



**POSTERIOR REZORBE MAKSİLLADA FARKLI YİV TASARIMLARINA SAHİP  
İMPLANTLARIN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**Sibel ÇEBİ ATAK**

**UZMANLIK TEZİ**

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**NİSAN 2019**

Sibel ÇEBİ ATAK tarafından hazırlanan “ Posterior rezorbe maksillada farklı yiv tasarımlarına sahip implantların sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Prof. Dr. Sedat ÇETİNER

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

**Başkan :** Prof. Dr. Mehmet Barış ŞİMŞEK

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

**Üye :** Prof. Dr. Ümit Kıymet AKAL

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Tez Savunma Tarihi: 08/04/2019

Jüri üyeleri tarafından UZMANLIK tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ

Gazi Üniversitesi

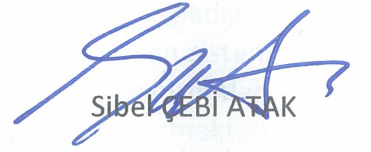
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Sibel CEBİ ATAK

08/04/2019

POSTERIOR REZORBE MAKSİLLADA FARKLI YİV TASARIMLARINA SAHİP İMPLANTLARIN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

(Uzmanlık Tezi)

Dt. Sibel ÇEBİ ATAK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Nisan 2019

ÖZET

Günümüzde serbest sonlu dişsizlik vakalarının tedavisinde hem hasta hem klinisyen açısından ilk tercih implant destekli sabit protezlerdir. Fakat implant tedavisi maksilla posterior bölgede sinüs sarkması gibi anatomik zorluklar sebebiyle her zaman kolaylıkla uygulanamamaktadır. Klinisyenler çoğu zaman bölgeye implant uygulaması öncesi sinüs tabanı yükseltme işlemi gibi fazladan cerrahi müdahaleler yapmak durumunda kalmaktadır. Son yıllarda kemik greftleriyle sinüs tabanı yükseltme işlemi uygulanarak alveoler kemik yüksekliğinin artırılmasının, implant tedavileri için uygun anatomik yapıyı sağladığı ve komplikasyon riskinin çok düşük olduğu gösterilmiştir. Diğer yönden işlem halen sistemik hastalık varlığı, maksiller sinüs patolojileri varlığı, ilerlemiş yaş ve anksiyete gibi durumlarda uygulanamamakta ve ayrıca bu işlem halen hastalar tarafından travmatik bulunmaktadır. Bu gibi durumlarda başvurulabilecek daha az cerrahi işlem içeren alternatif tedavi yöntemleri yaşanabilecek komplikasyonları azaltmakla birlikte hastanın operasyon sonrası yaşayacağı süreci de belirgin şekilde rahatlatmaktadır. Ayrıca ilgili bölgenin iyileşme süresi ve işlemlerin maliyetleri de çoğu zaman düşmektedir. Bu çalışmamızda, maksiller posterior bölgede sinüs tabanı sarkması sebebiyle ideal boyutlarda implant uygulanabilmesi için yeterli kemik bulunmayan vakalara, greft uygulanarak uygulanacak lateral sinüs tabanı yükseltme işlemi ve alternatif tedavi metotlarının başarıları, sonlu elemanlar stres analiz metodundan faydalanarak karşılaştırılmıştır.

Bilim Kodu : 1003

Anahtar Kelimeler : Sinüs Tabanı Yükseltme, Dental Implant, Alternatif Tedavi Metodları,  
Konik İmplant, Açılı Yerleştirilen İmplant,  
Sonlu Elemanlar Stres Analiz Metodu

Sayfa Adedi : 135

Danışman : Prof. Dr. Sedat ÇETİNER

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF DIFFERENT IMPLANT DESIGNS IN ATROPHIC MAXILLA  
(Speciality Thesis)

Dt. Sibel ÇEBİ ATAK

GAZİ UNIVERSITY  
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

April 2019

ABSTRACT

The use of dental implants is currently an efficient, reliable method for treatment of patients affected by partial or total edentulism. But the posterior maxilla has always been a high-risk area for rehabilitation with implant supported fixed prostheses because of atrophic alveolar ridges and/or a highly pneumatized maxillary sinus conditions that imply a limited amount of residual bone; and the task becomes even more difficult. In recent years there has been a growing diffusion of maxillary sinus elevation procedures associated with implantology. This is also testified by growing number of scientific papers published on this matter, making this procedure a necessary technique in the treatment of atrophic jawbones. On the other hand sinus floor elevation procedures have a lot of contraindications such as; maxillary sinus pathology, anxiety, systemic diseases. Also there are alternative treatment methods for sinus floor elevation which are less traumatic and cheaper for the patient. These methods can reduce the healing period. Thus in the present study sinus floor elevation procedure and its alternative treatment methods have been compared by using finite element analysis method and the results are discussed.

Science Code : 1003

Key Words : Sinus Lifting, Dental Implant, Alternative Treatment Methods, Implant Thread, Angled/Tilted Dental Implants, Finite Element Analysis

Page Number : 135

Supervisor : Prof. Dr. Sedat ÇETİNER

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, her konuda yol gösterip tez çalışmam boyunca da sabır, hoşgörü ve desteğini esirgemeyen, tez sürecimin her aşamasında yapıcı eleştirileri ile hep yanımda olan, fakülteadaki zor dönemlerimde varlığıyla desteğini hep hissettiğim, öğrencisi olmaktan ve birlikte çalışmaktan her zaman onur ve mutluluk duyduğum çok değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Sedat ÇETİNER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca destek ve yardımlarını esirgemeyen, bütün bilgi birikimlerini benimle paylaşan başta Prof. Dr. Barış ŞİMŞEK ve Prof. Dr. Dilek UĞAR ÇANKAL olmak üzere tüm kıymetli anabilim dalı hocalarıma,

Bilgi ve becerilerini benimle esirgemediği paylaşan Dr. Dt. Yeliz KILINÇ, Dr. Dt. Anıl SEÇKİN ve Dr. Dt. Sharif RZAYEV'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca yanımda olan ve her konuda desteklerini hissettiğim sevgili dostlarım Dr. Kübra ÖZTÜRK, Dt. Bahar ULUĞ, Dt. Hacer EBERLİKÖSE, Dt. Damla SIVRİ ve Dt. Ahmet CANPOLAT'a,

Hayatım boyunca her konuda destek olup sonsuz emek, sevgi ve sabırlarıyla yanımda olan, haklarını asla ödeyemeyeceğim babam Vural ÇEBİ, annem Yasemin ÇEBİ ve ağabeyim Önder ÇEBİ'ye,

Bu zorlu dönemde benden desteğini esirgemeyen hayat arkadaşım Volkan ATAK'a,

Destek ve sevgilerini benden esirgemeyen ve beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum başta Dt. Bekem BİNLER ve Dt. Erhan ERSOY olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xvii
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Kemik .....	3
2.1.1. Kemik anatomisi, embriyolojisi, fizyolojisi ve histolojisi .....	3
2.1.2. Alveoler kemik .....	14
2.1.3. Maksilla .....	18
2.2. Maksiller Sinüs .....	19
2.2.1. Maksiller sinüsün embriyolojisi ve gelişimi .....	19
2.2.2. Maksiller sinüs anatomisi .....	19
2.2.3. Maksiller sinüsün kan damarları ve sinirleri .....	20
2.2.4. Maksiller sinüs fonksiyonları .....	20
2.2.5. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu .....	21
2.3. Dental İmplantlar .....	21
2.3.1. Dental implantların tarihçesi ve gelişimi .....	21
2.3.2. İmplant Biyomateryalleri .....	22
2.3.3. İdeal bir implant materyalinde bulunması gereken özellikler .....	23
2.3.4. Dental implantlarda osseointegrasyon .....	24
2.3.5. Dental implant endikasyonları .....	26



	<b>Sayfa</b>
2.3.6. Dental implant kontrendikasyonları .....	26
2.3.7. İmplant uygulaması sırasında dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar .....	27
2.3.8. Dental implant uygulamalarında karşılaşılan komplikasyonlar .....	27
2.3.9. İmplant makrogeometrisi .....	29
2.4. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemleri.....	33
2.4.1. Sinüs tabanı yükseltme işlemi endikasyonları ve kontrendikasyonları ....	34
2.4.2. Sinüs Tabanı Yükseltilmesi Amacıyla Uygulanan Teknikler.....	35
2.4.3. Sinüs tabanı yükseltilmesi işlemlerinin komplikasyonları.....	37
2.4.4. Oklüzal yüklerin peri-implant kemiğe etkisi.....	39
2.4.5. Kemik ve greft materyallerinin mekanik streslere yanıtı.....	41
2.5. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemine Alternatif Tedavi Yöntemleri .....	43
2.5.1. Kısa dental implantlar .....	44
2.5.2. Sinüs sınırına teğet ve açılı yerleştirilen implantlar .....	45
2.5.3. İmplant üzeri distal kantilever uygulanması .....	46
2.5.4. Zigoma İmplantları .....	46
2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) .....	47
2.6.1. SESA ile ilgili kavramlar .....	47
2.6.2. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları.....	51
2.6.3. Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları .....	52
2.6.4. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve ilgili terimler .....	52
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	55
3.1. İmplantların Modellenmesi .....	55
3.2. Protetik Üst Yapının Modellenmesi .....	56
3.3. Posterior Maksilla ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi .....	56

	<b>Sayfa</b>
3.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması .....	57
3.4.1. Model 1 .....	59
3.4.2. Model 2 .....	60
3.4.3. Model 3 .....	61
3.4.4. Model 4 .....	62
3.4.5. Model 5 .....	63
3.4.6. Model 6 .....	64
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi .....	65
3.6. Sistemin Birleştirilmesi.....	65
3.7. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları .....	66
3.8. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması.....	67
3.9. Yükleme Koşulları.....	68
3.10. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi	69
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>71</b>
4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri .....	71
4.1.1. Model 1 .....	71
4.1.2. Model 2 .....	74
4.1.3. Model 3 .....	78
4.1.4. Model 4 .....	81
4.1.5. Model 5 .....	85
4.1.6. Model 6 .....	89
4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri.....	92
4.2.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	92

	<b>Sayfa</b>
4.2.2. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	93
4.2.3. Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri .....	94
4.2.4. Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri .....	96
4.2.5. Oblik yüklemeler sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	97
4.2.6. Oblik yüklemeler sonucu spongioz kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	98
4.2.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	99
4.2.8. Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	100
4.2.9. Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre Kemikte Oluşan Stres Değerleri.....	101
4.2.10. Yüklemeler sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises değerleri.....	105
5. TARTIŞMA .....	109
6. SONUÇLAR.....	121
KAYNAKÇA.....	123
ÖZGEÇMİŞ .....	135

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 2.1. Kemik remodelingini etkileyen faktörler .....	10
Çizelge 2.2. Kemik iyileşmesini etkileyen sistemik ve lokal faktörler .....	14
Çizelge 2.3. Misch'in kemik kalitesi sınıflaması.....	17
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan poisson oranları ve elastiklik katsayıları .....	67
Çizelge 3.2. Cinsiyet ve diş numaralarına göre dişlerin üzerine gelen vertikal kuvvetler (Newton cinsinden) .....	68
Çizelge 4.1. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri.....	93
Çizelge 4.2. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri.....	94
Çizelge 4.3. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	95
Çizelge 4.4. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri .....	96
Çizelge 4.5. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri.....	97
Çizelge 4.6. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri.....	98
Çizelge 4.7. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri.....	100
Çizelge 4.8. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri.....	101

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 2.1. Kemik İyileşmesi Dönemleri .....	13
Şekil 2.2. Cawood ve Howell'in rezidüel kret sınıflaması.....	16
Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb'ın alveoler kemik kalitesi sınıflaması.....	17
Şekil 2.4. Yiv eğimi, yiv şekli ve yiv aralığı .....	31
Şekil 2.5. İmplantlarda yiv aralığı .....	32
Şekil 2.6. İmplant yiv tasarımları .....	33
Şekil 2.7. Frost'un Diagramı .....	42
Şekil 2.8. Mohr Dairesi .....	50
Şekil 3.1. Model 1.....	59
Şekil 3.2. Model 2.....	60
Şekil 3.3. Model 3.....	61
Şekil 3.4. Model 4.....	62
Şekil 3.5. Model 5.....	63
Şekil 3.6. Model 6.....	64
Şekil 3.7. Çalışmamıza ait bir Mesh görüntüsü .....	65
Şekil 3.8. Çalışmada uygulanan yükleme koşulları.....	69
Şekil 4.1. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	72
Şekil 4.2. Model 1'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler .....	72
Şekil 4.3. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	73
Şekil 4.4. Model 1'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	73
Şekil 4.5. Model 1'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	73

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.6. Model 1’de oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	74
Şekil 4.7. Model 1’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	74
Şekil 4.8. Model 1’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	74
Şekil 4.9. Model 2’de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler.....	75
Şekil 4.10. Model 2’de oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler.....	76
Şekil 4.11. Model 2’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	76
Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	76
Şekil 4.13. Model 2’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	77
Şekil 4.14. Model 2’de oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	77
Şekil 4.15. Model 2’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	77
Şekil 4.16. Model 2’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	78
Şekil 4.17. Model 3’de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler.....	79
Şekil 4.18. Model 3’de oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler.....	79
Şekil 4.19. Model 3’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	80
Şekil 4.20. Model 3’de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	80
Şekil 4.21. Model 3’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	80

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.22. Model 3'de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	81
Şekil 4.23. Model 3'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	81
Şekil 4.24. Model 3'de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	81
Şekil 4.25. Model 4'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	82
Şekil 4.26. Model 4'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	83
Şekil 4.27. Model 4'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	83
Şekil 4.28. Model 4'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	83
Şekil 4.29. Model 4'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	84
Şekil 4.30. Model 4'de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	84
Şekil 4.31. Model 4'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	84
Şekil 4.32. Model 4'de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	85
Şekil 4.33. Model 5'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	86
Şekil 4.34. Model 5'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	86
Şekil 4.35. Model 5'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	87
Şekil 4.36. Model 5'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	87
Şekil 4.37. Model 5'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	87

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.38. Model 5'de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	88
Şekil 4.39. Model 5'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	88
Şekil 4.40. Model 5'de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	88
Şekil 4.41. Model 6'da vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	89
Şekil 4.42. Model 6'da oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	90
Şekil 4.43. Model 6'da vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	90
Şekil 4.44. Model 6'da vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	90
Şekil 4.45. Model 6'da oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	91
Şekil 4.46. Model 6'da oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları .....	91
Şekil 4.47. Model 6'da vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	91
Şekil 4.48. Model 6'da oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	92
Şekil 4.49. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	92
Şekil 4.50. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax değerleri .....	94
Şekil 4.51. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	95
Şekil 4.52. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri .....	96
Şekil 4.53. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	97



<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.54. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmax değerleri .....	98
Şekil 4.55. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	99
Şekil 4.56. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmin değerleri .....	100
Şekil 4.57. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	102
Şekil 4.58. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmax değerleri .....	103
Şekil 4.59. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	104
Şekil 4.60. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmin değerleri .....	104
Şekil 4.61. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises değerleri .....	105
Şekil 4.62. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises değerleri .....	106
Şekil 4.63. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 1. implantlarda oluşan Von Mises değerleri .....	107
Şekil 4.64. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 2. implantlarda oluşan Von Mises değerleri .....	107

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
<b>Ti-6Al-4V</b>	Titanyum Alaşımı
<b>Mm</b>	Milimetre
<b>Pa</b>	Paskal (1pa = N/M <sup>2</sup> )
<b>Mpa</b>	Megapaskal (1mpa = 10 <sup>3</sup> Pa)
<b>Σ 1</b>	Maksimum Asal Stres
<b>Σ 2</b>	İntermediate Asal Stres
<b>Σ 3</b>	Minimum Asal Stres
<b>N</b>	Newton (1n = 0.1kg)
<b>F</b>	Kuvvet
<b>E</b>	Elastiklik Katsayısı
<b>V</b>	Poisson Oranı
<b>Cm<sup>3</sup></b>	Santimetreküp (Hacim Birimi)
<b>A<sub>0</sub></b>	Kuvvetin uygulandığı birim alan
<b>ΔL</b>	Cismin değişen uzunluğu
<b>L<sub>0</sub></b>	Cismin başlangıç uzunluğu

<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
<b>2D</b>	İki Boyutlu
<b>3D</b>	Üç Boyutlu
<b>BT</b>	Bilgisayarlı Tomografi
<b>CAD</b>	Computer Aided Design, Bilgisayar Destekli Tasarım
<b>Pmax</b>	Maksimum Asal Stres
<b>Pmin</b>	Minimum Asal Stres
<b>SESA</b>	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
<b>STY</b>	Sinüs Tabanı Yükseltmesi

## 1. GİRİŞ

Dental implantlar kaybedilen doğal dişler yerine çiğneme fonksiyonunu geri kazandırmak için uygulansalar da son yıllarda hastaların beklentileri, estetiğin düşünülmesini de zorunlu kılmaktadır. İmplant çevresi yumuşak dokularda ve implant üstü protezlerde doğal dişlere benzer görünüm elde edilebilmesi ve osseointegrasyonun postoperatif uzun dönemde korunması yeterli sayıda implantın uygun konumlarda ve açılarda yerleştirilmesine bağlıdır. Total ve parsiyel dişsiz maksillada protezin fonksiyonunu ve estetiğini etkileyen birçok faktörün bulunması, tedavi planlamasının ideal şekilde yapılmasını ve protetik tedaviyi zorlaştırmaktadır [1].

Atrofik veya defektli çene kemiklerinin rehabilitasyonu için, distraksiyon osteogenezisi, yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu tedavileri uygulanmaktadır. Ancak bu uygulamaların miktarı sınırlıdır, ikinci bir operasyon gerektirir ve verici sahada çeşitli komplikasyonlara neden olabilirler. Bütün bu olumsuzluklara ek olarak implantların maliyeti, bekleme süresinin uzunluğu, hastalar tarafından fonksiyonel, psikolojik ve estetik açıdan istenmeyen bir durumdur [2, 3].

Maksiller sinüs tabanının yükseltilmesi 1970'li yıllara kadar uygun görülmeyen bir tedavi yöntemi olarak bilinmesine rağmen günümüz diş hekimliğinde sıklıkla uygulanan bir tedavi yöntemidir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, alveoler kemik yüksekliğinin sinüs tabanına uygulanan kemik greftleriyle arttırılmasının, protetik restorasyonlar için gerekli anatomik yapıyı sağladığı ve komplikasyon riskinin oldukça düşük olduğu gösterilmiştir. Diğer yönden maksiller posterior bölgede vertikal kemik yetersizliği olan vakalarda dental implantların uygulanabilmesi için başvurulabilecek tek seçenek açık sinüs lift tekniği değildir. Bu gibi durumlarda maksillaya implant yerleştirilebilmesi için sinüs tabanı yükseltme işlemlerinin yanında alternatif tedavi seçenekleri de bulunmaktadır [4].

Dental implant uygulamalarının uzun dönem başarısı için biyomekanik faktörlerin etkisi tartışılmazdır. Oklüzal yükler implant üstü protezler aracılığıyla implantlara ve çevresindeki kemiğe iletilmektedir. İmplantlara iletilen yükler; implantların boyutlarına, yükün tipine, protez tipine, implantların yüzey özelliklerine, implantların yerleşimine ve implantların

çevresindeki kemiğin yapısal özelliklerine göre implant-kemik ara yüzünde gerilmelere neden olmaktadır. İmplant-kemik ara yüzeyinde kemiğin taşıma kapasitesini aşan aşırı yükler kemik remodelingini etkileyerek rezorpsiyona ve implantların kaybına neden olabilmektedir [5, 6].

İmplant-kemik ara yüzeyinde kuvvet uygulamasına bağlı meydana gelen değişimleri ölçmek için 1976 yılından itibaren 'Sonlu Elemanlar Stres Analizi' yöntemi oral implantolojide kullanılmaya başlanmıştır [7]. Sonlu eleman stres analizi biyomekanik açıdan incelenmek istenen kompleks bir geometriye sahip cismin, belirli sayıda elemanlara bölünerek analizlerinin gerçekleştirilmesidir. Sonlu elemanlar stres analizi ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenenmesi sayesinde, uygulanan kuvvetler altında, implantlar ve çevresindeki kemikte oluşan gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir [8].

Bu çalışmada implant üstü sabit protez endikasyonu olan, maksilla posterior bölgede parsiyel dişsizliğe sahip, maksiller sinüs sınırlaması sebebiyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan hastalardan daha önce alınmış bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin kayıtları yardımıyla üç boyutlu (3D) sanal modeller elde edilmiştir.

Oluşturulan sanal model üzerinde sinüs tabanı yükseltme işlemini takiben greft uygulanmış ve uygulanmamış maksiller sinüs yapısı, mevcut kemiğin yapısı, farklı uzunluk ve yiv yapısına sahip implantlar ve aynı protetik üst yapı özellikleri tanımlanan altı ayrı analiz modeli elde edilmiştir. Her model üzerinde çiğneme kuvvetlerini stimüle etmek için belirlenmiş oklüzal noktalara kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucu sanal modeller üzerinde belirlenen farklı alanlarda oluşan stres değerleri, dağılımları, lokalizasyonları ve kuvvet altındaki yer değiştirme miktarı incelenmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kemik

Kemik, inorganik tuzların hücreler arası madde üzerine çökmesi sonucu oluşan bir bağ dokusu çeşididir. [9] Yeni doğan bir bebek iskeletinde 270'e yakın kemik bulunurken; erişkin bir insan vücudunda 206 adet kemik bulunmaktadır [10].

Kemik dokusunun görevleri;

- Eklem ve dokulara destek olmak,
- Organ ve hassas dokuları korumak,
- Vücudun yumuşak dokularına destek olmak için iskelet sistemini oluşturmak,
- Kan hücrelerinin üretiminde görevli kemik iliğini barındırmak,
- Vücudun hareketini sağlamak,
- Fosfor, magnezyum, kalsiyum, sodyum gibi mineralleri depolamak [10, 11].

