhlke, L., Bedard, J. F., and White, D. (2006). Alveolar segmental sandwich osteotomy for anterior maxillary vertical augmentation prior to implant placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 64(2), 290-296.
- [54] Esposito, M., Hirsch, J., Lekholm, U., and Thomsen, P. (1999). Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14(4), 473-490.
- [55] Davarpanah, M., Martinez, H., Tecucianu, J. F., Celletti, R., and Lazzara, R. (2000). Small-diameter implants: indications and contraindications. *J Esthet Dent.* 12(4), 186-194.
- [56] Goiato, M. C., dos Santos, D. M., Santiago, J. F., Jr., Moreno, A., and Pellizzer, E. P. (2014). Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 43(9), 1108-1116.
- [57] Ikebe, K., Wada, M., Kagawa, R., and Maeda, Y. (2009). Is old age a risk factor for dental implants? *Japanese Dental Science Review.* 45(1), 59-64.
- [58] Schropp, L., Wenzel, A., Kostopoulos, L., and Karring, T. (2003). Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 23(4), 313-323.

- [59] **Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y., and Dubruille, J. H.** (1998). Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 43(2), 192-203.
- [60] **Attard, N. J. and Zarb, G. A.** (2005). Immediate and early implant loading protocols: a literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent.* 94(3), 242-258.
- [61] **Cawood, J. I. and Howell, R. A.** (1991). Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 20(2), 75-82.
- [62] **Cawood, J. I. and Howell, R. A.** (1988). A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 17(4), 232-236.
- [63] **Eufinger, H., Gellrich, N. C., Sandmann, D., and Dieckmann, J.** (1997). Descriptive and metric classification of jaw atrophy. An evaluation of 104 mandibles and 96 maxillae of dried skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 26(1), 23-28.
- [64] **Norton, M. R. and Gamble, C.** (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clinical oral implants research.* 12(1), 79-84.
- [65] **Branemark, P.** (1985). *Introduction to Osseointegration: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc.
- [66] **Juodzbaly, G. and Kubilius, M.** (2013). Clinical and radiological classification of the jawbone anatomy in endosseous dental implant treatment. *J Oral Maxillofac Res.* 4(2), e2.
- [67] **Friberg, B., Sennerby, L., Meredith, N., and Lekholm, U.** (1999). A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: a 20-month clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery.* 28(4), 297-303.
- [68] **Stoppie, N., Pattijn, V., Van Cleynenbreugel, T., Wevers, M., Vander Sloten, J., and Naert, I.** (2005). Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 8(S1), 261-262.
- [69] **Holmquist, P., Dasmah, A., Sennerby, L., and Hallman, M.** (2008). A new technique for reconstruction of the atrophied narrow alveolar crest in the maxilla using morselized impacted bone allograft and later placement of dental implants. *Clinical implant dentistry and related research.* 10(2), 86-92.
- [70] **Frost, H. M.** (1964). *The Laws of Bone Structure.* Springfield IL. *Charles C. Thomas.*
- [71] **Weinstein, R., Agliardi, E., Fabbro, M. D., Romeo, D., and Francetti, L.** (2012). Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(3), 434-441.
- [72] **Turkyilmaz, I., Company, A. M., and McGlumphy, E. A.** (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology.* 27(1), 3-10.