#### 2.1.1. Kemik anatomisi, embriyolojisi, fizyolojisi ve histolojisi

Kemik; hücrelerden, içinde proteinlerin ve kollajenin bulunduğu ana maddeden ve kemik minerallerinden oluşmaktadır.

#### Kemik Hücreleri

Kemik hücreleri; osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardan oluşmaktadır [12].

#### *Osteoprogenitör Hücreler*

Endosteum, periosteum ve büyümekte olan kemiklerin epifiz kıkırdaklarında bulunan hücrelerdir. Bu hücreler gerekli durumlarda bölünerek diğer tip kemik hücrelerine dönüşebilirler [10, 12].

### *Osteoblastlar*

Osteoblastlar, kemik matriksinin organik kısmının üretilmesinden sorumlu olan, osteoprogenitör mezenkimal kök hücrelerden köken alır. Kübikten prizmatığe doğru çeşitli şekillerde bulunurlar ve kemik yüzeyinde tek katlı epitel görünümünde, yanyana dizilirler [10].

Osteoblastların görevleri; organik kemik matriksinin proteinlerini sentezlemek, matriks fibrillerinin düzenlenmesini yönetmek, büyüme faktörlerini sentezlemek, sitokin salgılayarak osteoklastların yaptığı rezorpsiyon işlemini aktive etmek ve osteoid materyalin mineralizasyonuna katkıda bulunmaktır [13].

### *Osteositler*

Osteoblastlar, kemik matriksini oluşturduktan sonra matriks içine gömülür ve osteositlere dönüşürler. Osteositler kalsifiye matriks içinde laküna denilen küçük boşluklarda yer alırlar. Lakünler birbirlerine ve kan damarlarına hücrelerin metabolizma faaliyetlerinin devamlılığını sağlayan kanalikül adı verilen küçük kanalcıklar ile bağlıdırlar [14].

Osteositler, organik matriks sentezinde görev alırlar. Bu hücrelerin ana görevi; kemiğin yeniden şekillenmesini kontrol etmektir. Fosfor ve kalsiyumun ekstrasellüler konsantrasyonlarının kontrolünde de görev alan bu hücreler, parathormon ile inhibe olurken kalsitonin ile stimüle olurlar [13].

### *Osteoklastlar*

Osteoklastlar çok çekirdekli hücrelerdir. Kemik iliğindeki hematopoetik kök hücrelerinden dönüşürler. Parathormon gibi bazı hormonlar tarafından kontrol edilen bu hücrelerin, asıl görevleri olan kemik rezorpsiyonu sırasında sayılarında artış gözlenir [12, 15].

## Kemik Dokusunun Kimyasal Yapısı

Kimyasal olarak kemik; %30 organik matriks ve %70 inorganik yapı içerir. Organik yapı esas madde ve kollajen olarak iki bileşenden oluşur [11, 12].

### *Inorganik Matriks*

İnorganik matriks, kuru kemik ağırlığının %70'ini oluşturur. Bu yapı kemik tuzları ya da mineral matriks olarak da adlandırılabilir. Yoğunluklu olarak kalsiyum fosfat ve kalsiyum karbonat içerirken, az miktarda da magnezyum, sodyum ve florid içerir [16].

İnorganik yapının en önemli içeriği hidroksiapatittir. İnorganik matriks vücuttaki kalsiyumun %99'unu bulundurur ve kemiğin basınç karşısındaki dayanıklılığını sağlar [11, 12].

### *Organik Matriks*

Osteoblastlar tarafından üretilen organik matriks osteoid adını alır. Kuru kemik ağırlığının %30-35'i organik matriksten oluşur [16].

Organik matriksin %90'ını tip I kollajen %10'unu kollajen olmayan proteinler, proteoglikanlar, glikoproteinler, peptitler, lipitler, büyüme faktörleri, karbonhidratlar ve sitokinler oluşturmaktadır [17].

Organik matriks yapı olarak esas madde ve kollajen olmak üzere iki kısımda incelenir.

**Kollajen:** Kollajen, ekstrasellüler matriksin temel proteindir. Doku yapılarının bozulmasına karşı direnç göstererek şeklini korumasına yardımcı olan fibröz bir dokudur. Vücuttaki total proteinin %30'unu oluşturur [18].

**Esas Madde:** Kemik kristalleri etrafındaki değişik makromolekül yapılar ve kollajen fibrillerden oluşur. Gliko ve mukoproteinler, glikozaminoglikanlar ile fosfolipidleri içerir [19].

## Kemik Zarları

Kemiğin iç ve dış yüzeylerini kaplayan, bağ doku ipliklerinden ve hücrelerinden oluşan örtü şeklindeki zarlardır.

### *Periosteum ( Periost )*

Periost kemiği dıştan saran kalın bir tabakadır ve dış fibröz tabaka kollajen fibrilleri ile fibroblastları içerir. İç tabakası hücreden zengindir ve osteoprojenitör hücreleri bulundurur. Periosteal kollajen fibriller Sharpey Fibrilleri olarak adlandırılır ve kemik matriksi içine nüfuz ederek periosteumun kemiğe sıkıca bağlanmasını sağlarlar. Periosteumda kan damarları, sinir telleri ve lenf damarlarından oluşan yoğun bir ağ bulunur. Periost osteojenik özelliktedir [13, 20].

### *Endosteum ( Endost )*

Bu tabaka periost tabakasından daha ince olup, kemiğin içindeki bütün boşlukları örter. Tek katlı yassı ya da kübik osteoprojenitör hücreleri ve az miktarda retiküler bağ dokusundan oluşur. Kemikte bulunan tüm boşluklar Wolkman kanalları , Havers kanalları ve süngerimsi kemiğin ilik boşlukları tamamen endosteum ile örtülüdür [13, 20].

Endosteum ve periosteum kemik dokusunun beslenebilmesi, onarılabilmesi ve büyüebilmesi için gereklidir. Kemik dokusu için osteoprojenitör hücre ile osteoblast kaynağıdır [21].

## Kemik Tipleri

Kemik dokusu makroskopik olarak 2'ye ayrılır:

1-Kortikal (Kompakt) Kemik

2-Spongioz (Kansellöz) Kemik



### *Kortikal (Kompakt) Kemik*

Organizmadaki kemiklerin tümünün dış yüzeyleri kortikal kemikle kaplıdır. Lameller ve kompozit yapıdaki kemiklerden oluşur. Vücuttaki total kemik miktarının %80-85'lik kısmını oluşturur.

Kortikal kemikte iki tür kanal bulunmaktadır. Dış yüzeye paralel seyreden silindirik Havers Kanalları, Wolkman Kanalları adı verilen yan kanallarla birbirlerine bağlıdır. Bu kanallar periost ile kemik iliği boşluğu arasındaki bağlantıyı sağlarlar [11, 12].

### *Spongioz (Kansellöz) Kemik*

Bal peteği şeklinde olan kansellöz kemik, trabeküler kemik olarak da adlandırılır ve birbirleriyle anastomoz yapan trabeküllerden oluşur. Trabeküller arasındaki düzensiz boşluklarda kemik iliği bulunmaktadır. Bu kemik yapısı damarsız yapıdadır ve spongioz kemiğin beslenmesi çevresindeki kemik iliği aracılığıyla olur.

Vücuttaki kemik miktarının %15'ini oluşturur ve kortikal kemikten daha az yoğunluktadır. Yüksek strese maruz kalan alanlarda, yassı kemiklerin iç yüzleriyle uzun kemiklerin metafiz ve epifizlerinin iç kısımlarında bulunur [12, 22].

### Kemik Yapımı

Kemik, intramembranöz ve endokondral olmak üzere iki farklı şekilde gelişir. Embriyonik hayatın erken dönemlerinde başlar ve 15 yaşlarına kadar devam eder. Her iki yöntemde de kemiğin histolojik görüntüsü aynıdır [14].

### *Intramembranöz Kemikleşme*

Kafatası, pelvis, sternum gibi yassı kemikler, yüz kemikleri ve mandibulanın processus coronoideus ve simfiz dışındaki bölgelerinde görülür. Bu kemikleşme şekli mezenkimal dokudan gerçekleşir. Öncelikle fibröz bir membran meydana gelir ve mezenkimal hücreler farklılaşarak osteoblastlara dönüşürler. Bu hücresel dönüşümde, BMP (Bone

Morphogenetic Protein) ailesinin üyelerinden olan TGF- $\beta$  (Utransforming Growth Factor) adı verilen büyüme faktörünün etkili olduğu kabul edilmektedir. Kemik oluşumundan sorumlu osteoblast hücreleri kalsifiye olarak osteoid dokuyu oluştururlar. Küçük kümeler halinde başlayan kalsifikasyon odakları birleşerek trabekülleri oluştururlar. Bu trabeküller yapı primer kemik veya örgü kemik olarak adlandırılır [14, 23].

İleride kompakt kemiğe dönüşecek alanlarda trabeküller kalınlaşmaya devam eder ve örgü kemik kompakt kemikle yer değiştirir. Trabeküllerin aralarında kalan vasküler yapılar Wolkmann kanallarını oluşturur. Primer kemik büyüme ve olgunlaşmasını tamamladıktan sonra yassı kemiklerin kompakt kemiğe dönüşen dış ve iç yüzeyleri arasında trabeküler kemik varlığını devam ettirir [24].

Kemik iyileşmesinde de intramembranöz kemikleşme şekli görülür [10].

#### *Endokondral Kemikleşme*

Hyalin ve hyalin benzeri yapıların kemiğe dönüşmesi endokondral kemikleşmeyi ifade eder. Bu kemikleşme tipi iskeletin büyük kısmını oluşturan uzun ve kısa kemikler ile vertebralarda görülür [10, 25].

Mezenkimal kök hücreler kondroblastlara dönüşerek kıkırdak benzeri matriks salgırlar. Kondroblastlar kondrosite dönüştükten sonra bu matriksin içinde gömülü kalırlar. Kıkırdak matriksin mineralize olmasının ardından kondrositler yıkıma uğrar ve ölürler. Bu şekilde kemik yapı benzeri bir kıkırdak model oluşmuş olur. Damarsal yapılar kıkırdak model içine ilerleyerek osteblast ve osteoklastların bölgeye gelmesini sağlarlar. Kalsifiye kıkırdak matriks osteoklastlar tarafından ortadan kaldırılır ve osteoblastlar kemik matriksini üretmeye başlarlar. Bunun sonucunda kıkırdak matriksle kemik yer değiştirmiş olur [17, 26].

## Kemiğin Büyüme ve Gelişimi

Vücudun aktif olarak çalışan bölgelerinde osteoblastlar sürekli apozisyona yani kemik yapımına katkıda bulunurken osteoklastlar da rezorpsiyona yani kemik yıkımına neden olurlar.

Kemiğin büyüme ve gelişimi 2 evreden meydana gelir : [10]

- Modelling ( Şekillendirme )
- Remodelling ( Yeniden şekillendirme )

### *Modelling (Kemiğin Şekillenmesi)*

Kemik modelasyon süreci, rezorpsiyon ve kemik yapımı ile kemik yüzeyine daha fazla kemik dokusunun eklenmesi veya mevcut kemik dokusunun azalması şeklinde tanımlanabilir. Bu süreç kemiğin şekil ve boyutunda değişiklikler meydana getirir.

Kemik modelasyonu osteoblastlar ve osteoklastların birbirleri ile ilişkili olmadığı bağımsız bir süreçtir. Kemiğin bazı bölgelerinde yıkım olurken bazı bölgelerinde kemik birikimi olur [12, 27].

### *Remodelling (Yeniden Şekillenme)*

Kemik formasyonu, hem intramembranöz ossifikasyon, hem de endokondral ossifikasyon ile olmakta ve formasyon aşaması erişkin yaşlarda tamamlanmaktadır. Kemik hücrelerinin kemik yüzeyinde gösterdikleri aktivitelerle kemik dokusunun büyümesi ve kemiğin yeniden şekillenmesinin sağlandığı bir döngü meydana gelmiş olur. Bu süreç rastgele ve kontrolsüz bir süreç değildir. Tam tersine kontrollü ve planlanmış bir döngü mekanizmasının parçalarıdır. Kemik yapımı ve rezorpsiyonu birbirleri ile eşleştirilmiş olaylar olarak devam etmektedirler. Bu iki olay sonucu yıkılan ve yeni yapılan kemik kütlesi birbirine eşittir.

Remodelasyon sonucunda, yaşlanmış olan eski kemik dokunun yeni sentezlenmiş olan kemik doku ile yer değiştirmesi sağlanmış olur. Kemik dokunun canlılığı bu şekilde devam etmektedir [26, 28].

Kemik döngüsünün üzerinde etkili olan faktörler, sistemik, lokal ve sitokinler olarak üç grupta incelenebilir (Çizelge 2.1) [26].

Çizelge 2.1. Kemik remodelingini etkileyen faktörler [26]

Sistemik Faktörler	Lokal Faktörler	Sitokinler
Paratiroid hormon (PTH)	TGF	Interlökin-I ve Interlökin-6
Kalsitonin	IGF-I ve II	GM-CSF
D vitamini	FGF	TNF- $\alpha$ ve $\beta$
Büyüme hormonu (GH)	PDGF	Interferon $\gamma$
Tiroid hormonları	Prostaglandinler	
Glukokortikoidler		
Seks steroidleri		
İnsülin		

### Kemik İyileşmesi

Kemikte bir hasar meydana geldiği zaman, çevresindeki yumuşak dokuda ve kemik içinde kanama olur. Bölge kanla dolar ve bu kanın pıhtılaşmasıyla kemikte iyileşme başlamış olur [22].

Kemik iyileşmesi birbirini takip eden ve birbiriyle iç içe geçmiş morfolojik dönemlerden oluşur: (Şekil 2.1)

1. İnflamatuar Dönem ( İltihap Safhası )
2. Onarım Dönemi
3. Yeniden Şekillenme Dönemi ( Remodelasyon)

### *İnflamatuar Dönem*

Kemik iyileşmesi, yara iyileşmesine benzer şekilde birbiri içine geçmiş safhalardan oluşmaktadır. Yumuşak dokuda, iyileşme sonrası yaralanan doku yerini fibröz skar dokuya

bırakmaktadır. Ancak kemikteki iyileşmede, yaralanan dokunu yerini yeni kemik dokusunun almasıyla ve iyileşme skarsız olarak sonlanmaktadır [29, 30].

Kemikte oluşan travma matrikste hasara, hücrelerin ölümüne, periost ve endosteumda yırtıklara neden olur. Tüm doku travmalarında olduğu gibi, kemik travmalarında da ilk verilen yanıt inflamasyondur. Travmayı takiben çevre yumuşak dokuların ve periostun yırtılmasıyla damarlar da yaralanır. Kan, lenf ve doku sıvıları bölgede hematoma oluşturur [29, 30]. Bu bölgede lizozomal enzimler salgılanır, osteojenik aktivite bozulur ve doku nekrozu meydana gelir. Defekt bölgesi polimorf çekirdekli lökositler, mast hücreleri, makrofajlar bakımından zengindir. Bu bölgeye osteoblastlar, kondroblastlar ve endotelial hücreler dağılır.

İnflamasyon safhasında, makrofajlar ve osteoklastlar defekt bölgesindeki nekrotik kemik ile doku kalıntılarını yok etmeye başlarlar. Yapılan bazı araştırmalar makrofajların mediatör ve salgılarla kollajen sentezi ve yara iyileşmesindeki angiogenezi stimüle ettiğini göstermiştir. Bu mekanizma kemik defektinin iyileşmesinde de rol oynamaktadır [22, 31].

### *Onarım Dönemi*

Onarım evresi kemik iyileşmesinin en önemli dönemidir. İnflamatuvar hücrelerin nekrotik dokuları rezorbe etmesiyle, fibroblastlar bölgeye gelir ve tamir dönemini başlatırlar. İlk basamak hematoma organizasyonudur. Tamir döneminde ilk 48 saat içinde hücre proliferasyonu başlar. Hücre proliferasyonu sonucunda defekt uçlarındaki boşluklar hücrelerle dolar. Lokal aracılı mekanizmalarla öncü hücreler, fibroblast, hücreler arası madde, yeni damar, destek hücreleri ile diğer hücreleri oluşturmak üzere farklılaşmaya başlarlar.

Onarım dönemi kırık oluşumundan sonraki saatlerde başlasa da yapısal olarak tipik hale gelmesi 7-12 gün sürer. Onarımda rol oynayan hücreler, mezenkimal kökenli çok yönlü gelişim gücüne sahip olan hücrelerdir. Bu hücrelerde farklılaşma başladığında, ilk değişim gösterenler kapillerlerle hematoma içine giren fibroblastlardır. Üçüncü günde kırık uçları arasındaki mezenşimal hücreler yumuşak bir granülasyon dokusu oluştururlar. İyileşen kemiğin gerilmeye karşı dayanıklılığı içeriğindeki kollajen miktarıyla yakın ilişkilidir [30, 32].

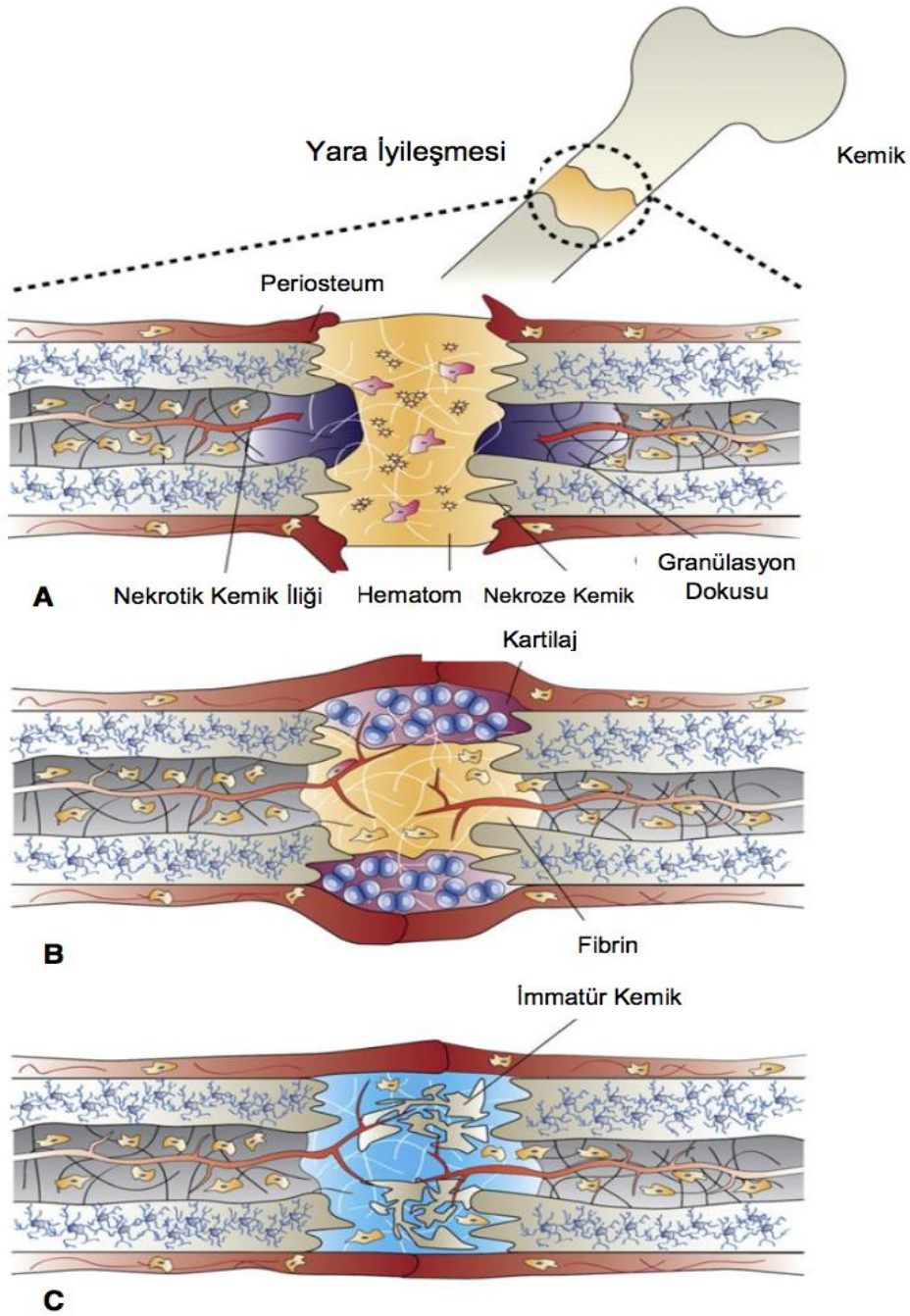
Zamanla her iki kırık parçası birleşerek, dış kallusu meydana getirir. İlk 7- 12 gün sonrası yumuşak kallus, fibröz doku ve kıkırdaktan oluşmuştur. Kemik defektinin uçları iç ve dış kallusun gelişimiyle sağlam bir yapıya kavuşur. Kallus dokusunun oluşumuyla beraber kaynamanın oluştuğu söylenebilir. Onarım safhasının ortasında kallusun etkisiz ve gereksiz kısımlarının geri emilimi ve trabeküler kemiğin stres çizgileri boyunca uzanmasıyla yeniden şekillenme evresi başlar [16, 30].

#### *Yeniden Şekillenme Dönemi ( Remodelasyon )*

Kemiğin yeniden şekillenme evresi en uzun evre olup aylar, yıllar sürebilir. Bu evre güçlü ama düzensiz kallusun, normal güçteki daha düzenli lameller kemiğe dönüşümüdür. Onarım evresinin ortasında başlar ve normalde 4-16 hafta sürerken, yıllar boyunca da devam edebilir.

Remodelasyon evresinde 4 olay gerçekleşir:

- 1- Kalsifiye kıkırdak, osteoid dokuyla değişerek bir çeşit birincil trabeküler doku oluşur.
- 2- Lameller kemik trabeküler dokunun yerini alır.
- 3- Kompakt kemik uçlarındaki kallus lameller kemikten oluşmuş ikincil osteonlara dönüşür.
- 4- İlik kanalı yeniden şekillenir. Kanalın içindeki kallus, osteoklastlar tarafından geri emilir ve boşluklar yeniden düzenlenir [30, 33].



Şekil 2.1. Kemik İyileşmesi Dönemleri A: İnflamasyon Dönemi B: Onarım Dönemi C: Yeniden Şekillenme Dönemi [34]

### Kemik İyileşmesine Etki Eden Faktörler

Kemik yapımı, şekillenmesi, onarımı gibi hücresel işlevlerin uyumlu yürütülebilmesi için çeşitli lokal ve sistemik düzenleyici faktörlere ihtiyaç vardır. Kemik iyileşmesini etkileyen sistemik ve lokal faktörler Tablo-1’de gösterilmiştir (Çizelge 2.2)

Çizelge 2.2. Kemik iyileşmesini etkileyen sistemik ve lokal faktörler [35]

Sistemik Faktörler		Lokal Faktörler	
Pozitif	Negatif	Pozitif	Negatif
Büyüme Hormonu	Osteoporozis	İyi vasküler destek	Radyasyon
Tiroid Hormonu	D Vitamini Eksikliği	Geniş temas alanı	Tümör
Somatomedinler	Kortikosteroidler	Mekanik stabilite	Lokal Kemik Hastalığı
A Vitamini	NSAI İlaçlar	Büyüme faktörleri	Enfeksiyon
D Vitamini	Kemoterapi	BMP	Mekanik anstabilite
İnsülin	Sigara Kullanımı	Elektriksel Stimülasyon	Kemik mumu
Paratiroid Hormonu	Anemi	Mekanik Kuvvet	Denervasyon
Kalsitonin	Romatoid Artrit		
Anabolik Steroidler	Sepsis		
	Diabet		
	Malnütrisyon		
	Orak Hücreli Anemi		
	Talasemi Major		
	Uyumsuz Antidiüretik Hormon Salınımı Sendromu		

### 2.1.2. Alveoler kemik

Alveoler kemik, dişleri desteklemekte rol oynar. Çiğneme sırasında alveoler kemiğin mekanik stimülasyonu dişlerin ve kemiğin sağlığı için önemlidir. Diş kayıpları geri dönüşümsüz alveol kemiğin rezorpsiyonuna neden olur. Alveoler kemik dişlere destek olmasının yanısıra dental restorasyonlara da izin verir. Ancak bu restorasyonların kozmetik ve fonksiyonel sonuçları kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak değişebilmektedir [36].



Desmodontal fibriller, alveolün iç duvarına yapışıktırlar. Periodontal hastalıklar, bu fibrilleri ayırarak alveoler kemikte rezorpsiyona neden olurlar. Bu bakteriyel hastalık durumu başlangıçta semptomsuzdur. Ancak progresif özellik sergiler. Sonuç olarak kret yüksekliğinde azalmaya ve diş kayıplarına sebep olur [36].

Diş çekimi sonrası iyileşme süreci şu sırayla gerçekleşir:

- Alveol sıkı fibrin ağ içeren kan pıhtısı ile dolar. Fibroblastlar ve polimorf nüveli hücreler pıhtıyı istila eder.
- 2-3 gün sonra, granülasyon dokusu oluşmaya başlar.
- 4. gün alveolün kenarlarından epitel dokusu ilerlemeye başlar.
- Osteoklastlar tarafından alveol kemiğinde rezorpsiyon başlatılır.
- 7. günde birkaç osteoid alan içeren bağ dokusu gelişir.
- 20. günde reepitelizasyon tamamlanır ve mineralizasyon başlar.
- Remodeler olacak örgü kemik üretimi başlar.
- Diş çekiminden 40 gün sonra kret, yüksekliğinin 1/3'ünü kaybeder [36].

Diş çekimi sonrası alveolde 3 boyutlu kemik rezorpsiyonu oluşur. Rezorpsiyon, geri dönüşümsüz, ömür boyu ve kroniktir. İlk yıl en hızlı şekilde meydana gelirken, özellikle ilk 3 ayda hızlanarak devam eder. Sistemik ve lokal faktörler bu süreci etkileyebilir. Ancak rezorpsiyonda alveoler kemiğin yapısı da önemlidir. Uygun kalite ve miktarda olan alveoler kemik varlığında diş çekimi sonrası rezorpsiyonun olumsuz sonuçları da daha az belirgindir [36, 37].

Alveoler kemikte vertikal boyut kaybı genellikle mandibulada maksillaya göre 4 kat daha fazladır. Bunun sebebi olarak da mandibulanın maksillaya göre daha az miktarda yüzeyinin çiğneme kuvvetine maruz kalması gösterilmektedir [37].

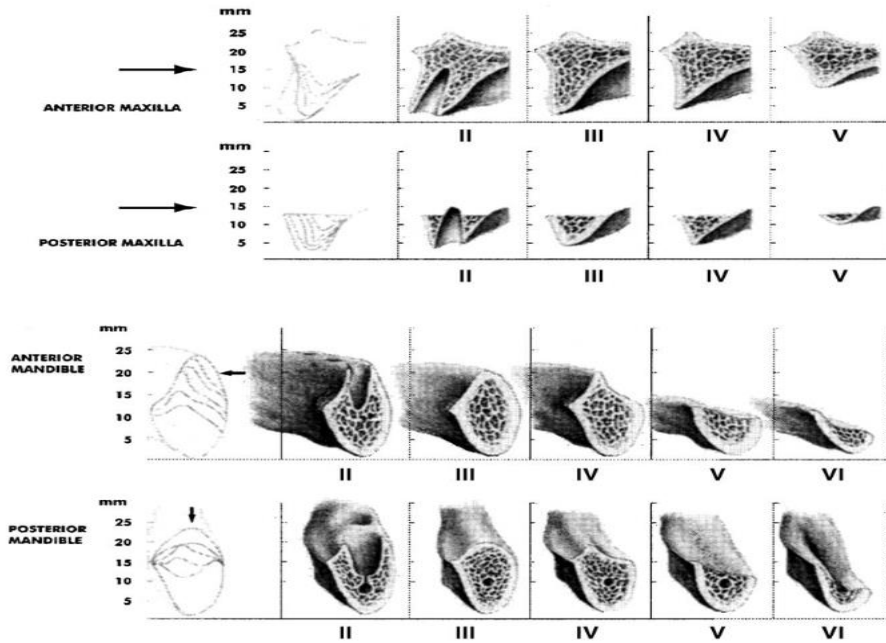
## Alveoler kemiğin sınıflandırılması

### *Kemik Miktarı Açısından Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması*

Alveol kemikteki atrofi sonucu meydana gelen reziduel kretlerin sınıflandırılması için çok sayıda çalışma yapılmıştır. Cawood ve Howell, 1988 yılında mevcut sınıflandırmaları modifiye ederek, bugün de sıklıkla kullanılan, dişsiz çenelerdeki şekil değişikliklerini değerlendirmek için bir sınıflama yapmışlardır [38, 39].

Bu kalsifikasyona göre 6 grup kret vardır:

- Sınıf I: Dişli alveoler kret
- Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmesi yeni tamamlanmış kret
- Sınıf III: Uygun genişlik ve yükseklikte, tepesi yuvarlak formda kret
- Sınıf IV: Yüksekliği yeterli, ancak yetersiz genişlikte bıçak sırtı formda kret
- Sınıf V: Yetersiz genişlik ve yükseklikte, düz formda kret
- Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybı olan, basık formda kret (Şekil 2.2)

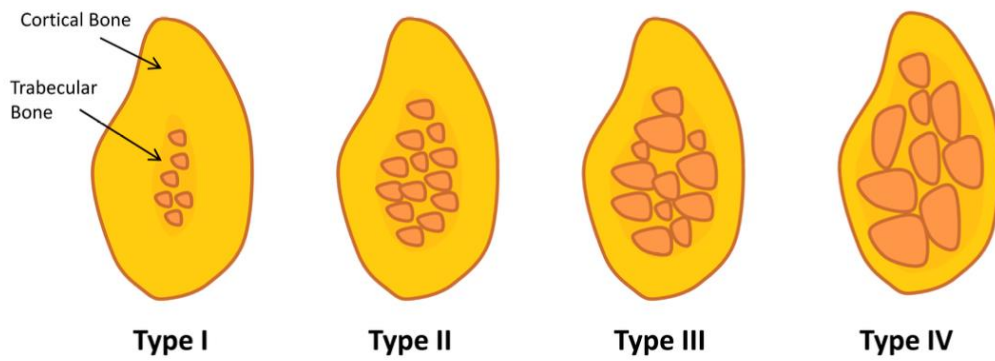


Şekil 2.2. Cawood ve Howell'in rezidüel kret sınıflaması [40]

### Kemik Kalitesi Açısından Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

Lekholm ve Zarb, [41] radyolojik veriler implant yuvalarının hazırlanması esnasında karşılaşılan dirence göre, çene kemiklerini kortikal ve kanselöz kemik miktarına göre 4 sınıfa ayırmışlardır: (Şekil 2.3)

- Tip I Kemik: Az miktarda spongiöz kemik içeren kalın kompakt kemikten oluşur.
- Tip II Kemik: İnce kompakt kemik ve dar spongiöz kemikten oluşur.
- Tip IV Kemik: Çok boşluklu spongiöz kemik içeren ince kompakt kemikten oluşur.



Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb'ın alveoler kemik kalitesi sınıflaması [42]

Misch, diş hekimliğinde implantoloji alanında sıklıkla kullanılan, kemik kalitesini esas alarak, kemiğin makroskopik karakterine göre dört farklı grup oluşturmuştur: (Çizelge 2.3)

Çizelge 2.3. Misch'in kemik kalitesi sınıflaması [43]

Kemik Densitesi	Tanımlama	Anatomik Lokasyon
<b>D1</b>	Yoğun kortikal kemik	Anterior Mandibula
<b>D2</b>	Yoğun gözenekli kemik çevresi kalın kortikal kemik	Anterior Mandibula Posterior Mandibula Anterior Maksilla
<b>D3</b>	Yoğun gözenekli kemik çevresi ince kortikal tabaka	Anterior Maksilla Posterior Maksilla
<b>D4</b>	Yoğun trabeküler kemik	Posterior Maksilla

### 2.1.3. Maksilla

Maksilla, mandibuladan sonra yüz iskeletini meydana getiren kemiklerin en büyüğüdür. İki tarafın maksiller kemiği sutura intermaksillaris ile birleşerek üst çeneyi meydana getirir. Tamamen hareketsiz bir kemiktir. Suturaları haricinde eklemi yoktur.

Ağız boşluğu, burun boşluğu, orbitalar ve sinüs maksillaris olmak üzere 4 boşluğun yapısına katılır. Aynı zamanda fossa infratemporalis ve fossa pterygopalatina olmak üzere iki çukurla ilişkidir. Fissura orbitalis inferior ve fissura pterygomaksillarisin oluşumunda yer alır. Maksillanın dört çıkıntısı ve bir korpusu vardır.

Proc. Alveolaris, diş alveollerinin bulunduğu çıkıntı olup, karşı tarafın arkıyla birlikte arcus alveolaris superioru oluşturur. Burada bulunan çukurların boyutları diş köklerinin büyüklüklerine uygun olarak farklıdır [11].

Maksilla, intramembranöz olarak biri maksilla, diğeri os incisivum olmak üzere iki merkezden kemikleşir. Bu merkezler intrauterin hayatın 6. haftasında görülmeye başlar ve 3. ayda birleşirler. İki kemik arasındaki sutur uzun süre kalıcıdır ve bazen de hayat boyu kaybolmaz. Bunun gibi durumlarda os incisivum gelişmiş olur.

Maksillada Yaşa Bağlı Olarak Görülen Değişiklikler:

Doğumda maksillanın sagittal ve transvers uzunlukları, vertikal uzunluğundan daha fazladır. Proc. Frontalis daha belirgindir ve korpusu da neredeyse alveoler çıkıntısına eşittir. Alveoller, orbita tabanına kadar uzanmışlardır. Sinüs maksillaris bu evrelerde burun boşluğunun dış duvarında oluk şeklindedir.

Erişkinlerde sinüs maksillaris ve proc. Alveolarisin gelişmesi sebebiyle vertikal uzunluk artar. Yaşın ilerlemesiyle tekrar çocuktaki görünümüne döner. Dişlerin dökülmesiyle alveoler çıkıntı basınç etkisiyle küçülür [11, 12].

## 2.2. Maksiller Sinüs

### 2.2.1. Maksiller sinüsün embriyolojisi ve gelişimi

Paranasal sinüsler, nazal fossa etrafındaki kendi isimleriyle anılan kemiklerinden girinti olarak gelişirler. Maksiller sinüs insan vücudundaki en büyük sinüs boşluğudur, paranasal sinüsler arasında da ilk gelişendir [11].

Maksiller sinüs, hamileliğin üçüncü haftasında gelişmeye başlar ve onikinci haftasında orta meatusun embriyonik infundibulum bölgesinden konka nazalis inferior ile konka nazalis media arasından gelişir. Doğumda yaklaşık 6-8 m<sup>3</sup> hacimde olan maksiller sinüs üç yaşına kadar hızlı bir şekilde büyümeye devam eder. Bu hızlı büyüme maksillanın üst parçasının yüzeyel kaslarla çekilmesi, göz küresinin orbita tabanına basıncı, yumuşak damak kasları ve dişlerin sürmesi ile ilişkilidir. Daimi dişlerin sürmesine kadar maksiller sinüs büyümeye devam eder ve son büyüklüğünü de 18 yaşında tamamlar. Maksiller sinüs boyutunun önemi, süren dişler ile oklüzal düzlemin aşağı inerek belirginleşmesinden anlaşılır [11, 44].

### 2.2.2. Maksiller sinüs anatomisi

Maksiller sinüs, mukoza (Schneiderian Membran) ile kaplı hava dolu kavitedir. Aşağıda sert damak ve alveoller, yukarıda orbita tabanı, lateralde zigomatik çıkıntı, medialde alt konka ve arkada infratemporal ve pterigopalatin fossadan ayıran kemik tabaka tarafından sınırlanır. Maksiller sinüs dört köşeli piramide benzer şekildedir. Boyutları transvers planda 2,5 cm, vertikal planda 3,5 cm ve derinliği 3,2 cm'dir. Hacmi ise kişiden kişiye değişkenlik göstermekle birlikte 3 cm<sup>3</sup> ile 20 cm<sup>3</sup> arasında değişmektedir [11, 44].

Anterior Duvar: Bukkal duvar diktörge biçimde olup eksternal sinüs cerrahisinde (Caldwell-Luc cerrahisi) kullanılır. Ön duvarda iki önemli landmark bulunur. Bunlar; orbita alt oluşu ve fossa kaninadır. Kanin bölgesinde ince bir kompakt kemik ve periferde kalın kompakt kemik bulunur [11, 44].

Posterior Duvar: Tüber maksilla ile karşılıktır. Sinüs ile pterigomaksiller fossayı ayırır. Maksiller arter bu duvara komşudur [44].

Superior Duvar: Orbita kavitesinin tabanını oluşturur. Çok kırılğan bir yapıdadır. Blow-out kırıkları açısından önemli bir yapıdır [11].

Alt Sınır (Taban): Sinüs tabanı sert damak ve alveoler proçesten meydana gelir. maksiller premolar ve molar dişlerin kökleri sinüse yakın konumlanırlar [11].

Medial Duvar: İç duvar diktörtgen bir şekle sahiptir. Nazal ve maksiller sinüs arasındaki kemik septumunu oluşturur. İç duvarın alt 1/3'lük kısmını maksillanın proc. Palatinus'u oluşturur. Üst 2/3'lük kısımda ise nasal kavitenin inferolateral duvarı mevcuttur. Bu duvarın ortasında, sinüs hiatus denilen oldukça kırılğan kemikli bir yapı görülebilir [11, 45].

### **2.2.3. Maksiller sinüsün kan damarları ve sinirleri**

Maksiller sinüsün beslenmesi, majör palatinal arterler ile maksiller arterin infraorbital ve posterior superior alveoler dallar ile olmaktadır. Alveoler arter bölgeye posterior dental foramenden girer. Venöz drenajı infraorbital, fasiyal, majör palatin ve superior alveoler venler tarafından sağlanmaktadır [11, 44].

### **2.2.4. Maksiller sinüs fonksiyonları**

Paranasal sinüslerin fizyolojik görevleri kesin değildir. Araştırmacılar, nazal ve olfaktör fonksiyonlara, midfasiyal büyümeye yardımcı olabileceğini düşünmektedirler. Sinüslerin fizyolojik görevleri şu şekilde sayılabilir [46].

1. Hava yoluna yardımcı olmak
2. Kafatasının ağırlığını hafifletmek
3. Önemli yapıları travmalardan korumak
4. Solunum havasının akciğerlere uygun hacimde ve basınçta ulaşmasını sağlamak Sesin rezonansına yardımcı olmak
5. Solunum havasını nemlendirmek, filtre etmek ve ısıtmak
6. Yüz iskeletinin gelişiminde görev almak.

### 2.2.5. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu

Pnömatizasyon, büyüme periyodunda bütün paranasal sinüslerde görülen, hacimde artışa neden olan fizyolojik bir süreçtir. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu doğumda başlar, üçüncü molar dişlerin sürmesiyle sona erer. Bununla birlikte maksiller sinüsün yaşam boyunca hacmini artırma eğilimi vardır [47]. Maksiller sinüs bölgesindeki diş kökleri pnömatizasyonu bir miktar kısıtlamaktadır. Dişlerin kaybıyla, pnömatizasyon artmaktadır ve maksiller sinüs ile ağız boşluğu arasında kemik kalınlığı 1 mm'den daha az olabilmektedir [4, 48].

Pnömatizasyonu; kalıtım, kemik yoğunluğu, kraniyofasiyal yapı, büyüme hormonları, sinüs içindeki hava basıncı, sinüs cerrahisi ve sinüs mukozasının pnömatizasyon eğilimi gibi faktörler etkilemektedir.

Posterior maksillada rezorpsiyon süreci, diş çekimi sonrası geçen süreye bağlı horizontal ve vertikal ilerlediği gibi pnömatizasyonun da katılımıyla birlikte 3 yönlü izlenir. Bu durum 'kullanılmama atrofisi' ile açıklanmaktadır. Diş çekimi sonrası pnömatizasyon nedenleri, üst çeneyi etkileyen çiğneme kuvvetleri ile kemik damarlanmasının azalması sonucu meydana gelen kemik rezorpsiyonu, sinüs hacmindeki artış ve sinüs mukozasının osteoklastik aktiviteyi desteklemesidir [49, 50].

## 2.3. Dental İmplantlar

### 2.3.1. Dental implantların tarihçesi ve gelişimi

Dental implantlara ait ilk bulgular eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar dayanmaktadır. Mısır ve Ortadoğu'da da implantlarla ilgili çalışmalara rastlanmıştır. Eski Mısır yazıtlarında, hayvan ve oyma fildişi dişler ilkel implantolojinin en eski örneklerindedir [51].

1809 yılında Maggiolo, [51] yeni çekilmiş diş soketine immedat tek aşamalı altın implant yerleştirmiştir. İşlem sonrası dişeti inflamasyonu ve ağrı gibi postoperatif komplikasyonlar görülmüştür. 1938 yılında Strock, Harvard'da ilk uzun dönem endosseöz implantı

yerleştirmiştir. Bu implant krom-kobalt-molibdenden yapılmış, baş kısmı koni şeklinde olan ve bu kısma jaket kuron simante edilen bir implanttır.

1960'lı yılların başlarında oral implantlar şok az sayıda kullanılmıştır. En sık kullanılanları; blade, transmandibular veya subperiostal implantlar olarak bildirilmiştir [52].

Branemark 1965 yılında, ilk klinik oral implantını yerleştirmiştir. Takip eden 5 yıl içinde, klinik sonuçları %50 başarı oranıyla kabul edilemez derecede zayıf olarak rapor edilmiştir [52].

İki aşamalı, yivli ve kök şeklinde titanyum implantlar, ilk olarak 1978'de Kuzey Amerika'da Branemark tarafından tanıtılmıştır. Branemark çalışmasında tavşanların femur kemiğine yerleştirdikleri titanyum disklerin belirli bir dönem sonrası osseointegre olduğunu göstermiştir [51].

1982 yılında yapılan Toronto Konferansı'nın modern implantolojinin gelişmesinde önemli bir yeri vardır [52]. Bu konferansta Branemark ve arkadaşları kemik ve titanyum arasındaki ilişkiyi 'osseointegrasyon' olarak açıklamışlardır. Osseointegrasyon; canlı kemik ile implant yüzeyi arasındaki yapısal ve fonksiyonel birleşme olarak tanımlanmıştır [48].

### **2.3.2. İmplant Biyomateryalleri**

İmplantların yapımında şok çeşitli biyolojik uyumlu materyal kullanılabilmektedir. Daha sıklıkla metal ve metal alaşımlar üzerine yoğunlaşılmıştır. Fakat karbon, seramik, kompozitler ve polimerlerle ilgili çalışmalar da yapılmaktadır [53, 54].

#### **Metal ve Metal Alaşımları**

Titanyum alaşımları, vanadium ve alüminyum gibi metalik biyomateryaller implant yapımında yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Eski çalışmalarda krom-kobalt ve molibden, krom-demir ve nikel gibi kombinasyonlar denenmiştir. Platin, altın ve bunların alaşımları gibi değerli metaller daha az sıklıkta kullanılmıştır. İmplant yapımında en çok titanyum materyali kullanılmıştır.