- [73] **Brusati, R., Chiapasco, M., and Ronchi, P.** (1997). Riabilitazione dei mascellari atrofici mediante: trapianti ossei, osteotomie, impianti. *Dental cadmos*. 13, 11-45.
- [74] **Chiapasco, M., Casentini, P., and Zaniboni, M.** (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24 Suppl(Suppl), 237-259.
- [75] **Thomason, J., Kelly, S., Bendkowski, A., and Ellis, J.** (2012). Two implant retained overdentures—A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of dentistry*. 40(1), 22-34.
- [76] **Morrison, A., Chiarot, M., and Kirby, S.** (2002). Mental nerve function after inferior alveolar nerve transposition for placement of dental implants. *J Can Dent Assoc*. 68(1), 46-50.
- [77] **Smiler, D. G.** (1993). Repositioning the inferior alveolar nerve for placement of endosseous implants: technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 8(2), 145-150.
- [78] **Romanos, G. E., Gupta, B., and Eckert, S. E.** (2012). Distal cantilevers and implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 27(5), 1131-1136.
- [79] **Gallucci, G. O., Doughtie, C. B., Hwang, J. W., Fiorellini, J. P., and Weber, H. P.** (2009). Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*. 20(6), 601-607.
- [80] **Vigolo, P. and Givani, A.** (2000). Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent*. 84(1), 50-54.
- [81] **Gentile, M. A., Chuang, S. K., and Dodson, T. B.** (2005). Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 20(6), 930-937.
- [82] **Testori, T., Weinstein, R., and Wallace, S.** (2009). *Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment*. Quintessence Publ.
- [83] **Chen, S. T. and Buser, D.** (2009). Clinical and esthetic outcomes of implants placed in postextraction sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24 Suppl, 186-217.
- [84] **Renouard, F. and Nisand, D.** (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*. 17 Suppl 2(S2), 35-51.
- [85] **Hagi, D., Deporter, D. A., Pilliar, R., and Arenovich, T.** (2004). A targeted review of study outcomes with short ( $\leq 7$  mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *Journal of periodontology*. 75(6), 798-804.
- [86] **Nisand, D. and Renouard, F.** (2014). Short implant in limited bone volume. *Periodontol 2000*. 66(1), 72-96.
- [87] **Gonzalez-Serrano, J., Molinero-Mourelle, P., Pardal-Pelaez, B., Saez-Alcaide, L. M., Ortega, R., and Lopez-Quiles, J.** (2018). Influence of short implants geometry on primary stability. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 23(5), e602-e607.
- [88] **Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P., and Barquins, M.** (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res*. 5(4), 254-262.
- [89] **Glantz, P. O. and Nilner, K.** (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontol 2000*. 17(1), 119-124.

- [90] Griffin, T. J. and Cheung, W. S. (2004). The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *The Journal of prosthetic dentistry*. 92(2), 139-144.
- [91] Nedir, R., Bischof, M., Briaux, J. M., Beyer, S., Szmukler-Moncler, S., and Bernard, J. P. (2004). A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res*. 15(2), 150-157.
- [92] Misch, C. E., Steingra, J., Barboza, E., Misch-Dietsh, F., Cianciola, L. J., and Kazor, C. (2006). Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 77(8), 1340-1347.
- [93] Anitua, E. and Orive, G. (2010). Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol*. 81(6), 819-826.
- [94] Slotte, C., Gronningsaeter, A., Halmoy, A. M., Ohrnell, L. O., Stroh, G., Isaksson, S., . . . Embring, J. (2012). Four-millimeter implants supporting fixed partial dental prostheses in the severely resorbed posterior mandible: two-year results. *Clin Implant Dent Relat Res*. 14 Suppl 1, e46-58.
- [95] Telleman, G., Raghoobar, G. M., Vissink, A., Den Hartog, L., Huddleston Slater, J. J., and Meijer, H. J. (2011). A systematic review of the prognosis of short (< 10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *Journal of clinical periodontology*. 38(7), 667-676.
- [96] Morand, M. and Irinakis, T. (2007). The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*. 33(5), 257-266.
- [97] Bahat, O. (2000). Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 15(5), 646-653.
- [98] Fugazzotto, P. A., Beagle, J. R., Ganeles, J., Jaffin, R., Vlassis, J., and Kumar, A. (2004). Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of periodontology*. 75(2), 327-332.
- [99] Langer, B., Langer, L., Herrmann, I., and Jorneus, L. (1993). The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 8(4), 400-408.
- [100] Petrie, C. S. and 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. *Clin Oral Implants Res*. 16(4), 486-494.
- [101] Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., and Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 18(3), 357-368.

- [102] **Kido, H., Schulz, E. E., Kumar, A., Lozada, J., and Saha, S.** (1997). Implant diameter and bone density: effect on initial stability and pull-out resistance. *J Oral Implantol.* 23(4), 163-169.
- [103] **Scurria, M. S., Morgan, Z. V. t., Guckes, A. D., Li, S., and Koch, G.** (1998). Prognostic variables associated with implant failure: a retrospective effectiveness study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13(3), 400-406.
- [104] **Ash, M.** (1993). Anatomy of premolars and molars. *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion, 7th ed. Philadelphia, Pa: Saunders,* 195-291.
- [105] **Rokni, S., Todescan, R., Watson, P., Pharoah, M., Adegbenbo, A. O., and Deporter, D.** (2005). An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous-surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 20(1), 69-76.
- [106] **Rangert, B. R., Sullivan, R. M., and Jemt, T. M.** (1997). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 12(3), 360-370.
- [107] **Tawil, G., Aboujaoude, N., and Younan, R.** (2006). Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21(2), 275-282.
- [108] **Misch, C.** (2014). *Dental Implant Prosthetics.* 2<sup>nd</sup> ed. St. Louis: Mosby.
- [109] **Rangert, B., Jemt, T., and Jorneus, L.** (1989). Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 4(3), 241-247.
- [110] **Sertgoz, A. and Guvener, S.** (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 76(2), 165-169.
- [111] **Maló, P., Rangert, B., and Nobre, M.** (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research.* 5, 2-9.
- [112] **Malhotra, A. O., Padmanabhan, T. V., Mohamed, K., Natarajan, S., and Elavia, U.** (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J.* 57(4), 440-445.
- [113] **Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A., and Francetti, L.** (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 24(3), 511-517.
- [114] **Patzelt, S. B., Bahat, O., Reynolds, M. A., and Strub, J. R.** (2014). The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 16(6), 836-855.
- [115] **Fazi, G., Tellini, S., Vangi, D., and Branchi, R.** (2011). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26(4), 752-759.
- [116] **Kim, K. S., Kim, Y. L., Bae, J. M., and Cho, H. W.** (2011). Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26(5), 976-984.

- [117] **Christopher, B., Ho, C., and Hons, B.** (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the " All-on-4" immediate function concept. *Australasian Dental Practice*, 138-148.
- [118] **Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S., and Abusaad, M.** (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 8(10), ZE16.
- [119] **Akca, K. and Iplikcioglu, H.** (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*. 29(4), 350-356.
- [120] **Cowin, S. C.** (2001). *Bone mechanics handbook*. CRC press.
- [121] **Byrne, G.** (2014). *Fundamentals of implant dentistry*. John Wiley & Sons.
- [122] **Rieger, M. R., Mayberry, M., and Brose, M. O.** (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 63(6), 671-676.
- [123] **Chun, H. J., Cheong, S. Y., Han, J. H., Heo, S. J., Chung, J. P., Rhyu, I. C., . . . Kim, M. H.** (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 29(6), 565-574.
- [124] **Weinberg, L. A.** (1993). The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 8(1), 19-31.
- [125] **Geng, J. P., Tan, K. B., and Liu, G. R.** (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 85(6), 585-598.
- [126] **Duyck, J., Ronold, H. J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten, J., and Ellingsen, J. E.** (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*. 12(3), 207-218.
- [127] **Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., and Takashima, F.** (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*. 14(1), 97-102.
- [128] **Carr, A. B. and Laney, W. R.** (1987). Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2(2), 101-108.
- [129] **Braun, S., Bantleon, H.-P., Hnat, W. P., Freudenthaler, J. W., Marcotte, M. R., and Johnson, B. E.** (1995). A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist*. 65(5), 367-372.
- [130] **Dean, J. S., Throckmorton, G. S., Ellis, E., 3rd, and Sinn, D. P.** (1992). A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg*. 50(12), 1284-1288.
- [131] **An, Y. H. and Draughn, R. A.** (1999). *Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics*, in *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC Press. p. 37-54.
- [132] **Rodgers, M. M. and Cavanagh, P. R.** (1984). Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Phys Ther*. 64(12), 1886-1902.
- [133] **Wiesel, S. W. and Delahay, J. N.** (2001). *Principles of orthopaedic medicine and surgery*. Saunders.