Titanyum kemiğe ve canlı dokulara yapışma özelliğine sahip reaktif bir materyaldir. Saf titanyum, çok iyi mekanik özelliklere ve biyokompatibiliteye sahiptir. Su, hava ya da herhangi bir elektrolite temas ettiğinde yüzeyinde oksit tabakası oluşur. Bu tabakanın kalınlığı yaklaşık 4 mm kadardır [55].

Saf titanyumdaki kuvvet problemi nedeniyle, üreticiler implantların kuvvete karşı direncini arttırmak için titanyum alaşımları kullanmışlardır [51].

### Seramik ve Karbon

Seramik ve karbon grubu alüminyum oksit seramikler, karbon ile karbon-silikon bileşimini içerir. Hidroksiapatit implant yüzeylerinin kaplanmasında çok yaygın kullanılmaktadır. Yüzey kaplamada kullanılan materyaller implantlara gelen yüklerin karşılanması için kullanıldıklarından, bu materyaller rezorpsiyona karşı dirençli olmalıdırlar [56].

### Polimer ve Kompozitler

Silikon, polietilen ve polimetilmetakrilat bu gruba girer. Günümüzde sıklıkla kullanılmamaktadırlar. Ancak teknolojik gelişmelerle kullanımları gelecekte artabilir [56].

### **2.3.3. İdeal bir implant materyalinde bulunması gereken özellikler**

İmplantın yapısal özellikleri başarıyı etkiler. Bu özellikler implantın dizaynı ve geometrisi, yapıldığı materyal, implantın çapı, uzunluğu, yüzey özelliği, dokularla olan biyouyumluluğu gibi faktörlerdir. İmplantın dizaynı ve geometrisi implantın gerilmeye ve strese karşı olan direncini etkilemekte olup osseointegrasyonun sağlanmasında rol oynamaktadır. İmplant materyali olarak günümüzde genellikle saf titanyum tercih edilmektedir. Titanyum implantların da dayanıklılıkları ve biyouyumlulukları iyi olmasına karşın pahalı olmaları dezavantaj oluşturmaktadır [57].

- Kanserojen, irritan ve alerjik olmamalıdır.
- Biyomekanik yönden dokuların fiziksel özellikleriyle uyumlu olmalıdır.
- Korozyona dirençli olmalıdır.

- Mekanik basınçlara ve fiziksel değişimlere karşı dirençli olmalıdır.
- Aşınmaya dirençli, dayanıklı ve hafif olmalıdır.
- Çevre dokularla uyumlu olmalıdır.
- Üretimleri ekonomik olmalıdır.
- Değişik sistemlerle steril edilebilmelidir [58].

#### **2.3.4. Dental implantlarda osseointegrasyon**

Osseointegrasyon kelimesi ilk olarak 1969 yılında, Branemark ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır.[59] Kemik iyileşmesi iskeletsel dokuların biyolojik bir başarısıdır. Orijinal fonksiyon ve yapısını tam olarak rejene edebilen nadir dokulardandır. Bu proses, embriyojenik ve postnasal dönemde kemiğin gelişim ve büyümesine çok benzer bir dizi hücrel aktiviteyle meydana gelir [60].

Osseointegrasyon; direkt veya primer iyileşme kategorisindedir. Osseointegrasyon “ canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında, direk yapısal ve fonksiyonel birleşme” olarak tanımlanmaktadır [51].

Osseointegrasyon, kırık uçları arasında fibröz doku veya fibrokartilaj oluşmadan kemikleşmesiyle oluşan direk kemik iyileşmesiyle karşılaştırılabilir. Aralarındaki fark osseointegrasyonda kemik-kemik arası birleşme yoktur, yabancı materyal olan implant ile kemik arasında birleşme meydana gelmektedir [60].

Osseointegrasyonda 6 ana faktör etkilidir:

1. İmplant materyalinin biyoyumluluğu
2. İmplantın dizaynı
3. İmplant yüzeyi
4. Yük iletimi
5. Cerrahi teknik
6. İmplant yerleştirecek kemiğin niteliği [60]

İmplant çevresindeki kemikte osseointegrasyon süreci 3 aşamada gerçekleşmektedir.

1. Osteofilik faz
2. Osteokonduktif faz
3. Osteoadaptif faz [22]

#### Osteofilik Faz

Pürüzlü yüzeye sahip implant mandibula ya da maksilladaki kansellöz kemiğe yerleştirildiğinde kemikle implant arası kanla dolar ve pıhtı oluşumu gerçekleşir. Kemiğin çok küçük bir kısmı implantla temas halindedir, diğer kısımları hücrelere ve ekstrasellüler sıvıya açılır. Bu etkileşim sırasında sitokin salınımı artar. Bu sitokinlerin kollajen sentezini arttırmak ve kemik metabolizmasını düzenlemek gibi görevleri vardır. İlk haftanın sonunda iltihap hücreleri açığa çıkar. İltihapsal fazın 3. gününde vasküler gelişim başlar. Bu evrede hücrel farklılaşma, proliferasyon ve hücrel aktivasyon başlar. Osteofilik faz 1 ay sürer [22, 51].

#### Osteokonduktif Faz

Bu fazda kemik hücreleri implantın metal yüzeyine yayılırlar. Aradaki boşlukta osteoid dokusu oluşur. Fibrokartilojenöz kallusun kemiğe dönüşüm şekli endokondral kemikleşmede olduğu gibidir. Daha sonra bu osteoid dokusu primer kemiği meydana getirir. Bu kemik yapısı bir geçiş dokusudur. Primer kemik zamanla mekanik dayanıklılığı ve direnci daha yüksek bir kemik dokusuna dönüşmeye başlar. Bu dönüşüm 3. ayda meydana gelir. implant yerleştirildikten sonra 4. ayda implant yüzeyi maksimum kemikle kaplanmış olur [22, 51].

#### Osteoadaptif Faz

Final dönemi olan osteoadaptif faz 4. ayda başlar. Bu fazda remodelling dönemi başlar ve implant yüklenene kadar devam eder. Remodelling kemiğin kendi fizyolojisi içinde yer alan yapım yıkım olaylarının aynı anda gerçekleştiği bir döngü olarak meydana gelmektedir. Bu fazda implantların çevresinde herhangi bir kemik kazanımı ya da kaybı söz konusu değildir.

İmplanttan çevre kemiğe iletilen yüke yanıt olarak primer kemik kalınlaşarak lameller kemiğe dönüşür [22, 51].

Remodelling, osseointegrasyonun son evresidir. Hayat boyu devam eder. İmplant başarısı ve implantların uzun ömürlü olması için önemlidir [60].

Osseointegrasyon ve primer stabilite implant başarısı ve uzun ömürlü tedavi için büyük önem taşırlar. Primer implant stabilitesi; klinik olarak implant yerleştirildikten hemen sonra implantta mobilite olmaması şeklinde tanımlanır ve osseointegrasyonun sağlanması için gerekli bir durumdur [61].

### **2.3.5. Dental implant endikasyonları**

1. Hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olduğu vakalar
2. Hareketli protezde stabilitenin sağlanamayacağı durumlar
3. Hareketli protez kullanımından fonksiyonel olarak rahatsız olacak hastalar
4. Psikolojik olarak hareketli protez kullanımını reddeden hastalar
5. Hareketli protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar
6. Ağızdaki mevcut dayanakların sayısının ve dağılımının yetersiz olduğu durumlar
7. Sabit protezlerde kullanılacak dayanağın olmadığı durumlar
8. Ortodontik ankraj amaçlı olarak
9. Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği
10. Diş agenezisi
11. Konservatif tedavi isteği (hastanın sağlıklı dişlerine müdahale edilmemesi isteği) [57]

### **2.3.6. Dental implant kontrendikasyonları**

#### Majör Kontrendikasyonlar:

1. Majör psikiyatrik bozukluklar
2. Kontrol edilemeyen sistemik hastalıklar
3. Alkol ve ilaç bağımlılığı
4. Hastanın yaşı (büyüme çağındaki genç hastalar)

### Göreceli Kontrendikasyonlar:

1. Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi
2. Yetersiz interokluzal aralık
3. Sert, yumuşak doku patolojileri
4. Yeni çekim kavitesinin bulunması
5. Ağız hijyeninin bozuk olması
6. Risk taşıyan hastalar (radyoterapi almış, ileri periodontal hastalığı olan, sigara kullanan, bruksizmi olan, ciddi osteoporoz şüphesi olan hastalar) [57, 58]

### **2.3.7. İmplant uygulaması sırasında dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar**

Uygulanacak olan dental implantın uzunluğu ve çapı, alveol kemiğin şekli, mevcut kemik miktarı, mandibular sinirin pozisyonu, çeneler arası ilişki, maksiller ve nazal sinüsler gibi anatomik noktalar ile yakından ilgilidir. Mevcut kemik miktarı her zaman ideal özelliklere sahip değildir. Klinisyen bu gibi durumlarda, anatomik şartlara en uygun implant tipini seçmelidir.

Üst çenede dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar; infraorbital arter, ven, sinir paketi, foramen incisivum, foramen palatinum majus, nazal kavite ve maksiller sinüsdür.

Alt çenede dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar; lingual sinir, arter, ven, mental foramen, submandibular fossa ve mandibular kanal ile içindeki nörovasküler banttır [50].

### **2.3.8. Dental implant uygulamalarında karşılaşılan komplikasyonlar**

#### Cerrahi işlemler sırasında ortaya çıkan komplikasyonlar:

1. Anatomik yapıların, örneğin n.mentalis, n.alveolaris inferior, maksiller sinüs, burun tabanı ve alt çene kenarı zedelenmeleri
2. İmplantın çene kemiği içine gereğinden fazla gömülmesi
3. İmplantın kemik içine yeteri kadar gömülmemesi
4. Çene fraktürü

5. Kapatma vidalarının gevşek kalmaları, düşmeleri
6. Yara dudaklarının primer kapatılmaması
7. İmplant boyutunun iyi seçilmemesi
8. İmplantın fazla açılı yerleştirilmesi
9. İmplant yuvaya yerleştirilirken implanta zarar verilmesi
10. Kullanılan aletlerin, örneğin vidaların veya frezlerin kırılmaları
11. İmplant parçalarının yutulması, aspire edilmesi
12. Frez kullanırken hata yaparak implantın boy ve eninden daha farklı bir kavite hazırlanması
13. Hata yapılsa bile kemiğin operasyon anında gözlenen yapısal özelliği ile ilgili olarak yeni bir implant kullanılması gerekliliği [58]

Cerrahi işlemden sonra ortaya çıkan komplikasyonlar:

*Yumuşak doku komplikasyonları:*

1. Kapatma vidalarının açığa çıkması
2. Proliferatif gingivitis gelişmesi
3. Fistül oluşması
4. Ekimoz oluşması
5. İmplant gövdesinin açığa çıkması
6. Sütür apselerinin oluşması
7. Enfeksiyon oluşması ve yayılması

*Sert doku komplikasyonları:*

1. İmplant gövdesinin oynaması
2. İleri derecede kemik kaybı

*Mekanik Komplikasyonlar*

1. İmplant gövdesinin kırılması
2. İmplant üstü yapıların kırılmaları

3. İmplantın yerleşim hataları
4. Fonksiyonel konuşma problemleri
5. TME problemleri [58]

### 2.3.9. İmplant makrogeometrisi

İmplant gövdesinin makrotasarımı, implantla kemik arayüzündeki kemik cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli fonksiyonel kuvvetler karşısında stres iletimi ve implantın yerleştirilmesi sırasında primer stabilite açısından büyük öneme sahiptir.

Yüzeyi düz, silindirik formdaki implantlar cerrahi olarak kolay yerleştirilir. Fakat implantla kemik yüzeyinde yıkıcı streslere neden olurlar. Vida formundaki implantlar, yüzey alanları genişlediği için kuvvetleri daha dengeli ve uygun dağıtırlar. Vida tipi implantlarda primer stabilite daha iyi elde edilir.

İmplant makrogeometrisi incelenirken kemik içi implantlar; yüzey özellikleri, yiv geometrisi, boyu, apikal kısım özellikleri ve çapıyla bütün olarak incelenmeli [50].

#### İmplant Çapı

Endoosseöz implantlarda formu kök şeklinde olan implantların çapları 1960-1970 yıllarında 2 mm'den daha dardı. Bu implantlara 'iğne tipi implant' denilmekteydi. Geniş çaplı implantların geliştirilmeye başlanmasıyla, Branemark 3,75 mm çaplı implantı piyasaya sürmüştür [50].

Mini implantlar, 1.8 ile 3.0 mm arasında değişen, standart çaplı implantlarla aynı biyouyumlu malzemelerden yapılan implantlardır. Yeon Song ve arkadaşları, [62] yaptıkları bir çalışmada implant çapının kemiğe gelen strese etkisini araştırmış ve standart çaplı implantlar ile mini implantlar arasındaki sonuçları karşılaştırmışlardır. Standart implantlar hem in vitro çalışmalarda hem sonlu elemanlar stres analizi yönteminde belirgin şekilde daha yüksek güç ve direnç göstermiştir.

Renouard ve Nisand, geniş implantları; 4,5 mm veya daha büyük çapa sahip olan implantlar olarak tanımlarken, Mijiritsky bu terimi 5 mm'den büyük çaplı implantlar için kullanmıştır. Bununla birlikte Jackson, 4,7 mm çapında implantları "geniş implantlar" olarak kabul etmiştir. Balaji ve ark. , 2,4 mm çapındaki implantlar için "mini" terimini kullanırken Christensen, aynı çapa sahip implantları "küçük çaplı implant" olarak isimlendirmiştir. El-Nawas ve arkadaşları başka bir çalışmada "standart" kabul edilen 3.3 mm çapındaki implantlar için "dar çaplı implant" terimini kullanmıştır [63].

İmplant yüzeyinin kemikle temas ettiği alan, implantın başlangıç stabilitesini etkileyen anahtar faktör olan implant-kemik arayüzeyini belirler. Daha geniş bir implant yerleştirmek iyi bir seçim gibi görünmektedir. Çünkü bu durum implant yüzeyini, dolayısıyla da kemik-implant temas alanını arttırmaktadır.

Jui-Ting Hsu ve arkadaşları, implant çapının primer stabiliteye etkisini incelemişlerdir. 10 mm boyunda farklı çaplara sahip 5 ayrı implant üzerinde çalışmışlardır. Mikro-BT görüntü analizleri primer temas alanının en geniş çaplı implant için en yüksek olduğunu ortaya çıkartmıştır. Bu da primer stabilitenin doğrudan implantın yüzey alanı ile ilişkili olduğunu göstermektedir. İmplant çapının arttırılması, implant yüzeyinin hem kortikal hem de trabeküler kemik ile temasta olan alanını arttırmaktadır [64].

Ertuğrul ve Pipko, 4 mm çapındaki implantları 2,2 mm çaplı implantlar ile invitro bir çalışmada karşılaştırmıştır. Geniş çaplı implantlar, dar çaplılara göre lateral kuvvetlere daha yüksek dayanım göstermiştir [65].

Geniş çaplı implantlar uygulanırken kemik fazla ısıya maruz kalabilmektedir. Bu da termal yaralanma riskini arttırır. Bunun yanında işlem esnasında bukkal ve lingual duvarların zayıflayabilmesi de implant başarısını tehlikeye düşürebilmektedir. Bunlar geniş çaplı implantların dezavantajlarıdır [66].

### İmplant Uzunluğu

İmplant boyunun değerlendirilebilmesi ve boylara göre implantların kategorize edilebilmesi için dünya çapında kabul edilmiş kesin ölçütler halen bulunmamaktadır. Eski



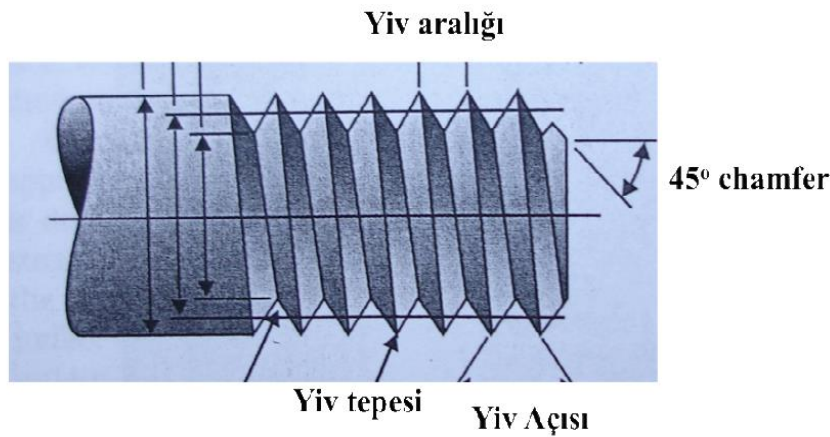
çalışmalar incelendiğinde, araştırmacıların 10 mm'den daha kısa implantlar için kısa implant tanımlamasını kullandıkları gözlenirken, son yıllarda yapılan çalışmalar 8 mm hatta 7 mm ve altındaki implantlar için kısa implant terimini uygun görmekte-dirler [4].

Çalışmalar, kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranlarına sahip olduğunu göstermiş olup küçük implant yüzey alanının, arayüzdeki aşırı baskıları önlemek için tüm oklüzal kuvvetleri dağıtamayacağı inancı nedeniyle önerilmemiştir. Uzun süreli çalışmalar, uzunluk 7 mm'den kısa olduğunda implantların stresleri karşılamadaki yetersizliğinde çarpıcı bir artış olduğunu göstermiştir [67].

Olate ve ark. kısa implantlarla yaptıkları bir çalışmada, kısa implant uygulanan hastalarda erken dönem implant kaybında belirgin istatistiksel bir farklılık olduğunu rapor etmişlerdir [68].

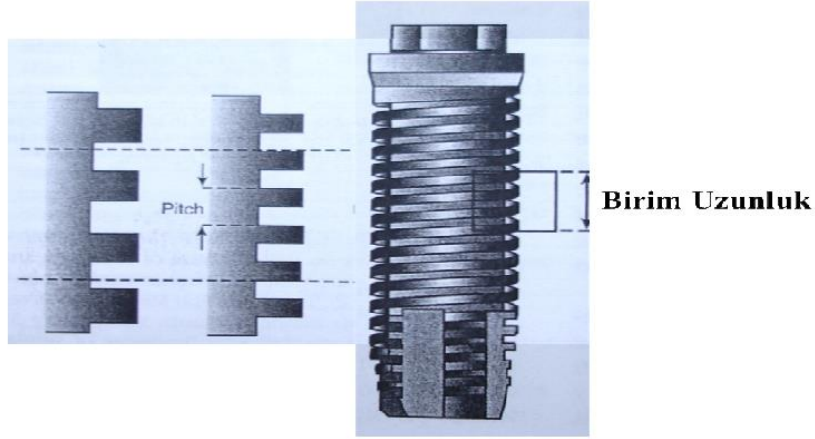
### İmplantlarda Yiv Geometrisi

İmplantlarda yivler, yüzey alanını geliştirmek, kemik-implant arayüzeyinde stres dağılımını kolaylaştırmak ve başlangıç temasını maksimuma çıkarmak için tasarlanır. İmplantın birim uzunluğu başına düşen fonksiyonel yüzey alanı, yiv şekli, yiv derinliği ve yiv eğimi olan 3 farklı yiv geometrisini modifiye edebilir. (Şekil 2.4)



Şekil 2.4. Yiv eğimi, yiv şekli ve yiv aralığı

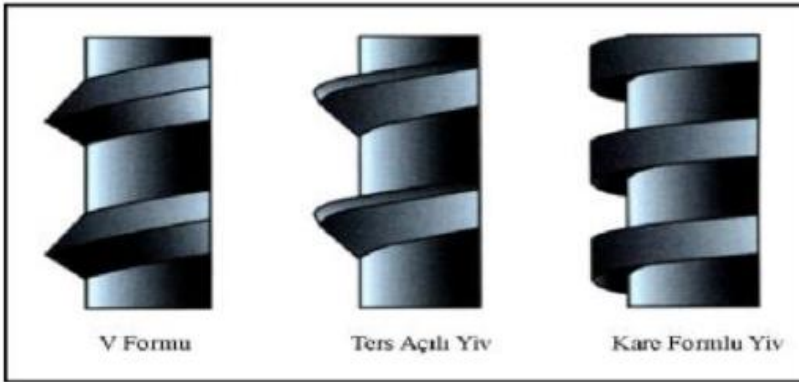
Yiv aralığı, yiv formları arasında kalan akslara paralel ölçülen mesafe ya da aynı aksiyel düzlem ile aksın aynı yüzünde her bir uzunluk başına yiv sayısı olarak tanımlanır. Yivler arasındaki mesafenin azalması, yiv sayısını uzunluk başına arttırır.



Şekil 2.5. İmplantlarda yiv aralığı

Cerrahi uygulamalar sırasında yiv sayısı implantın yerleştirilmesinin kolaylığı ile ilişkilidir. Yiv sayısının azalması cerrahiye kolaylaştırır. Yiv şekli ,yiv geometrisinin bir diğer önemli özelliğidir. Dental implantlarda yiv şekilleri V formunda, ters açılı ve kare formu olmak üzere 3 çeşittir (Şekil 2.6).

Kare yivli implantların yüzey alanları baskı kuvvetlerini dağıtmada daha başarılıdır. Daha önceden yapılan çalışmalarda, sonlu elemanlar stres analizine göre yiv sayısı ve derinliği sabit tutularak, yiv şeklinin kuvvet dağılımı üzerine etkisi araştırılmıştır. Kare formu yivlerin ters açılı ve V formundaki yivlere göre makaslama ve sıkışma kuvvetleri karşısında daha az stres oluşturdıkları bildirilmiştir. Ayrıca kare formundaki yiv şekli daha fazla temas alanı sağlayarak daha yüksek tork değeri gösterir.