- [134] **Turner, C. H. and Burr, D. B.** (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*. 14(4), 595-608.
- [135] **Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., and Aksu, L.** (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1. baskı. *Ankara: AÜ.*
- [136] **Powers, J. and Sakaguchi, R.** (2006). Cements. *Craig's Restorative Dental Materials*. 481.
- [137] **Phillips, R.** (1991). Skinner's. *Science of Dental Materials*. 9th ed. Philadelphia: WB Saunders.
- [138] **O'Mahony, A. M., Williams, J. L., and Spencer, P.** (2001). Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Implants Res*. 12(6), 648-657.
- [139] **Ulusoy, M. and AK, A.** (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Cilt I. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın,(23)*, 487-509.
- [140] **Eskitaşcioğlu, G. and Yurdukoru, B.** (1995). Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 22, 201-205.
- [141] **Adıgüzel, Ö.** (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 11(18-23).
- [142] **Craig, R. G., Welker, D., Rothaut, J., Krumbholz, K. G., Stefan, K. P., Dermann, K., . . . Borchert, M.** (2000). Dental materials. *Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry*.
- [143] **Aydın, C., Yaluğ, S., Yılmaz, C., and Demirel, E.** (1995). Metal Destekli Ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem İle Kuvvet Dağılımının İncelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 1995(2).
- [144] **Cehreli, M., Sahin, S., and Akca, K.** (2004). Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 32(2), 123-132.
- [145] **Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., and Holst, A.** (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 17(2), 50-57.
- [146] **Farah, J. W., Craig, R. G., and Meroueh, K. A.** (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*. 15(6), 615-624.
- [147] **Outwater, C. and Van Hamersveld, E.** (1974). *Guide to practical holography*. Pentangle Press.
- [148] **Van Staden, R. C., Guan, H., and Loo, Y. C.** (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 9(4), 257-270.
- [149] **Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S., and Richter, J.** (1995). Implantology: color atlas of dental medicine. *Thieme Medical Publishers, Inc., New York*. 114, 261-264.
- [150] **Moaveni, S.** (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*. Pearson Education India.
- [151] **Baiamonte, T., Abbate, M. F., Pizzarello, F., Lozada, J., and James, R.** (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol*. 22(2), 104-110.

- [152] Yue, X. (2010). *Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater*, in *Finite Element Analysis*. InTech.
- [153] Lin, D., Li, Q., Li, W., and Swain, M. (2009). Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2(5), 410-432.
- [154] Koriotoh, T. and Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine.* 8(1), 90-104.
- [155] Korkmaz, H. H. (2007). Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 103(6), e1-13.
- [156] Teixeira, E. R., Sato, Y., Akagawa, Y., and Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 25(4), 299-303.
- [157] Stellingsma, K., Bouma, J., Stegenga, B., Meijer, H. J., and Raghoobar, G. M. (2003). Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures. A prospective, comparative study. *Clin Oral Implants Res.* 14(2), 166-172.
- [158] Grandin, H. M., Berner, S., and Dard, M. (2012). A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials.* 5(8), 1348-1360.
- [159] Akca, K., Eser, A., Cavusoglu, Y., Sagirkaya, E., and Cehreli, M. C. (2015). Numerical assessment of bone remodeling around conventionally and early loaded titanium and titanium-zirconium alloy dental implants. *Med Biol Eng Comput.* 53(5), 453-462.
- [160] Wu, D., Tian, K., Chen, J., Jin, H., Huang, W., and Liu, Y. (2015). A further finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Computational and mathematical methods in medicine.* 2015.
- [161] Silva-Neto, J. P., Pimentel, M. J., Neves, F. D., Consani, R. L., and Santos, M. B. (2014). Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz Oral Res.* 28, 67-73.
- [162] Gultekin, B. A., Gultekin, P., and Yalcin, S. (2012). *Application of finite element analysis in implant dentistry*, in *Finite element analysis-New trends and Developments*. IntechOpen.
- [163] Guven, S., Atalay, Y., Asutay, F., Ucan, M. C., Dundar, S., Karaman, T., and Gunes, N. (2015). Comparison of the effects of different loading locations on stresses transferred to straight and angled implant-supported zirconia frameworks: a finite element method study. *Biotechnology & Biotechnological Equipment.* 29(4), 766-772.
- [164] Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., and 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. *J Prosthet Dent.* 91(2), 144-150.

- [165] **Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S., and Miyakawa, O.** (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 88(6), 604-610.
- [166] **Hasan, I., Heinemann, F., Aitlahrach, M., and Bourauel, C.** (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl).* 55(6), 341-350.
- [167] **Üstün, Ö.** (2008). *Laminate veneerlerde termal ve yüklenme kuvvetlerinin oluşturduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi.* Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,
- [168] **Zinsli, B., Sagesser, T., Mericske, E., and Mericske-Stern, R.** (2004). Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(1), 92-99.
- [169] **Kobayashi, E., Matsumoto, S., Doi, H., Yoneyama, T., and Hamanaka, H.** (1995). Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *Journal of biomedical materials research.* 29(8), 943-950.
- [170] **Gottlow, J., Dard, M., Kjellson, F., Obrecht, M., and Sennerby, L.** (2012). Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(4), 538-545.
- [171] **Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J. P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., . . . Lang, N. P.** (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 8(3), 161-172.
- [172] **Bornstein, M. M., Schmid, B., Belser, U. C., Lussi, A., and Buser, D.** (2005). Early loading of non-submerged titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface. 5-year results of a prospective study in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* 16(6), 631-638.
- [173] **Klein, M. O., Schiegnitz, E., and Al-Nawas, B.** (2014). Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 29 Suppl, 43-54.
- [174] **Holmquist, P., Dasmah, A., Sennerby, L., and Hallman, M.** (2008). A new technique for reconstruction of the atrophied narrow alveolar crest in the maxilla using morselized impacted bone allograft and later placement of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 10(2), 86-92.
- [175] **Raviv, E., Turcotte, A., and Harel-Raviv, M.** (2010). Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence Int.* 41(7), 575-579.
- [176] **Narby, B., Kronstrom, M., Soderfeldt, B., and Palmqvist, S.** (2008). Changes in attitudes toward desire for implant treatment: a longitudinal study of a middle-aged and older Swedish population. *Int J Prosthodont.* 21(6), 481-485.
- [177] **Yoshida, N., Koga, Y., Kobayashi, K., Yamada, Y., and Yoneda, T.** (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Med Eng Phys.* 22(4), 293-300.

- [178] **Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W., and Watzek, G.** (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 13(6), 657-665.
- [179] **Atieh, M. A., Zadeh, H., Stanford, C. M., and Cooper, L. F.** (2012). Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 27(6), 1323-1331.
- [180] **Bozkaya, D., Muftu, S., and Muftu, A.** (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 92(6), 523-530.
- [181] **Di Fiore, A., Vigolo, P., Sivoletta, S., Cavallin, F., Katsoulis, J., Monaco, C., and Stellini, E.** (2019). Influence of Crown-to-Implant Ratio on Long-Term Marginal Bone Loss Around Short Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 34(4), 992-998.
- [182] **Koca, O. L., Eskitascioglu, G., and 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. *J Prosthet Dent.* 93(1), 38-44.
- [183] **DeHoff, P. H. and Anusavice, K. J.** (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res.* 63(11), 1327-1331.
- [184] **Tiossi, R., Vasco, M. A., Lin, L., Conrad, H. J., Bezzon, O. L., Ribeiro, R. F., and Fok, A. S.** (2013). Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dental Materials.* 29(7), 788-796.
- [185] **Iplikcioglu, H., Akca, K., Cehreli, M. C., and Sahin, S.** (2003). Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18(2), 258-265.
- [186] **Assuncao, W. G., Barao, V. A., Tabata, L. F., Gomes, E. A., Delben, J. A., and dos Santos, P. H.** (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 20(4), 1173-1177.
- [187] **Çankaya, Ö.** (2005). *Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi.* (Doktora Tezi). İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Oral İmplantoloji Anabilim Dalı, İstanbul. Retrieved from <http://nek.istanbul.edu.tr:4444/ekos/TEZ/40143.pdf>
- [188] **Fischer, H., Weber, M., and Marx, R.** (2003). Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res.* 82(3), 238-242.
- [189] **Korkmaz, T.** (1995). *İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Halogrofik Interferometre Yöntemi ile İncelenmesi.* (Doktora Tezi). Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.