Şekil 2.6. İmplant yiv tasarımları

#### 2.4. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemleri

Maksilla posterior bölgede meydana gelen diş kayıplarından sonra maksiller sinüsün periostu osteoklastik aktivite göstermektedir ve kemik kaybına sebep olmaktadır. Bunu takiben erken dönemde önlem alınmadığında kret atrofisi ile beraber vertikal kemik boyutu implant cerrahisi için tamamen yetersiz hale gelmektedir. Böyle durumlarda vertikal yönde yeterli kemik miktarının elde edilebilmesi için maksiller sinüs mukozasının sinüs tabanından eleve edilmesi ve elde edilen boşlukta greft materyalleri kullanılarak kemik oluşumunun sağlanması gerekmektedir.

Maksiller sinüs tabanının greft materyali ile ogmente edilmesi ilk olarak 1970 yılında Tatum tarafından gerçekleştirilmiştir. Başlangıçta krestal yaklaşımı deneyen Tatum, daha sonra modifiye ettiği Caldwell-Luc prosedürünü deneyerek maksiller sinüsün lateral duvarını kırarak sinüse ulaşmış, bu lateral duvarı maksiller sinüs membranını eleve etmekte kullanmış ve otojen kemik grefti uygulamıştır [69].

1980 yılında Boyne ve James benzer bir klinik prosedür uygulamasını takiben maksiller sinüse otojen kemik iliği ve kanselöz kemik yerleştirerek kemik formasyonunu takip etmişlerdir. [70] 1984 yılında Misch tekniği modifiye ederek sinüs ogmentasyonu ve blade-vent implant uygulamasını kombine kullanmıştır [71].

1997 yılında ise Garg ve Quinones bir modifikasyon daha yaparak sinüs ogmentasyonu ile pürüzlü yüzeye sahip implantları birlikte kullanmıştır [72].

### 2.4.1. Sinüs tabanı yükseltme işlemi endikasyonları ve kontrendikasyonları

#### Endikasyonlar

- İmplant yerleştirilecek alanda yetersiz kemik hacmi veya arklar arası mesafenin azaldığı durumlar
- Oroantral fistül tedavisi
- Alveoler yarıkların rekonstrüksiyonu
- Kraniyofasiyal protez uygulanacak kanser rekonstrüksiyonu vakaları [47, 73]

#### Kontrendikasyonlar

##### *Genel Medikal Kontrendikasyonlar*

- Yakın zamanda radyoterapi ya da kemoterapi alınması
- Sepsis
- Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar
- Alkol ve madde bağımlılığı
- Kemik metabolizmasını doğrudan etkileyen lösemi, hemofili gibi kan diskrazileri
- Sigara bağımlılığı
- İntravenöz bifosfonat kullanımı
- Ciddi psikolojik rahatsızlıklar

##### *Kontrendikasyon Oluşturabilecek Lokal Faktörler*

- Kronik sinüzit
- Ciddi alerjik rinit
- Maksiller sinüs enfeksiyonu
- Odontojenik enfeksiyon
- İnflamatuar ya da patolojik lezyonlar [47, 73]

#### 2.4.2. Sinüs Tabanı Yükseltilmesi Amacıyla Uygulanan Teknikler

Günümüzde temel olarak iki yöntemle sinüs mukozasının elevasyonu sağlanmaktadır. Bunlardan ilki ve en yaygın kullanılanı lateral antrostomi yöntemi, ikincisi ise osteotom yöntemi (krestal yaklaşım)'dır.

##### Osteotom Yöntemi (Krestal Yaklaşım)

Bu yöntem farklı literatürlerde "kapalı sinüs yükseltme" , " osteotom yöntemi" , "krestal teknik" ve bu tekniği ilk kez uyguladığı düşünülen araştırmacının ismi olan "Summer's osteotomisi" olarak da geçmektedir [4].

Bu tekniğin amacı, mevcut kemiği korumak ve selektif olarak vertikal yönde kemiğin yerini değiştirmektir. Bu yer değiştirme sonucunda sinüs tabanı yukarı kaldırılmış olur.

Tekniğin uygulanmasında bu iş için özel olarak üretilen osteotom setleri kullanılır. Kullanılan osteotomların ucu gövdelerinden daha ince ve konkavdır. Bu özellikleri sayesinde duvardan kemiği traşlayarak ilerlerler. Sokete penetre olan osteotomun önünde toplanan kemik en derin noktada bir kütle oluşturur. Oluşan bu kemik kütle yukarı doğru itilir ve böylelikle sinüs tabanı ve membranı eleve edilmiş olur [74].

Bu yöntem uygulanırken dikkatli davranılması gerekmektedir. Kullanılan osteotomlar ile sinüs membranı arasında temas olmamalıdır. Osteotomlar sinüs sınırından daha ileriye itilmemelidir. Sinüs mukozası ile sadece sıkıştırılmış kemik kütlesi temas etmelidir. Sinüs membranını eleve eden yapı kemik kütlesidir. Bu kütle miktarını ve elevasyonu arttırmak için otojen kemik greftleri de kullanılabilir [75].

Bu yaklaşımda artan boyutlarda osteotomlar sırayla kullanılarak kemik lateral ve apikal yönde sıkıştırılmaktadır. En geniş osteotom kullanıldıktan sonra çeşitli greft materyalleri eklenebilir. Kemik yüksekliğinin 5-6 mm'den fazla olduğu durumlarda endikedir. Bu yöntemin avantajı konservatif olması, daha az komplikasyon riski taşıması, daha az otojen greft materyali gerektirmesi ve primer stabiliteyi sağlayacak kemik yoğunluğunu arttırmasıdır. Dezavantajı ise 6 mm'den az kemik bulunan durumlarda implant stabilitesinin

elde edilememesi ve görüő alanının yetersizliği nedeniyle perforasyon görülebilmektedir [76].

ITI (International Team for Implantology) tarafından yapılan 4. Uluslararası konsensüs konferansında elde edilen verilere göre, kapalı sinüs tabanı yükseltme işleminin hakkında literatür taraması yapılmış ve 18 çalışmanın sonuçları incelenmiştir. Çalışmalarda, 1096 hastaya 1744 implant yerleştirilmiştir. 12-64 aylık protetik yükleme sonrası başarı oranları %83-100 olarak rapor edilmiştir. Greft materyali kullanılmadan kapalı sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılan 8 çalışmada başlangıçta kemik yüksekliği ortalama 5,8 mm olan 249 hasta için 443 implant uygulanmıştır. Başarı oranları 12-36 aylık takipte yükleme sonrası ortalama %95,6 olarak verilmiştir [77].

#### Lateral Antrostomi Tekniği

Açık sinüs tabanı yükseltme tekniği, aynı zamanda “lateral sinüs lifting”, “sinüs augmentasyonu”, “sinüs tabanı yükseltilmesi (STY)” ve “sinüs tabanının yukarı kaldırılması” olarak literatürde farklı isimlerle adlandırılmaktadır [4].

Açık sinüs tabanı yükseltme tekniğinde, ilk önce dişsiz bölgede kret tepesinden insizyon yapılır ve gevşetici insizyonların ardından mukoperiosteal flep eleve edilerek maksiller sinüsün lateral duvarına ulaşılır. Maksiller sinüsün bulunduğu alan konveks konturuyla dikkat çeker. Sinüs lateral duvarında yapılması gereken osteotominin ideal şekli ovaldir. Bu sayede sinüs membranının perforasyon riski azalır. Mukozayı perforasyon yapmadaki küçük rond frezlerle pencere açılır. Sinüs mukozasını eleve etmek için özel tasarlanmış elevatörlerle kemik ve mukoza arasına nazikçe girilerek mukoza eleve edilir. Kemik penceresindeki kapak sinüs içerisinde superior pozisyona getirilir [76].

Kemik penceresinin alt sınırı ile kret tepesi arasında en az 3 mm mesafe bırakılmalıdır. Böylelikle orijinal kontur kaybedilmez ve kaldırılan mukoperiosteal flebin greft alanına kollapsı engellenmiş olur.

Sinüs mukozası, yerleştirilecek implanta yeterli mesafeyi sağlayacak kadar eleve edilip yükseltilmelidir. Yetişkin bir bireyde maksiller sinüsün yüksekliği ortalama 18-30 mm'dir. Membran elevasyonu ise 15 mm'yi geçmemelidir.

Lateral antrostomi tekniği implantın yerleştirilmesine göre tek aşamalı veya iki aşamalı olarak adlandırılır. Tekniğin seçiminde önemli nokta implantların primer stabilizasyonunun sağlanıp sağlanamayacağıdır. Misch, rezidüel kemikte primer implant stabilizasyonu sağlanabilmesi durumunda eş zamanlı implant yerleştirmenin mümkün olabileceğini belirtmiştir. Bunun yanında eş zamanlı implant uygulamasının endike olabilmesi için rezidüel kemik yüksekliğinin 5 mm'den fazla olması gerektiğini savunmuştur [43].

Eş zamanlı implant yerleştirmenin avantajı, ek bir cerrahi işleme gerek duyulmaması ve iyileşme döneminin kısa sürmesidir. Ancak klinik başarı açısından sinüs tabanı greftleme işleminde geç dönemde implant yerleştirilmesi, eş zamanlı tekniğe göre daha üstündür. Jensen yaptığı çalışmada eş zamanlı implant yerleştirilmesinin başarı oranı %81 bulurken, geç dönem implant yerleştirilmesinin başarı oranını %93 olarak rapor etmiştir [78].

1. *İki Aşamalı Lateral Antrostomi*; ilk aşamada sinüs elevasyonu ile ogmentasyon yapılır. 6-9 ay sonra implantlar yerleştirilir. Bu teknik sinüs tabanındaki kemik kalınlığının 3-4 mm'den az olduğu durumlarda endikedir.
2. *Tek Aşamalı Lateral Antrostomi*; sinüs mukozasının elevasyonu ile ogmentasyonunun yapıldığı seansta implantlar da yerleştirilir. Sinüs tabanındaki kemik kalınlığının 5-6 mm olduğu durumlarda endikedir.

#### **2.4.3. Sinüs tabanı yükseltilmesi işlemlerinin komplikasyonları**

Sinüs tabanı yükseltme işlemi uygulamalarında, komplikasyon oranı oldukça düşüktür. Lateral antrostomi (açık sinüs lifting) tekniği invaziv bir işlem olduğu için komplikasyonlarla karşılaşmak mümkündür. Komplikasyonlar; intraoperatif, postoperatif erken dönem ve postoperatif geç dönem olarak gruplandırılabilir.

### Intraoperatif Komplikasyonlar:

1. *Membran Perforasyonu*; 'Schneiderian membran' olarak isimlendirilen maksiller sinüs membranı 0.3-0.8 mm kalınlığındadır ve eleve edilirken oldukça hassas çalışmayı gerektirir. Literatürde %10-40 oranında membran perforasyonu rapor edilmiştir.
2. *Kanama*; kanama intraosseöz veya membran kaynaklı gelişebilir.
3. *Bukkal Flebin Yırılması*; bukkal flebin operasyon sırasında yırtılması oroantral fistül oluşumuna sebep olabilir.
4. *İnfraorbital Sinir Yaralanması*; bukkal flebin diseke edilerek gevşetilmesi sırasında veya kullanılan ekartörlerin sinire basması neticesinde infraorbital sinir hasarı gelişebilir [74, 76, 79].

Erken Dönem Postoperatif Komplikasyonlar: 9-10 gün içerisinde görülen komplikasyonlardır.

1. *İnsizyon Hattının Açılması*; insizyon hattının açılması enfeksiyona ve greft materyalinin kaybedilmesine neden olabilecek bir komplikasyondur.
2. *Kanama*; 7-10 günlük erken dönemlerde çok sık görülen bir komplikasyon değildir.
3. *Bariyer Membranın Açığa Çıkması*; insizyon hattının açılmasıyla meydana gelen bir komplikasyondur. Enfeksiyona ve greft kaybına neden olur. Bu nedenle dikkat edilmesi gerekir.
4. *İnfraorbital Sinir Parestezisi*; operasyon sonrasında infraorbital, superior labial veya lateral nazal alandaki parestezi genellikle ekartörün nörovasküler demete baskı uygulamasından kaynaklanmaktadır [74, 76, 79].

Geç Dönem Postoperatif Komplikasyonlar: Operasyondan sonraki 3 ayda gelişebilecek nadir komplikasyonlardır.

1. *Greft Kaybı*; genellikle nedeni enfeksiyondur.
2. *İmplant Kaybı*; enfeksiyon sebebiyle tüm greftin alınmasının gerektiği durumlarda, uygulanan implantların çıkarılması gerekir.



3. *Oroantral Fistül*; enfekte greft materyalinden sonra sekonder gelişen bir komplikasyondur.
4. *İmplant Migrasyonu*; geç veya erken dönem komplikasyon olarak ortaya çıkabilir. Yetersiz kemik miktarı ve yoğunluğu nedeniyle implantların stabilitesinin sağlanamadığı durumlarda görülür.
5. *Greftsiz Alanların Kalması*; greftin uygulanması sırasında tüm boşlukların tamamen greftle doldurulamaması sonucu görülür. İkinci bir operasyon ile kalan boşlukların greftle doldurulması gerekir.

En sık karşılaşılan komplikasyon sinüs mukozası perforasyonudur. Sinüs mukozasındaki perforasyonlar eğer 5 mm'den küçükse hızlı rezorbe olan kollajen membran ile perforasyon onarılır ve ogmentasyon tamamlanabilir. Eğer perforasyon boyutu 5 mm'den büyükse daha rijit ve kolay rezorbe olmayan kollajen membran kullanılarak perforasyon alanı onarılır. Ogmentasyon işlemi tamamlanır veya perforasyon sebebiyle sinüsün ve kullanılacak greft materyalinin enfeksiyon riski artacağı için işlem ertelenir. Mukozanın kendini tamir etmesinden sonra operasyon tekrarlanır [76].

#### **2.4.4. Oklüzal yüklerin peri-implant kemiğe etkisi**

##### Mekanik Yüklemenin Kemik İyileşmesi Üzerine Etkisi

Kemikiçi implantların üst yapılarının yüklenmesinin ardından ilk yılda kemik yoğunluğundaki ve mineral içeriğindeki değişikliğe bağlı olarak dayanıklılık da artmaktadır. Kemiğin mineralizasyon süreci ilk aylarda hızlıca ilerlerken 4. ayda %60 oranına ulaşır. Sonraki aylarda bu süreç yavaşlayarak devam eder ve 1 yıl sonunda tamamlanır. Mineralizasyon sürecini tamamlamış kemik, tam olarak mineralize olmamış kemiğe göre daha kuvvetlidir [80].

İmplant cerrahisinde kemikte meydana gelen travma, bölgede rezorpsiyona neden olmaktadır. İmplant yuvasının çevresinde osteositler ve osteoblastik hücreler ilk olarak örgü kemiği meydana getirmektedirler. Sonrasında örgü kemik ile lameller kemik yer değiştirmektedir [81].

Lameller kemik örgü kemiğe göre daha mineralizedir. Bu da oklüzal yüklerle karşı daha dayanıklı olmasını sağlar. Bu sebeple iyileşme dönemindeyken, örgü kemikte oluşan stresler mikro çatlak ve rezorpsiyonlara neden olabilmektedir. Örgü kemiğin lameller kemiğe geçişi ile mineralizasyon tamamlanır ve gerilmenin sebep olduğu şekil değiştirme azalır. Kemik bu dönemde adaptasyonunu sağlayabilmektedir.

Doğal dişler üzerine gelen çiğneme kuvveti, alveol kemikteki trabeküllerin en uygun şekilde karşılayabilmesi amacıyla, kemik dokusu yapısal değişime uğrar. Alveoler kemik trabeküllerindeki bu dizilim 'Wolff Kanunu' ismiyle anılmaktadır. Bu kanuna göre, kullanılmayan dişsiz bölgelerde, kullanılmama atrofisi denilen patolojik durum ortaya çıkmaktadır [48].

Piatelli ve arkadaşlarının maymunlarda yaptıkları çalışmada, fonksiyondaki implantların çevresinde, fonksiyonda olmayanlara göre daha yoğun yapıda kemik gözlenmiştir [82].

#### Dental İmplantlar İle Peri-İmplant Kemik Arasındaki Yük İletimi

İmplant destekli protezlerde tüm klinik yükleme durumlarında, oklüzal kuvvetler öncelikle protetik yapılara daha sonra implant aracılığıyla destek dokularla implant-kemik ara yüzeyine ulaşır.

Yetersiz kemik dokusu bulunan posterior maksillada sinüs augmentasyonu sonunda maturasyonunu tamamlamış greft ve alveoler kemik gibi destek dokularla osseointegre implantlar arasında oklüzal yüklerin dağıtılmasında, üst yapıların biyomekanik etkileri belirleyici olmaktadır [5].

Erişkin bir bireyde doğal dişlerinin etrafında kalınlığı 0.15-0.20 mm olan periondontal bir ligament bulunmaktadır. Dişi alveoler kemiğe bağlayan bu ligamentler yüksek oranda differansiye fibröz dokudan meydana gelmektedir. Bu doku içerdiği lifler ile mikro hareketlilik ve şok absorpsiyonu, sinir sonlanmaları ile duyu fonksiyon, kemik hücreleri ile apozisyon ve rezorpsiyon sağlayan çok sayıda biyolojik yapıyı bünyesinde bulundurur.

Periodontal ligamentler dişe kuvvet uygulandığında meydana gelen stresi absorbe ederek alveoler kemiğe iletilen kuvvetin etkisini ve şiddetini azaltır. Osseointegre olmuş implant çevresinde ligament benzeri yapılar bulunmadığından bu fizyolojik kompensasyon gerçekleşmez. Oklüzal kuvvetler direkt olarak peri-implant dokulara iletilir [83].

Günümüzde implantlar sıklıkla titanyumdan yapılmaktadır. Titanyum materyalinin elastisite katsayısı, kemiğe göre 5-10 kat daha fazladır. Birbirleriyle temasta olan ve elastisite katsayıları farklı olan iki materyalden herhangi birine kuvvet uygulandığında, materyaller arasındaki ilk temas noktasında stres oluşmaktadır [50].

#### **2.4.5. Kemik ve greft materyallerinin mekanik streslere yanıtı**

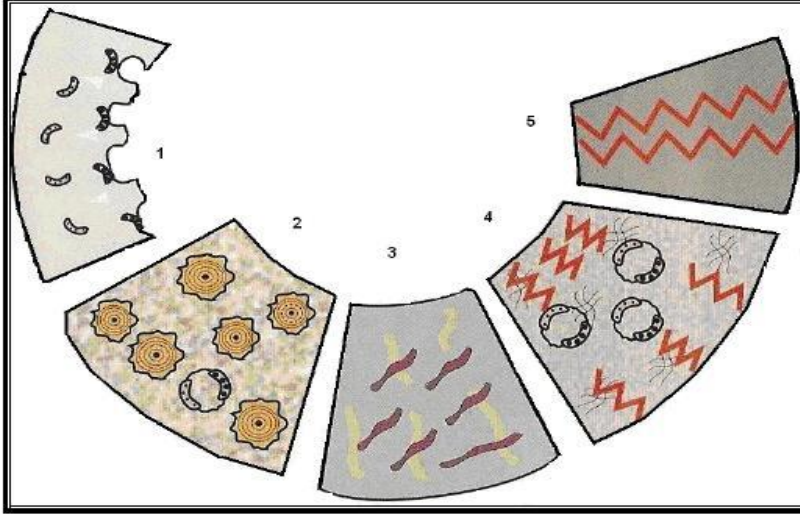
İmplant üstü protezlerde fonksiyon sırasında oluşan yükler protez parçaları ve abutmentlerle implantlara iletilir. Bu kuvvetlere, implantı çevreleyen sert dokular ve yumuşak dokular aracılığıyla biyolojik bir yanıt verilir [5].

Maksilla ve mandibulayı oluşturan kemik dokunun biyomekanik kuvvetlere verdiği yanıt 'mekanotransduction' terimiyle ifade edilmektedir. Kemik hücrelerinin uygulanan her bir mekanik strese verdiği tepki Frost tarafından "Mekanostat Teorisi" olarak isimlendirilmiştir. Frost'un teorsine göre kemiğe uygulanan kuvvet bir miktar arttığında, oluşan gerilme osteoblastların yeni kemik üretimiyle kompanse edilmektedir. Uygulanan kuvvetin sebep olduğu stres sonucu meydana gelen gerilme eşik değerinin daha altına düşer ise kemikte rezorpsiyona, eşik değerinin üstüne çıkar ise kemik yapıda kırılmaya sebep olmaktadır. Frost, erişkin bireylerde kortikal kemikteki gerilmenin şiddetine bağlı oluşabilecek değişiklikleri bir diagramla tanımlamıştır [84] (Şekil 2.7).

Kemikte düşük oranda oluşan şekil değiştirme veya deformasyon "mikrogerilme" birimi ile tanımlanmaktadır. Bin mikrogerilme kemik yapısında % 0,1'lik deformasyona neden olmaktadır ve deformasyon miktarı, iletilen kuvvet ve kemik dokusunun özelliklerine göre değişiklik göstermektedir [85].

Frost'un teorsine göre kemiğe uygulanan yüke oranla kemikte şekil değişikliğine neden olan stresin miktarı daha önemlidir. Erişkin bireylerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2

MPa'lık yük 50-100 mikrogerilmeye, 60 MPa'lık yük 3000 mikrogerilmeye, 120 MPa'lık yük ise 25000 mikrogerilmeye sebep olmaktadır. 25000'lik mikrogerilmeye kemikte ani kırılmalar meydana gelebilmektedir [86].



Şekil 2.7. Frost'un Diagramı[84]

- 1:Akut kullanılmama (50-100 mikrogerilim)
- 2:Adaptasyon (100-1500 mikrogerilim)
- 3:Orta derecede yükleme (1500-3000 mikrogerilim)
- 4:Patolojik aşırı yükleme (3000 mikrogerilim üzeri)
- 5:Spontan kırık (25000 mikrogerilim üzeri)

Doğal dişler üzerine gelen çiğneme kuvveti, alveol kemikleri trabeküllerinde mümkün olan en az materyal ile karşılanmak üzere bir takım kuvvet hüzmeleri "trajektörler" boyunca iletilmektedir. Alveoler kemiğin trabeküllerindeki bu tarzdaki dizilim "Wolff Kanunu" adıyla anılmaktadır. Bu teoride, kemik dokusunun etki eden yükleri en uygun şekilde karşılayabilmek için yapısal bir değişime uğraması ve organize olmasını anlatmaktadır. Eğer dişsiz alana hiç protetik restorasyon uygulanmazsa, alveol kemiğinde kullanılmama atrofisi ismi verilen patolojik durum ortaya çıkmaktadır [87].

Oklüzal kuvvetlerin devamlılığıyla implant etrafındaki destek dokularda modeling ve remodeling adı verilen iki aşamalı bir süreç gelişir. Modelingde kemik şeklinde net bir değişim olurken, remodeling kemik boyutunda veya şeklinde bir değişim olmaksızın sürekli meydana gelen bir adaptasyon sürecidir [88].

Osseointegrasyon; dental implantların operasyon sonrası uzun dönem başarısı bu adaptasyon sürecinin varlığına ve Wolff Kanunu'na göre peri-implant dokulara iletilen stresin sonucunda oluşan gerilmenin miktarına bağlıdır. Protetik üst yapılar aracılığı ile implantlara etki eden kuvvetler fizyolojik sınırlar içerisindeyken bu kompensasyon sistemi osseointegrasyonun güvenilirliğini arttırmaktadır [86].

Peri-implant kemikte meydana gelen aşırı yüklenme durumunda (2000-3000 mikrogerilim) kemikte yüksek oranda deformasyon oluşurken, fizyolojik tolerans sınırının aşılması durumunda (4000 mikrogerilim üzeri), kemik-implant ara yüzeyinde mikro kırıklar meydana gelecek ve osseointegrasyon yapısında bozulmalar olacaktır [88].

İmplant çevresindeki destek dokuların içine giren greft uygulanmış kemiğin, implant stabilitesinin sağlanabilmesi ve devam ettirilebilmesindeki etkisi henüz tam olarak açıklanamamıştır. Fanuscu ve arkadaşları [85], greft uygulanmış ve greft uygulanmamış maksiller sinüse uygulanmış tek implantın stres dağılımındaki etkisini fotoelastik bir model üzerinde incelemişlerdir. Çalışmada kortikal kemiğinin yoğunluğunun (PLM-1) ve trabeküler kemiğinin yoğunluğunun (PLM-2) simüle edilmesi için farklı sertlikte fotoelastik malzemeler kullanılmıştır. Greft materyalinin yoğunluğundaki artışla yük transferi arasındaki ilişkiyi belirlemek için greft dokusunu modele eden fotoelastik materyalin 3. günden 10. güne kadar devam eden osseointegrasyon süresince stres analizleri yapılmıştır.

Çalışmanın sonunda, greft uygulanmış bölgenin yerleştirilen implanta destek olmasında, kullanılan greft materyalinin özelliği ile greftin uygulandıktan sonraki iyileşme ve maturasyon süresinin etkisinin olduğu sonucuna varılmıştır. Yeterli iyileşmenin sağlanması sonunda maturasyonunu tamamlamış greft materyalinin kemik dokusuna göre daha homojen stres dağılımı gösterdiği bildirilmiştir [85].

## **2.5. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemine Alternatif Tedavi Yöntemleri**

Dental implant uygulamasının planlandığı dişsiz alanlarda, rezidüel alveoler kretin dikey boyutunun yeterli olduğu durumlarda yüksek başarı oranı ile geleneksel implantlar kullanılabilir. Bununla birlikte, atrofik maksiller kemiklerde, pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar, zayıf kemik kalitesi ve sınırlı kemik yüksekliği için alternatif olarak kullanılabilir.

Ancak bu implantların yerleştirilebilmesine izin vermek için, sınırlı kemik yüksekliğini arttırmaya yönelik otojen kemik veya sinüs lifting işlemlerinin uygulanması gerekmektedir [89].

Uzun süreli çalışmalar, doğal alveoler kemiğe yerleştirilen implantlar ile greftlenmiş alana yerleştirilen implantların başarı oranları arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermiştir. Bununla birlikte kemik grefti tüm hastalar için olası bir tedavi yöntemi değildir. Artmış postoperatif morbidite, yüksek maliyetler ve hasta rehabilitasyonu zorluğu gibi dezavantajlara sahiptir. Sinüs tabanı yükseltilmesi işleminde hastalarda oluşabilecek bazı komplikasyonlar; sinüs membran perforasyonu, lokal enfeksiyon, ödem, hematoma, maksiller sinüzit ve ilgili bölgenin parestezisidir [89].

Sinüs tabanı yükseltme işleminin kontrendike olduğu hastalarda bu işlemde kaçınmak için çeşitli tedavi alternatifleri uygulanmaktadır.

### **2.5.1. Kısa dental implantlar**

İmplant uzunluğunun seçiminde, mevcut kemik kalitesi ve miktarı ile ısırma kuvvetinin dikkate alınması, implantların başarısında ve protezin sağlığı için kritik bir faktördür.

Kısa implantlar, rezorbe çenelerde daha az invaziv bir tedavi alternatifi sunar. Kısa implant konusunda genel bir fikir birliği yoktur. Yazarların çoğu, 10 mm'den daha kısa olan implantları kısa implant olarak kabul etmişlerdir.

Kısa implantlar birçok avantaja da sahiptir;

- Atrofik çenelerde greft kullanımına gerek kalmaz
- Daha az maliyet, daha az ağrı ve implant yerleşiminden önce daha az cerrahi prosedür gerektirir
- Kompleks cerrahi tekniklerin sahip olduğu komplikasyon risklerini barındırmaz
- İmplantın yerleştirilmesi için gereken osteotomi hazırlığı basitleşir. Kemikte daha az ısınma, daha az irrigasyon ihtiyacı olur [90].

Monje ve arkadaşları, [91] 1997-2011 yılları arasında yayımlanan 13 prospektif klinik çalışmanın metaanalizini gerçekleştirmişlerdir. Kısa implant sayısı 914 olan 1955 dental implant incelenmiştir. Standart implantların başarı oranları %86.7 olup başarısızlıkların en yüksek görüldüğü yıllar postoperatif 6-8. yıllar olarak tespit edilmiştir. Kısa implantların ise başarı oranları %88.1 olarak bulunmuş ve kayıplar en sık 4-6. yıllar arasında bildirilmiştir. Bu çalışma standart implantların kayıplarının kısa implantlardan daha geç olduğunu göstermektedir.

Goene ve ark., kısa implantların ve standart uzunluktaki implantların benzer başarı oranı gösterdiğini bildirmişlerdir. Misch, implant ve etrafındaki alveoler kemik arasındaki temas alanının önemi açısından yük dağılımını eşitlemek için kısa implantlar kullanılırken splintleme önermiştir [90].

### **2.5.2. Sinüs sınırına teğet ve açılı yerleştirilen implantlar**

Sinüs tabanı yükseltme işlemine alternatif uygulanabilecek bir diğer alternatif tedavi yöntemi sinüs sınırlarını teğet geçecek şekilde implant yerleştirilmesidir. Açılı yerleştirilen implantların birçok avantajı vardır. Bunlar; daha uzun implantların kullanılabilmesi, böylece temas (osseointegrasyon) yüzeyinin artırılması, birden fazla kortikal tabakaya ankraj yaparak daha iyi primer stabilite, implantları daha distal yerleştirerek ve dental ark üzerinde daha iyi yük dağılımı sağlayarak kantilever kullanımından kaçınmak ve atrofiye olmuş maksillada kemik greftlerinin ve sinüs lifting işleminin kullanımından kaçınılmasıdır [92].

İmplantüstü protezler aksiyal olmayan yüklemeye maruz kaldığında yüksek riskler ortaya çıkacaktır. Protezin uzun eksenine mümkün olduğunca yakın oklüzal yüklerin yönlendirilmesi önerilir. Bununla birlikte, açılı abutmentlar üzerine yüklemenin çoğunlukla eksen dışı olduğu ve açılı abutmentların böyle olumsuz bir yükleme rejimi ile başarısızlık gösterebileceği bilinmektedir [93].

### 2.5.3. İmplant üzeri distal kantilever uygulanması

Alternatif tedavi yöntemlerinden bir diğeri ve daha eski olanı da protetik uygulamalara dayanmaktadır. Bu teknikte implantlar sinüs bölgesinin anterior ya da posterioruna yerleştirilir ve sinüs bölgesine kantilever eklenir.

Yapılan bir çalışmada 4 ayrı model üzerinde 2 implant üzeri distal kantilever, 2 implant üzeri mesial kantilever, 2 implant arası protetik gövde ve 3 implant üzeri köprü sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırılmıştır. İmplant üzerinde oluşan Von Mises stres (eşdeğer stres) değeri en yüksek, distal kantilever bulunan modelden elde edilmiştir. Distal kantilever uygulanan modelde kortikal ve trabeküler kemiğe stresler de maksimum değerde bulunmuştur [94].

### 2.5.4. Zigoma İmplantları

Zigoma kemiği, maksilladan daha kalın ve daha geniş trabeküler yapıya sahiptir. Bu sebeple implantlar için ideal alan oluşturmaktadır. Zigoma implantları, yükleme süresini kısaltmaları, yüksek torklama değerlerine sahip olmaları, greft uygulaması gibi prosedürlere gereksinim duyulmaması gibi avantajları sayesinde günümüzde diş hekimliğinde iyi bir alternatif olarak kullanılabilir [11].

Rezorbe maksilla, konvansiyonel yöntemlerle implant yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Branemark ve ark.'nın tanıttığı zigoma implantları, majör cerrahi işlemlere gerek olmaksızın rezorbe maksillayı restore etmek için yerleştirilebilir. Yazarlar, 1998'den beri yerleştirdikleri 22 implantta hiç kayıp olmadığını bildirmişlerdir [95].

Zigoma implantları, ilk olarak neoplazi sebebiyle ağır maksiller defektlerde kullanılmış olmakla birlikte sonrasında atrofik maksillalarda kullanımı artmıştır. Atrofiye uğramış posterior maksillada sinüs pnömatizasyonu bulunun total dişsiz hastalarda kullanılan zigoma implantlarının temel endikasyonu anterior maksillada iki ya da dört konvansiyonel implantla beraber kullanım şeklinde belirtilmiştir.



Akut sinüs enfeksiyonu, maksiller ya da zigomatik patoloji varlığı ve malignite sebebiyle implant operasyonu geçiremeyecek hastalar kontrendikasyon oluşturmaktadır. Kronik sinüzit varlığı, bifosfonat kullanımı ve günde 20den fazla sigara kullanımı göreceli kontrendikasyonlardır. Maksiller sinüsteki patolojiler zigoma implantı uygulaması öncesi tedavi edilmelidir.

Branemark'ın orijinal zigoma implantı rezorbe olmuş maksillanın palatal yönünden, ikinci premolar bölgesinde maksiller sinüs içerisinden zigomanın kompakt kemiğine yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Başlangıçta konvansiyonel bir implantın özelliklerine sahip olup sonrasında çapı ve uzunluğu arttırılmıştır. İşlenmiş titanyum yüzeye sahip implantın uzunluğu 30-52.5 mm arasında değişmektedir. Apikal bölgede çapı 4 mm ve krestal bölgede 4.5 mm'dir. İmplant 45° açıyla yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır [96].

Branemark zigoma implantlarının yalnız kullanılmasından ziyade en az iki konvansiyonel implantla birlikte yüklenmesi gerektiğini savunmuştur. Zigoma implantlarının çevresindeki kemiklerde oluşan biyomekanikal stres henüz tam olarak tanımlanamamıştır. Sonlu elemanlar stres analizi zigoma implantı çevresindeki ulaşımı zor alanlarda bile oluşan iç streslerin ölçümü için kullanılabilir [95].

## **2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)**

### **2.6.1. SESA ile ilgili kavramlar**

#### Kuvvet

Kuvvet cisimleri harekete zorlayan, şekillerini değiştiren etkidir. Bir cismin başka bir cisim üzerindeki etkisine de kuvvet denir. Dental implantların üzerinde etkili olan kuvvetlerde önemli olan; kuvvetin tipi, süresi, yönü, şiddeti ve büyüklüğüdür [97].

Kuvvet yön, doğrultu, şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir. Kuvvet birimi SI sisteminde "Newton" (N) olarak ifade edilmektedir [98].

### Gerilim (Stres)

Gerilim bir cisme kuvvet uygulanması sonucu, bu kuvvete karşı birim alanda meydana gelen tepki olarak tanımlanmaktadır. Yüzeyde oluşan gerilim değerini tanımlamak için kuvvet miktarının ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekir. Dış hekimliğindeki araştırmalarda, incelenen boyutlar genellikle 'mm' olarak tanımlandığı için gerilim birimi 'megapaskal' olarak tercih edilmektedir [99].

Kuvvet uygulaması sonucu; çekme (tensile stress), kayma (shear stress) ve basınç (compressive stress) olmak üzere üç temel stres tipi meydana gelmektedir. Çekme gerilmesi; cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi sonucu oluşan gerilme tipidir. Kayma gerilmesi; iki kuvvetin paralel olarak karşılıklı ve aynı yönde cismi etkilemesiyle oluşur. Cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlar. Basınç gerilmesi ise; aynı doğrultuda, aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur.

Yük uygulanan cisimlerde, genellikle tek tip gerilme yerine, üç tip gerilmenin beraber görüldüğü bileşik gerilme hali meydana gelmektedir [99].

3 boyutlu elemanlarda kesme gerilmelerinin "0" olduğu durumlarda asal gerilme değerleri elde edilir. Kemik gibi kırılabilirliği fazla materyallerde asal gerilme değerleri önemlidir.

- Maksimum Asal Gerilim ( $P_{max}$ ) en yüksek gerilim stresini ifade eder. Pozitif bir değerdir.
- Minimum Asal Gerilim ( $P_{min}$ ) en yüksek sıkışma gerilme stresini ifade eder. Negatif bir değerdir [100, 101].

### Şekil Değişirme (Gerinim, Strain)

Cisme belirli bir kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda birim boyutta oluşan boyutsal değişime 'şekil değiştirme' denilmektedir. Gerilme meydana getiren kuvvet aynı zamanda gerinim de oluşturmaktadır. Gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür [102, 103].

### Hooke Kanunu

Bir cisim üzerine kuvvet uygulanması sonucu oluşan şekil değiştirme, kuvvetin kalkmasıyla ortadan kalkıyorsa; bu tip şekil değiştirmeye elastik şekil değiştirme denilmektedir. Kuvvet ortadan kalktığında cisimde bir miktar şekil değiştirmesi kalıcı oluyorsa bu duruma da elasto-plastik şekil değiştirme denilmektedir. Plastik şekil değiştirmede ise değişiklik kalıcıdır. Cisimler için belirli kuvvet sınırlarında gerilme-şekil değiştirme ilişkisi “şekil değiştirme” kanunu ile belirlenir. Şekil değiştirme kanunu 1660 yılında Robert HOOKE tarafından tanımlanmıştır [104].

### Elastisite Modülü (Young’s Modulus)

Elastiklik modülü, bir materyalin elastik sınırlar içerisinde materyalin dayanıklılığını, yani gerilme ile gerinim arasındaki oranı gösteren katsayıdır. Bu modül farklı materyaller için farklı değerler göstermektedir. Gerilme stresi oransal bir değere sahip değildir. Herhangi bir birim ile tanımlanamaz. Bu nedenle elastiklik modülünün birimi gerilim birimiyle aynıdır. (MPa)

$$\text{Elastisite Modülü (E)} = \text{Gerilim } (\sigma) / \text{Gerilme } (\epsilon)$$

### Poisson Oranı

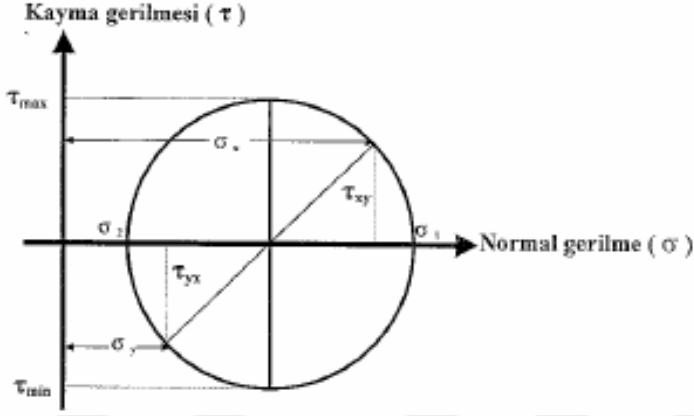
Katı bir materyal aksial bir kuvvete maruz kaldığında yapısında hem lateral hem de aksial yönde gerilme oluşur. Elastik sınırlar dahilindeki gerilim değerlerinde yüklemeye dik yöndeki gerilmenin gerilmenin yükleme yönündeki gerilmeye oranı “Poisson Oranı” olarak ifade edilir. Poisson oranı “V” simgesiyle belirtilir. Herhangi bir birimi yoktur [105].

$$\text{Poisson Oranı (V)} = \text{Lateral Gerinim} / \text{Aksial Gerinim}$$

### Mohr Dairesi

Kuvvet uygulanan cisimlerde üç temel stres (sıkışma, gerilme, makaslama) bir arada meydana gelmektedir. Bu durum bileşik stres olarak tanımlanmaktadır. Bileşik stresin

etkilediği cisimde, kesitlerin değişmesiyle stres türünde değişim meydana gelir ve bu “Mohr Dairesi” adı verilen bir grafik ile gösterilmektedir (Şekil 2.8) [105].



Şekil 2.8. Mohr Dairesi

#### Asal Stres (Principal Stress)

Normal stresler ile makaslama stresi, Mohr dairesindeki dönme açısıyla ilişkili olarak değişir. 3 boyutlu elemanda, en yüksek stres değeri, tüm makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Bir cismin bu konumda olduğu zaman tespit edilen normal stres değerine Asal Stres denir. Asal stres, minimum asal stres, ara asal stres ve maksimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır [104, 106].

#### Von Misses Stresi (Eşdeğer Stres, Equivalent Stress)

Dr. R. Von Misses tarafından bulunan ve şekil değiştirme enerjisi olarak isimlendirilen enerji hipotezi sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımları açısından değerlendirilmesinde kullanılır. “ $\sigma_e$ ” simgesiyle tanımlanır. Çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak kabul edilir. Von Misses gerilmesi 3 asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanmaktadır [104, 106].

### Homojen Cisim

Elastiklik özelliklerinin yapı içinde bir noktadan diğer noktaya değişiklik göstermediği materyallere 'homojen cisim' denilmektedir [104].

### İzotropik Cisim

Üç asal eksen yönünde de benzer özellikler sergileyen materyallere 'izotropik cisim' denir. Gerilme ile şekil değiştirme ilişkileri elastiklik modülüne ve poisson oranına bağlı olarak tanımlanabilmektedir [104].

### Lineer Elastik Cisim

Gerilme ile materyaldeki birim uzamanın doğru orantılı olduğu varsayılarak aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Ancak bu varsayım belli bir gerilme sınırına kadar geçerli olabilmektedir [104].

#### **2.6.2. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları**

- Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir.
- Bağlantı noktası fazla olan cisimler (delikli veya köklere sahip cisimler) rahatlıkla analiz edilebilir.
- Yapısında değişik malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimler ek bir zorluk çıkartmadan analizleri gerçekleştirilebilir.
- Neden-sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının bütününün değil de, küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden analiz edilebilir. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Sonlu eleman stres analiz yöntemi karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metodlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir [107].

### 2.6.3. Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları

- Doğru analizleme için model sisteminin gerçeğe yakınlığı sağlanmalı.
- Mesleki bilgi, tecrübe ve değerlendirme yeteneği gerektirir.
- Güvenli sonlu elemanlar analizi yazılımı ile donanımlı bir bilgisayar gerekir.
- Sonuçları yorumlamak zordur.
- Hatalı sonuçlara açıktır. Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar araştırmacıya bağlıdır [108].

### 2.6.4. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve ilgili terimler

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, bilgisayar ortamında tabiatın taklit edilmesidir. Bu yöntem ilk olarak 1960 yıllarının başında uzay ve havacılık endüstrisindeki yapısal sorunların çözümü için geliştirilmiş ve bugün akışkanlar tekniği, statik analiz, elektromanyetik analiz, akustik ve ısı transferi gibi pek çok alanda kullanılmaktadır [7].

Bu matematiksel analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiştir. Ancak bilgisayar sistemlerindeki gelişmelerle dış hekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Karmaşık, kompleks geometrilerin analizini yapmak için kullanılan sonlu elemanlar yöntemi ile yapının bir, iki ve üç boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilir [109].

Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık mekanik bir sorunun çözümünde kullanılan bir yöntemdir. İncelenecek alanı küçük ve basit alanlara ayırır. Diğer bir ifadeyle SESA, bütün halindeki bir sorunun daha küçük ve basit hale getirilerek, her birinin kendi içinde çözümünün sağlanmasıyla bütünü çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir.

Bu analiz 3 aşamada gerçekleşir:

#### 1. Pre-processing: *İncelenecek yapının modeli elde edilir.*

İlk aşamada yapının sanal modelini oluşturmak için gerçek model taranır ve bilgisayarda modellenmesi gerçekleştirilir. Elde edilen geometrik yapı, geometrisine ve boyutuna uygun

olarak elemanlara bölünür ve “matematiksel model” denilen ağ yapıya (mesh) dönüştürülür [7, 110].