- [190] Darendeliler, M. A., Chiarini, M., and Joho, J. P. (1993). Early class III treatment with magnetic appliances. *J Clin Orthod.* 27(10), 563-569.
- [191] Mammadzada, S. (2009). *İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi.* (Doktora Tezi). Ege Üniversitesi, İzmir.
- [192] Çelik, E. (2012). *Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi.* (Doktora tezi). Ankara Üniversitesi, Ankara
- [193] Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E., and Sahin, O. (2018). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 119(3), 417-425.
- [194] Laurell, L. and Lundgren, D. (1984). A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. *J Oral Rehabil.* 11(1), 39-44.
- [195] Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P., and Preti, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13(3), 369-376.
- [196] Kohal, R. J., Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Tripodakis, A., and Strub, J. R. (2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont.* 15(2), 189-194.
- [197] de la Rosa Castolo, G., Guevara Perez, S. V., Arnoux, P. J., Badih, L., Bonnet, F., and Behr, M. (2019). Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach. *J Prosthet Dent.* 121(3), 546 e541-546 e510.
- [198] Özyılmaz, E. (2011). *Üst çene tasarımı ve dental implantların statik analizi.*
- [199] Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Nemoto, K., and Aida, M. (2005). Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J.* 24(2), 219-224.
- [200] Özgövde, N. O. (2003). *Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü profitez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi.* (Doktora Tezi). İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. Retrieved from <http://acikerisim.istanbul.edu.tr/handle/123456789/9732>
- [201] Kurşunoğlu, S. (2011). *Osseoentegre İmplantlarda; İmplant Boyu ve Çapının Stres Dağılımı Üzerine Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İncelenmesi.* (Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeler). Ankara Üniversitesi Ankara
- [202] Tabata, L. F., Rocha, E. P., Barao, V. A., and Assuncao, W. G. (2011). Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26(3), 482-491.
- [203] Pimentel, A. C., Sanches, M. A., Ramalho, G. C., Roman-Torres, C. V., Manzi, M. R., and Sendyk, W. R. (2016). Lateralization Technique and Inferior Alveolar Nerve Transposition. *Case Rep Dent.* 2016, 4802637.

- [204] **Cucchi, A., Vignudelli, E., Napolitano, A., Marchetti, C., and Corinaldesi, G.** (2017). Evaluation of complication rates and vertical bone gain after guided bone regeneration with non-resorbable membranes versus titanium meshes and resorbable membranes. A randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 19(5), 821-832.
- [205] **Al-Johany, S. S.** (2019). Survival Rates of Short Dental Implants ( $\leq 6.5$  mm) Placed in Posterior Edentulous Ridges and Factors Affecting their Survival after a 12-Month Follow-up Period: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 34(3), 605-621.
- [206] **Liu, T., Mu, Z., Yu, T., Wang, C., and Huang, Y.** (2019). Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 22(6), 585-594.
- [207] **Chrcanovic, B. R., Kisch, J., Albrektsson, T., and Wennerberg, A.** (2017). Analysis of risk factors for cluster behavior of dental implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res.* 19(4), 632-642.
- [208] **Brizuela-Velasco, A., Perez-Pevida, E., Jimenez-Garrudo, A., Gil-Mur, F. J., Manero, J. M., Punset-Fuste, M., . . . Monticelli, F.** (2017). Mechanical Characterisation and Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. *Biomed Res Int.* 2017, 2785863.
- [209] **Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A., and Konvickova, S.** (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 91(1), 20-25.
- [210] **Merdji, A., Bouiadjra, B. B., Chikh, B. O., Mootanah, R., Aminallah, L., Serier, B., and Muslih, I.** (2012). Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. *Materials & Design (1980-2015).* 36, 705-713.
- [211] **Natali, A.** (2003). *Dental Biomechanics.* London, UK and New York, USA: Taylor and Francis Group.
- [212] **Romanos, G. E., Gupta, B., Gaertner, K., and Nentwig, G. H.** (2014). Distal cantilever in full-arch prostheses and immediate loading: a retrospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 29(2), 427-431.
- [213] **Rodriguez, A. M., Aquilino, S. A., Lund, P. S., Ryther, J. S., and Southard, T. E.** (1993). Evaluation of strain at the terminal abutment site of a fixed mandibular implant prosthesis during cantilever loading. *Journal of Prosthodontics.* 2(2), 93-102.
- [214] **Topkaya, T. and 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. *J Biomech.* 48(10), 2102-2109.
- [215] **Annibali, S., Cristalli, M. P., Dell'Aquila, D., Bignozzi, I., La Monaca, G., and Piloni, A.** (2012). Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res.* 91(1), 25-32.
- [216] **Neldam, C. A. and Pinholt, E. M.** (2012). State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(4), 622-632.