Bu ağ yapıyı oluşturan çizgilerin arasında oluşan iki ya da üç boyutlu yapılar sonlu elemanlar ismini alır. Bu elemanlar sanal stresler altında, kendi gerilmelerini ve şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktarırlar ve onları etkilerler. Sonraki aşamada ağ yapısını oluşturan çizgilerin düğüm noktaları adını alan bağlantı bölgeleri ve belirleyici sınır koşulları oluşturulur [7, 110].

Her bir eleman, modellenen ana yapıyı karakter ve mekanik özellik açısından taklit eder. Elemanlar yapısal olarak mümkün olduğunca basit olmalıdır. Her bir eleman için ayrı ayrı kuvvet dağılımı meydana geleceğinden, analizin duyarlı olabilmesi açısından eleman sayısı mümkün olduğunca çoğaltılmalıdır [6, 111].

## 2. Analiz: Veriler programa yüklenir.

Analiz aşamasında, sanal cismin bünyesindeki her bir elemanın mekanik özellikleri ile yükleme koşulları tanımlanır. Mekanik özellikler belirlenirken poisson oranı ve elastisite modülü kullanılır. Modele uygulanacak kuvvetin şiddeti, açısı ve yönü yükleme koşulları tanımlanırken belirlenir. Modeldeki her bir eleman ana yapının tüm özelliklerini taşımaktadır. Bu sebeple her bir elemanın yüklemeler altında gösterdiği tepkilerin bütünlüğü yapıyı taklit eder. Sonrasında bu çözümler, defleksiyonlar içinde yapılır. Son olarak da elde edilen veriler depolanır ve analizler sonrası tablo ve grafiklerin oluşturulmasında kullanılır [6, 111].

## 3. Post-processing: İşlem sonu analizler çözümlenir.

Bu safhada yapının tümü çözümlenerek sonuçlar elde edilir. Elde edilen veriler grafik ve tablo halindeki teorik ve sayısal değerler şeklindedir. Verilerin bu şekilde yorumlanması mümkün olmamaktadır. Verilerin değerlendirilmesinin kolaylaştırılması için, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel defleksiyonu, stres dağılımları ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde edilebilir [48].

Analizlerin sonucunda pozitif ve negatif değerler elde edilir. Pozitif değerler gerilme tipi stresi ifade ederken negatif değerler sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir.

Uygulanan kuvvetlerle iki tip stres elde edilmektedir. Bunlar;

1. Normal stresler
2. Kesme tipi stresler

Kuvvet tipleri ve etkileri ise;

- *Sıkışma tipi kuvvetler*; kütleleri birbirine doğru iten kuvvettir. Kemik ile implant yüzeyi arasında daha sıkı bir ilişki olmasını sağlar.
- *Germe tipi kuvvetler*; kütleleri birbirinden uzaklaştıran kuvvettir.
- *Kesme tipi kuvvetler*; makaslama kuvvetleridir. Kesme ve germe kuvvetleri implant ile kemik ara yüzeyinde yıkıcı kuvvetlere neden olurlar [50].

Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bu koşullar altındaki normal streslere "*Principle Stress (Asal Stres)*" denir.

Principle (Asal) stress üç çeşittir;

- *Maksimum Asal Stres*; en yüksek gerilme stresidir ve değeri pozitiftir.
- *Ara Asal Stres*; ara değerleri ifade eder.
- *Minimum Asal Stres*; en yüksek sıkışma stresidir ve negatif değerdir [50].



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın hazırlanmasında, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın hasta arşivinden elde edilen 2016 yılına ait bilgisayarlı tomografi (BT) verileri alınmış ve özel bilgisayar programları yardımıyla görüntüler kullanılan modellere dönüştürülmüştür.

Tedavi planlaması yapılmış vakalardan çalışma için uygun olanlara ait BT verileri seçilerek bilgisayar ortamında, posterior maksilla, greft uygulanmış maksiller sinüs, implantlar ve üst yapıların modellenmesinde kullanılmıştır. Greft materyallerinin tanımlanması için referans olarak literatürde yer alan benzer çalışmalar alınmıştır [85].

Daha sonra üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemiyle modeller üzerinde statik lineer analizler gerçekleştirilmiştir.

#### 3.1. İmplantların Modellenmesi

Bu çalışmada implant modellerini oluşturmak üzere, sıklıkla kullanılmakta olan bir implant sistemi seçilmiş (Medentika IPS Implant Sistemi) ve bu firmanın konik (Quattrocone) ve silindirik (Microcone) tasarımlarda iki çeşit implantı kullanılmıştır.

Kullanılan implantların tümü, ilgili implant sisteminde de kullanılmakta olan 3.5 mm ve 4.3 mm çapları ile 9 mm ve 13 mm uzunluğunda olan implantlardır. Silindirik formlu implant (Microcone) kullanılması gereken senaryoda ise aynı implantın özellikleri korunarak ve çapı 4.5 mm'den 4.3 mm'ye indirilerek yeni "ilgili implant sisteminde yer almayan" bir implant oluşturulmuştur.

İmplantlar ve abutmentler "Nextengine 3D tarayıcısı" (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd, Ninth Flor Santa Monica, California 90401) ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmış olup sterolitografik formatta elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 5.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiş ve modeller elde edilmiştir.

Çalışmada kullanılan implantların çap ve boy özellikleri aşağıdaki gibidir.

- Medentika Implant Sisteminde yer alan 3.5 mm çap ve 13 mm uzunluğundaki Microcone Implant
- Medentika Implant Sisteminde yer almayan, senaryo gereği bilgisayar sisteminde oluşturulan 4.3 mm çap ve 9 mm uzunluğundaki Microcone Implant
- Medentika Implant Sisteminde yer alan 4.3 mm çap ve 9 mm uzunluğundaki Quattrocone Implant
- Medentika Implant Sisteminde yer alan 4.3 mm çap ve 9 mm uzunluğundaki Quattrocone30 Implant

### **3.2. Protetik Üst Yapının Modellenmesi**

Bu çalışmada, maksiller birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar dişlerin üzerine yerleştirilen 3 üyeli köprüye ait kronların modellenmesinde dişlerin boyutları ve morfolojileri belirlenirken Wheeler'in çalışmasında kullandığı veriler referans alınmıştır [112].

### **3.3. Posterior Maksilla ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi**

Bilgisayarlı tomografi verilerinden elde edilen maksilla modelinde, "Rhinoceros 3D 5.0" (3670 Woodland Park AveN, Seattle, WA 98103 USA) yazılımı kullanılarak kortikal kemik, spongios kemik ve sinüs kortikal kemik tabakaları modellenmiştir.

Sinüs bölgelerinde, greft modellenirken sinüs kortikal kemiğinin iç duvarıyla sınırlı maksiller sinüs boşluğunu Rhinoceros 5.0 yazılımında doldurulmuş ve gerekli senaryolarda bu modeller kullanılmıştır.

Greftleme uygulanmış modellerde, maksiller sinüs içine denk gelen implant yüzeyleri greftle kaplanmış ve uzaysal olarak doğru koordinatlara yerleştirilerek kemik dokuya ait sistem elemanları ile birleştirilmiştir.

Literatürde yer alan, [113, 114] bu araştırmaya paralel çalışmalardaki ilgili değerler gözden geçirilerek, sinüsün elimine edilmediği modellerde dış kortikal kemik kalınlığı 1mm, iç kortikal kemik kalınlığı 0.5mm, spongios kemik kalınlığı 4.5mm olmak üzere toplam 6mm'lik rezidüel alveoler kret yüksekliği belirlenmiştir.

#### **3.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması**

Bu araştırmada kullanılmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde implant destekli sabit protez uygulaması planlanmış ve ayrıntılı tedavi planlaması amacıyla konik ışıklı BT incelemesi yapılmış hasta kayıtları kullanılmıştır. Bu kayıtlar arasında, araştırmanın içeriğiyle uyumlu olabilecek maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüs sarkması sebebiyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir vaka seçilerek modelleme için kullanılmıştır.

Medikal görüntü formatı olan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) biçimindeki birer mm'lik kesitler alınarak elde edilmiş olan BT verileri, kaynak bilgisayardan USB belleğe aktarılmıştır ve modellemelerin yapımında kullanılacak bilgisayar sistemine taşınmıştır.

Modellemeleri ve SESA analizlerini yapabilmek için, Intel Core® i7 CPU 3,40 GHz işlemci, 500 GB Hard Disk, 8.00 GB DDR3-RAM donanımına sahip ve Windows PRO Professional Service Pack 1 işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır.

Bilgisayarlı tomografi kesitlerinin modele dönüştürülmesi için Marc 2013 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, USA) bilgisayar programı kullanılmıştır. Oluşturulan sanal maksilla modeli üzerinde, planlanan senaryolara göre; greft uygulanmış veya uygulanmamış maksiller sinüs yapısı, mevcut kemik yapısı, farklı uzunluktaki implantlar ve implantlarla uyumlu protetik üst yapılara sahip altı ayrı model elde edilmiştir.

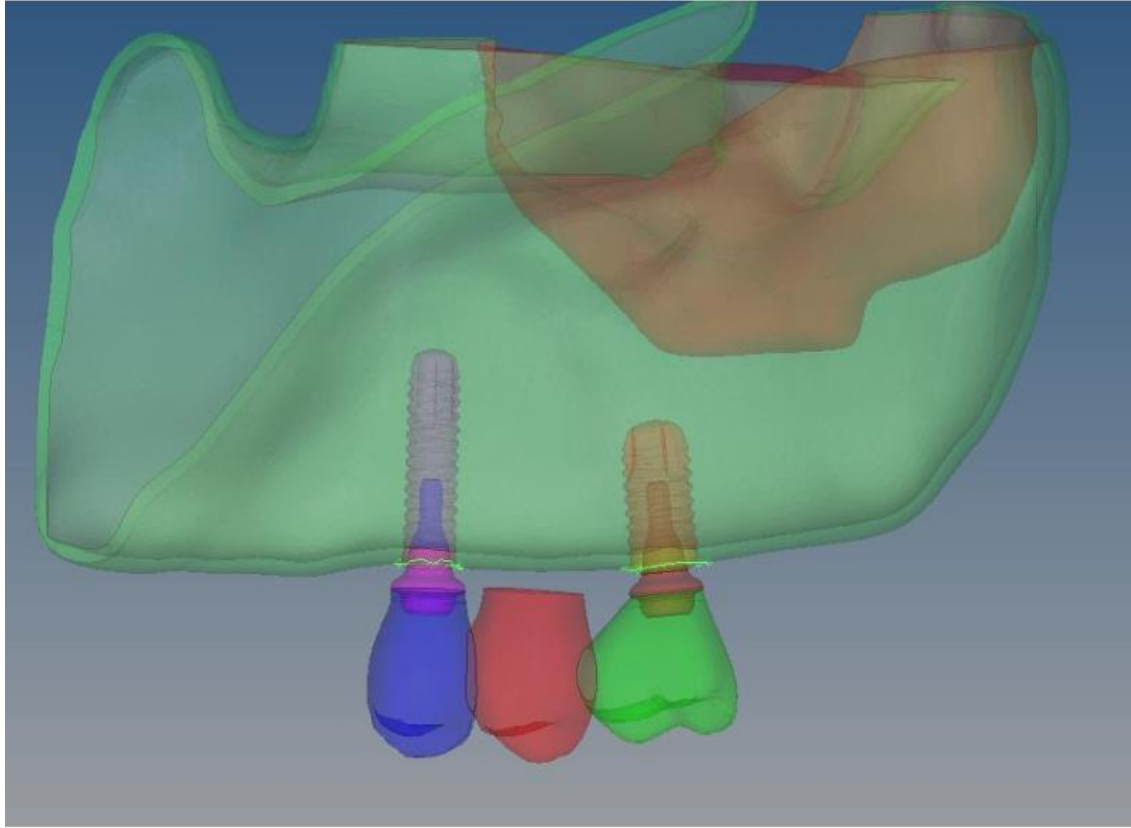
Tüm modellerde 1. premolar bölgesine yerleştirilen implant aynı boyutlarda olup, tüm şartlar bütün modellerde bu konumdaki implantlar için eşit olarak oluşturulmuştur.

Oluşturulan 6 model şu şekilde sıralanabilir:

1. Modellerden birincisinde maksiller sinüs elimine edilmiş ve 1. premolar diş bölgesine 3.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda silindirik (Microcone) implant yerleştirilmiş olup 1. molar bölgesine 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda silindirik (Microcone) implant konumlandırılmıştır.
2. İkinci modelde aynı şekilde maksiller sinüs elimine edilmiş olup 1. premolar bölgesine diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır. 1. molar bölgesine 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda konik (Quattrocone) implant yerleştirilmiştir.
3. Üçüncü modelde yer alan 5 mm rezidüel kemikten itibaren 6 mm yüksekliğinde greft konumlandırılıp, bu bölgeye 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğundaki silindirik (Microcone) implant 1. molar diş konumunda yerleştirilmiştir. 1. premolar diş bölgesine diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır.
4. Oluşturulan dördüncü modelde, üçüncü modelle aynı şekilde sinüs lift ve greft uygulamasının ardından 1. molar diş bölgesine 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda konik (Quattrocone) yerleştirilmiş olup 1. premolar bölgesine diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır.
5. Beşinci modelde 1. molar diş bölgesine implant uygulama sırasında, sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla 1. molar diş bölgesine ilgili firmanın 30 derece açılı konik implantı (Quattrocone30) yerleştirilmiştir. Benzer şekilde 1. premolar diş bölgesine de diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır.
6. Oluşturulan son senaryoda, 1. premolar bölgesine aynı şekilde diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır. 1. molar bölgesine sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınmak için 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda konik (Quattrocone) implant 30 derece mesiale açı yaparak yerleştirilmiştir.

### 3.4.1. Model 1

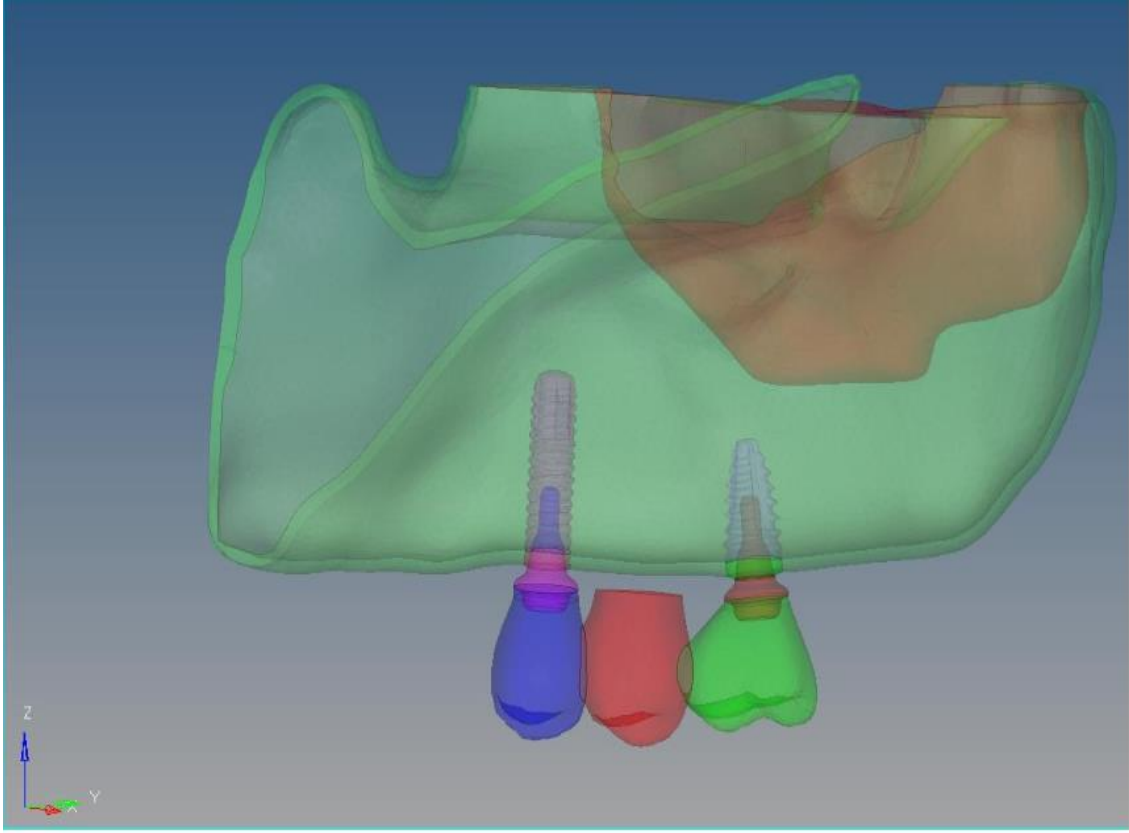
Model 1'de 3.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant maksiller 1. premolar diş ve 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant maksiller 1. molar diş bölgesine uygulanmıştır. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlerden destek alınarak üç üyeli porselen köprü oluşturulmuş ve 2. premolar diş gövde olarak eklenmiştir. Bu grupta maksiller sinüs elimine edilmiştir.



şekil 3.1. Model 1

### 3.4.2. Model 2

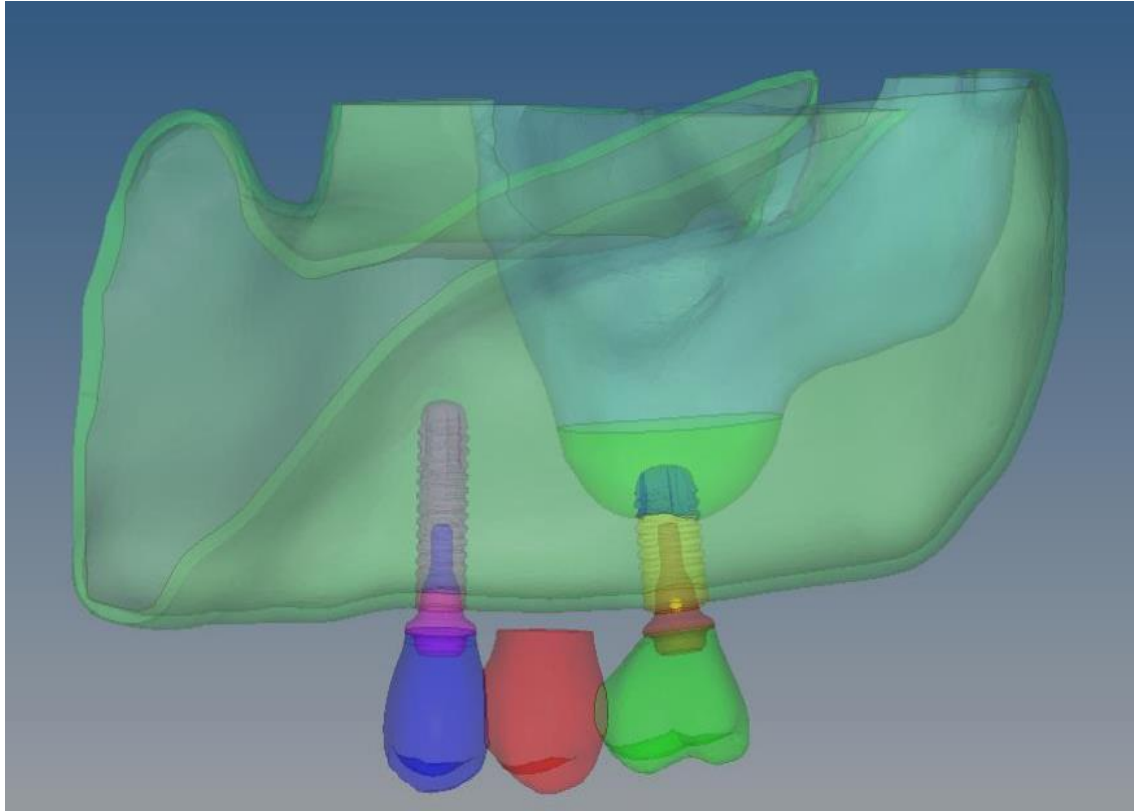
Model 2'de 3.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant maksiller 1. premolar diş ve 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda aktif yivli konik implant maksiller 1. molar diş bölgesine uygulanmıştır. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmenlerden destek alınarak üç üyeli porselen köprü oluşturulmuş ve 2. premolar diş gövde olarak eklenmiştir. Bu grupta maksiller sinüs elimine edilmiştir.



şekil 3.2. Model 2

### 3.4.3. Model 3

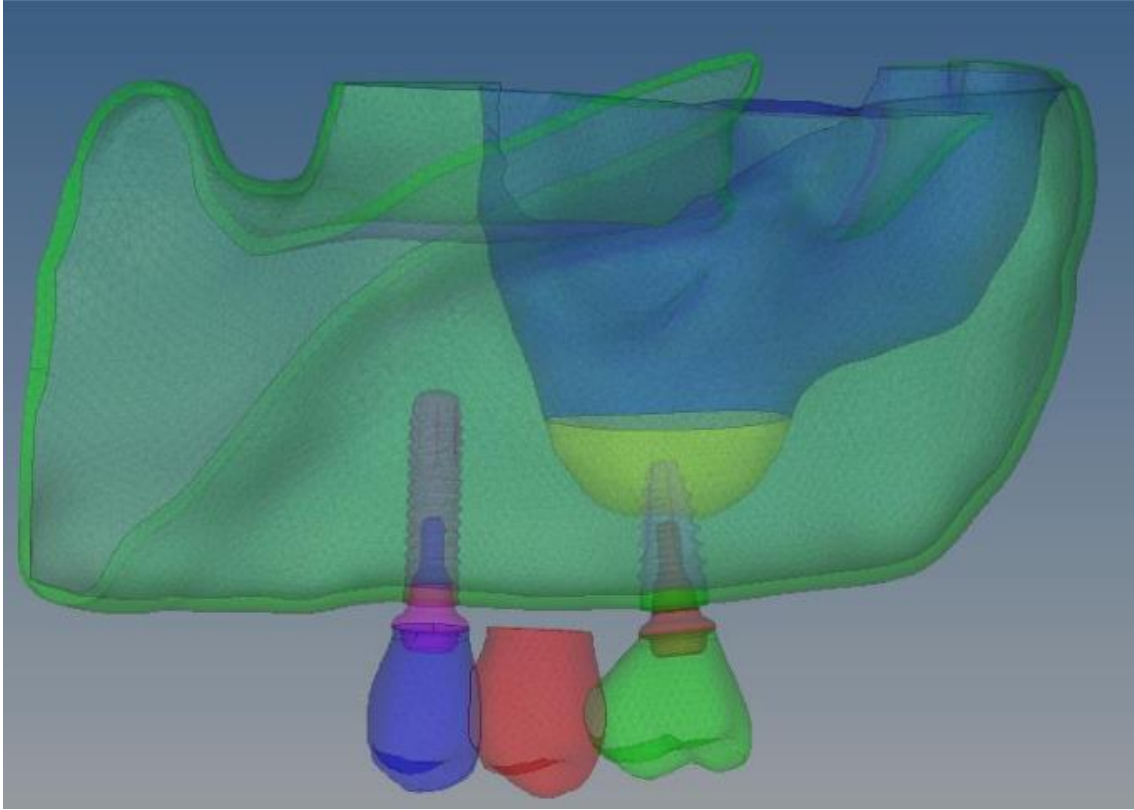
Model 3'de diğer gruplarla aynı olarak maksiller 1. premolar diş bölgesine 3.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant uygulanmıştır. Bu modelde molar bölgesine 5 mm rezidüel kret yüksekliği ile maksiller sinüs oluşturulmuştur. Sinüs membranı lateral sinüs yükseltme işlemi ile greft materyali kullanılarak 6 mm yükseltilmesi planlanmıştır. 1. molar diş bölgesine 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant uygulanmıştır. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmenlerden destek alınarak üç üyeli porselen köprü oluşturulmuş ve 2. premolar diş gövde olarak eklenmiştir.



Şekil 3.3. Model 3

#### 3.4.4. Model 4

Model 4'te de diğer gruplarla aynı olarak maksiller 1. premolar diş bölgesine 3.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant uygulanmıştır. Bu modelde molar bölgesine 5 mm rezidüel kret yüksekliği ile maksiller sinüs oluşturulmuştur. Sinüs membranı lateral sinüs yükseltme işlemi ile greft materyali kullanılarak 6 mm yükseltilmesi planlanmıştır. 1. molar diş bölgesine 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda aktif yivli konik implant uygulanmıştır. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmenlerden destek alınarak üç üyeli porselen köprü oluşturulmuş ve 2. premolar diş gövde olarak eklenmiştir.

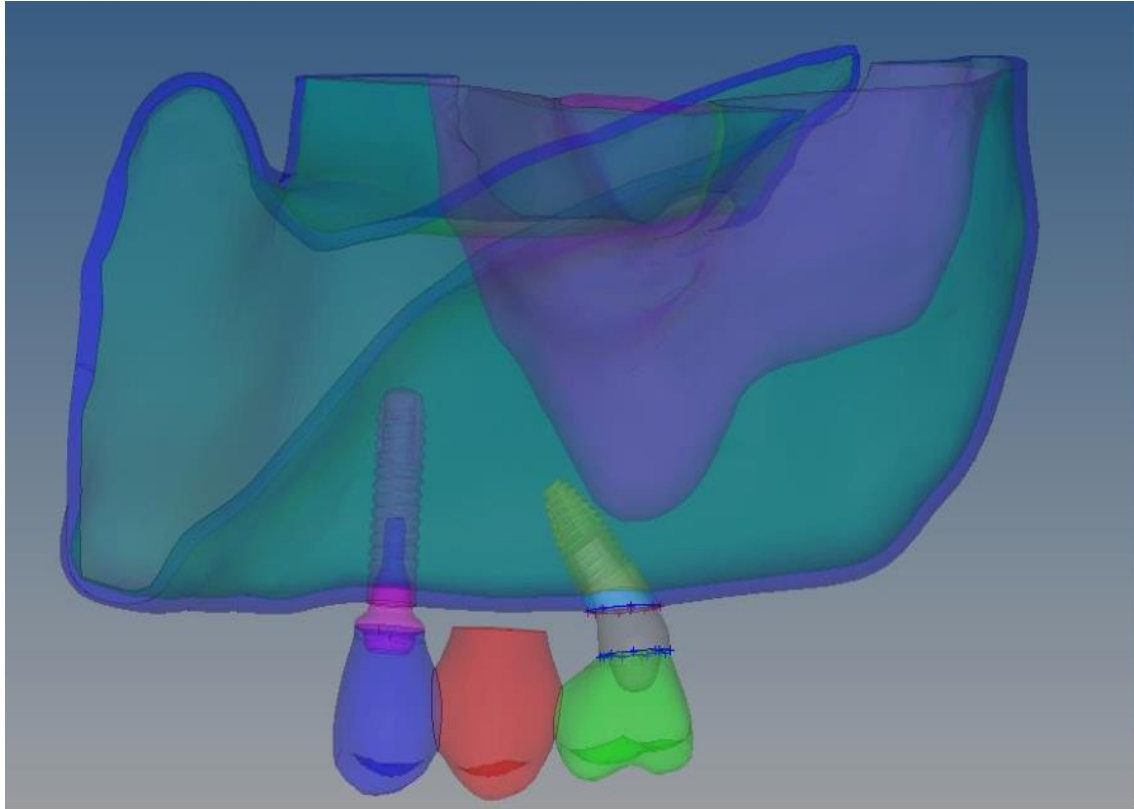


Şekil 3.4. Model 4



### 3.4.5. Model 5

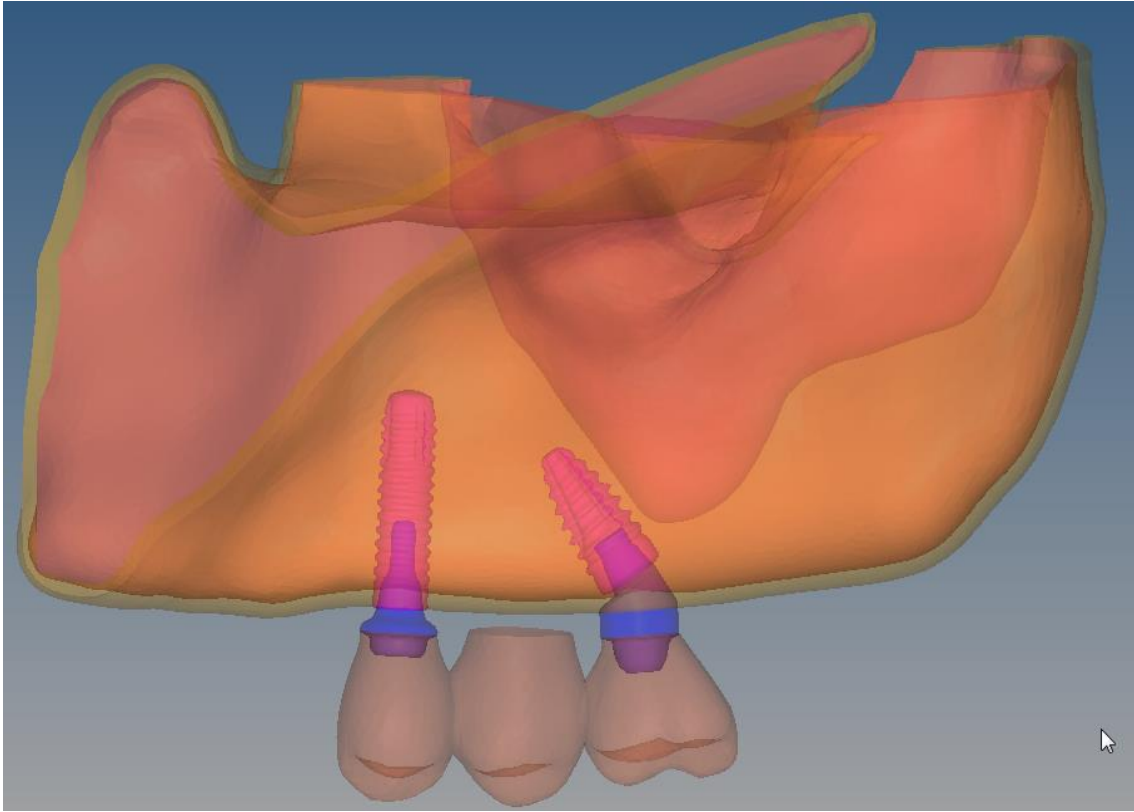
Model 5'te de bütün gruplarda olduğu gibi 1. premolar diş bölgesine 3.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant uygulanmıştır. Modelde 1. molar diş bölgesinde 6 mm rezidüel kret yüksekliği ile maksiller sinüs oluşturulmuştur. Bu bölgede implant uygulanmasında, sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınmak için 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda kendinen 30 derece eğimli aktif yivli konik implant yerleştirilmiştir. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmenlerden destek alınarak üç üyeli porselen köprü oluşturulmuş ve 2. premolar diş gövde olarak eklenmiştir.



Şekil 3.5. Model 5

### 3.4.6. Model 6

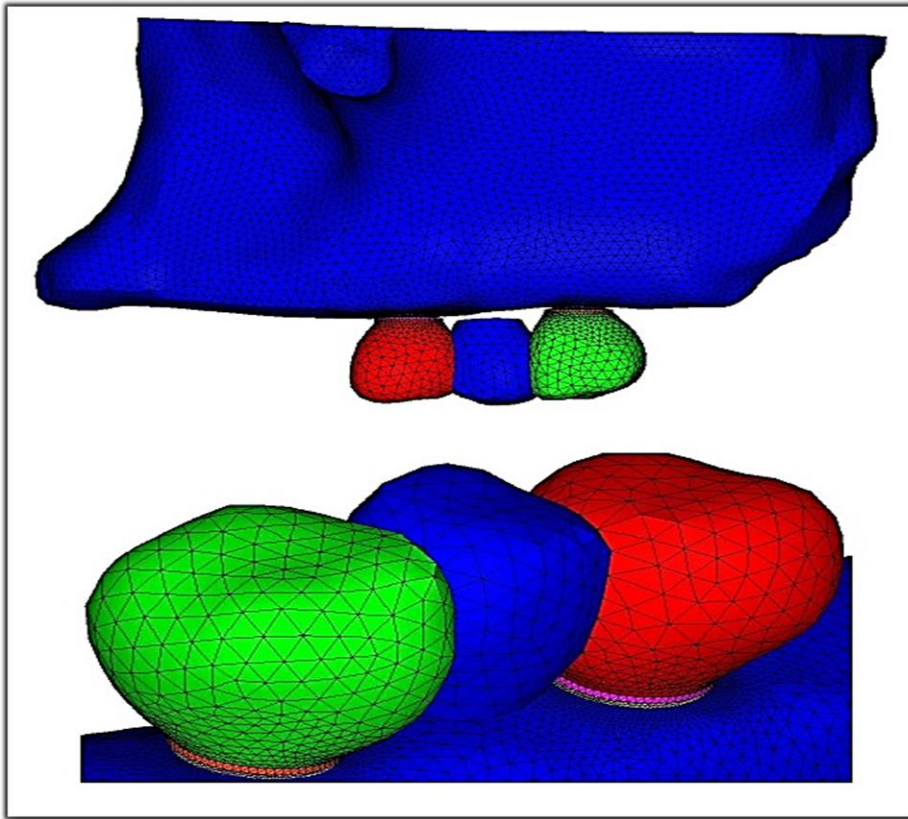
Model 6'da da bütün gruplarda olduğu gibi 1. premolar diş bölgesine 3.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda pasif yivli silindirik implant uygulanmıştır. Modelde 1. molar diş bölgesinde 6 mm rezidüel kret yüksekliği ile maksiller sinüs oluşturulmuştur. Bu bölgede de model 5'te olduğu gibi implant uygulanmasında, sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınmak için 4.3 mm çapında ve 9 mm uzunluğunda aktif yivli konik implant 30 derece açıyla yerleştirilmiştir. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmenlerden destek alınarak üç üyeli porselen köprü oluşturulmuş ve 2. premolar diş gövde olarak eklenmiştir.



Şekil 3.6. Model 6

### 3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Modellerin geometrik yüzeyleri basit küçük parçalara bölünmüştür. Bu bölümlere “mesh” adı verilmektedir [115]. Dağılımın doğru elde edilmesi için dört düğüm noktalı tetrahedral solid elemanlar kullanılmıştır. Düğüm noktaları her modelde homojen dağıtılmıştır. İlk meshlemeden sonra riskli bölgelerdeki elemanlar denetlenmiştir. Çene modelinde, yüzey açılarının daha dik ve dar olduğu riskli bölgeler elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışmamıza ait bir Mesh görüntüsü

### 3.6. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemelerin ardından sonlu elemanlar stres analizi programının, modeller üzerinde çalışabilmesi ve doğru sonuçların alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanabilmesi gerekmektedir [115]. Bu çalışmanın sistem elemanları; maksiller kemik dokusu, greft materyali, implant, abutment, protetik üst yapılar olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda, kortikal kemik ve trabeküler kemiğin kendi iç özelliklerine uygun yük aktarımı yaptıkları ve greft materyalinin maturasyonunu tamamlayarak maksimum sertliğe ulaştığı varsayılmıştır.

İmplantlar ile kemik dokusu; implantlar ile abutmentlar; abutmentlar ile protetik üst yapılar arasındaki bağlantı kesintisiz iletim olacak şekilde sağlanmıştır. Benzer çalışmalar referans alınarak, kemik ile implantlar arasında %100 osseointegrasyon olduğu varsayılmıştır. İmplantların boyun bölgesinin palatinal ve vestibül yüzeylerinde 1.5 mm kemik kalınlığı tasarlanmıştır [85, 114, 116].

Çalışmada, yeterli kemik genişliği olan fakat kemik yüksekliği yetersiz serbest sonlu posterior maksillada farklı tedavi alternatiflerini içeren 6 farklı senaryoya ait modeller kullanılmıştır. Bütün modellerde 1. premolar diş bölgesinde konumlandırılan implant aynı boy ve çapta olup, bütün şartlar her modelde bu implant için eşit olarak oluşturulmuştur. Değişiklikler ve farklı senaryolar yalnızca sinüs bölgesinde yerleştirilen ikinci implant için uygulanmıştır.

İmplantüstü metal destekli protezlerin abutmentlara simante olduğu varsayılmıştır. Siman tabakasının inceliği ile malzeme değerlerinin düşüklüğü nedeniyle ölçümlere etkisinin minimum olacağı düşünülerek ihmal edilmiştir. Siman aralığı ise kontak yüzeyi olarak tanımlanmıştır [85, 114, 116].

### **3.7. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları**

Birleştirilmiş olan model üç boyutlu uzayda serbest konumdadır. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için uygun noktalardan bağlanması ve sınırların tanımlanması gerekmektedir. Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında sonuçların doğru yorumlanabilmesi için modellerin en az iki düzlemde sabitlenmesi gerekir. Bu düzlemlerin de analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmesi gerekmektedir [117].

Bu amaçla çalışmamızda, santral dişin mesialinden geçen sagittal bir düzlem ve maksillanın üst sınırından processus zygomaticus hizasından geçen horizontal bir diğer düzlem oluşturularak sistem sınırlandırılmıştır.

### 3.8. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Hazırlanan modelde gerçek tomografi görüntülerinden yola çıkılarak idealize edilmiş genel bir model oluşturulmuştur. Ayrıca dental implantlarla üst yapılar da modellenmiştir. Oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, implantların ve üst yapılarının yapıldığı materyalleri bilgisayara tanıtmak gerekmektedir. Bu işlemler içinse, deneyler sonucu elde edilmiş, materyallere ait Poisson oranları ve elastiklik modülleri programa aktarılmalıdır.

Bu çalışmada kullanılan bütün materyaller homojen, doğrusal ve izotropik elastik olarak tanımlanmıştır. Posterior maksillada, greftleme sonrası en sık görülen D4 kemik türü spongioz kemiğin modellenmesinde kullanılmıştır. Çalışmada bu tip kemiğe ait materyal özelliği programa tanımlanmıştır.

İki modelde oluşturulan sinüs tabanı yükseltme canlandırmasında kullanılan greft materyali, hayvan kaynaklı ksenogreft olarak kabul edilip, literatürlerde buna benzer çalışmalarda geçen bu materyale ait değerler kullanılmıştır [85, 116].

Protetik üst yapının modellenmesinde; metal alt yapı olarak nikel-krom ve üst yapı porseleni olarak da feldspatik konvansiyonel porselen tercih edilmiştir.

Yumuşak dokuların poisson oranı ve elastisite modülünün çok düşük değerlerde olması sebebiyle gerilim analizlerinde mukoza modeli kullanılmamıştır.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan poisson oranları ve elastiklik katsayıları

	Elastiklik Katsayısı	Poisson Oranı
<b>Titanyum Materyali</b>	110	0,35
<b>Kortikal Kemik</b>	13,7	0,3
<b>Spongioz Kemik</b>	1,37	0,3
<b>Greft Materyali</b>	3,45	0,3
<b>Porselen Materyali</b>	68,9	0,28

### 3.9. Yükleme Koşulları

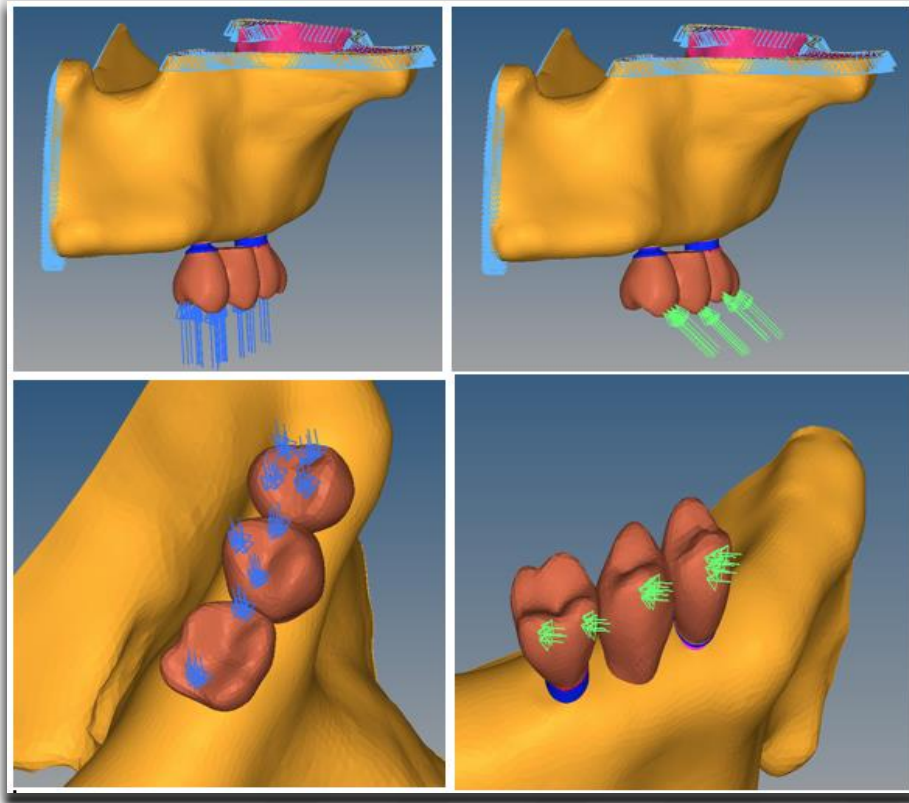
Çalışmada oblik ve vertikal olmak üzere iki tip yükleme kuvveti uygulanmıştır. Bu kuvvetler, Angle'ın tanımladığı Sınıf I diş ilişkilerine göre sentrik temas noktalarına gelecek şekilde uygulanmıştır. Modellere uyguladığımız vertikal kuvvetlerin seçiminde ise Ferrario'nun [118] çalışmasında belirttiği çizelge kullanılmıştır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Cinsiyet ve diş numaralarına göre dişlerin üzerine gelen vertikal kuvvetler (Newton cinsinden) [118]

Diş numarası	1	2	3	4	5	6	7
<b>Kadın</b>							
<b>Ortalama</b>	93.88	95.75	119.68	178.54	206.01	234.46	221.71
<b>SS</b>	38.16	36.59	42.58	77.20	86.52	70.53	73.08
<b>Erkek</b>							
<b>Ortalama</b>	146.17	139.30	190.31	254.08	291.36	306.07	294.30
<b>SS</b>	44.44	51.40	79.36	72.20	57.29	41.99	55.92

Bu çizelgeye göre 1. premolar dişe gelen vertikal kuvvet "V1", 2. premolar dişe gelen vertikal kuvvet "V2", 1. molar dişe gelen vertikal kuvvet "V3" olarak tanımlanmıştır. Erkek ve kadın hastaların dişlerine gelen kuvvetlerin ortalamaları alınmış ve V1 kuvveti 250 N, V2 290 N, V3 ise 300 N olacak şekilde belirtilen noktalara uygulanmıştır.

Oblik olarak uygulanan kuvvetler 200 N olarak belirlenmiştir. Bu kuvvet bukkalden linguale olacak şekilde yatay düzlemde 45° açı yapacak şekilde dişlerin bukkal tüberküllerine tepeden uygulanmıştır [118] (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Çalışmada uygulanan yükleme koşulları

### 3.10. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla ortaya çıktığı için bulunan değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Tüm stres değerleri renk ve miktar skalaları ile gösterilmektedir.

Bu çalışmada verilerin değerlendirilmesi için Tanino ve ark'nın yaptığı çalışmanın materyal mekanik özellik standartları kullanılmıştır [119].