- [217] **Van Assche, N., Michels, S., Quirynen, M., and Naert, I.** (2012). Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: a proof of concept. *Clin Oral Implants Res.* 23(5), 567-576.
- [218] **Toniollo, M. B., Macedo, A. P., Pupim, D., Zapparoli, D., and da Gloria Chiarello de Mattos, M.** (2017). Finite Element Analysis of Bone Stress in the Posterior Mandible Using Regular and Short Implants, in the Same Context, with Splinted and Nonsplinted Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 32(4), e199-e206.
- [219] **Malo, P., de Araujo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., Sereno, N., and Legatheaux, J.** (2018). Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* 20(5), 692-702.
- [220] **Malo, P., Lopes, A., de Araujo Nobre, M., and Ferro, A.** (2018). Immediate function dental implants inserted with less than 30N.cm of torque in full-arch maxillary rehabilitations using the All-on-4 concept: retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 47(8), 1079-1085.
- [221] **Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A., Francischone, C., and Rigolizzo, M.** (2012). "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14 Suppl 1, e139-150.
- [222] **Zurdo, J., Romao, C., and Wennstrom, J. L.** (2009). Survival and complication rates of implant-supported fixed partial dentures with cantilevers: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 20 Suppl 4, 59-66.
- [223] **Wennström, J., Zurdo, J., Karlsson, S., Ekestubbe, A., Gröndahl, K., and Lindhe, J.** (2004). Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. *Journal of clinical periodontology.* 31(12), 1077-1083.
- [224] **ten Bruggenkate, C. M., Asikainen, P., Foitzik, C., Krekeler, G., and Sutter, F.** (1998). Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 13(6), 791-798.
- [225] **Khatami, A. H. and Smith, C. R.** (2008). "All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont.* 17(1), 47-51.
- [226] **Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D., and Francetti, L.** (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(4), 612-621.
- [227] **Naini, R. B., Nokar, S., Borghei, H., and Alikhasi, M.** (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 26(4), 776-781.
- [228] **Zampelis, A., Rangert, B., and Heijl, L.** (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 97(6 Suppl), S35-43.

- [229] **Anitua, E., Tapia, R., Luzuriaga, F., and Orive, G.** (2010). Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 30(1), 89-95.
- [230] **Fatemi, A. and Kurath, P.** (1988). Multiaxial fatigue life predictions under the influence of mean-stresses. *Journal of Engineering Materials and Technology.* 110(4), 380-388.
- [231] **Kutlak, H. and Uygur, İ.** (2014). Ticari Araç Sac Salıncak Düzeninin Sonlu Elemanlar Metodu ile Yorulma Analizi. *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi.* 2(1), 235-250.
- [232] **Karamangil, M. İ.** (2006). Bir Otomobil Arka Dingilinin Sonlu Elemanlar Metodu İle Yorulma Analizi. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi.* 13(3), 311-318.
- [233] **Prados-Privado, M., Gehrke, S. A., Rojo, R., and Prados-Frutos, J. C.** (2018). Probability of Failure of Internal Hexagon and Morse Taper Implants with Different Bone Levels: A Mechanical Test and Probabilistic Fatigue. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 33(6), 1266-1273.
- [234] **Duan, Y., Gonzalez, J. A., Kulkarni, P. A., Nagy, W. W., and Griggs, J. A.** (2018). Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study. *Dent Mater.* 34(9), 1299-1309.

## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Murat ÇOLAK

**Doğum Tarihi ve Yeri** : ██████████

**E-posta** : ██████████

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lise** : 2008, Vefa Anadolu Lisesi
- **Lisans** : 2013, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi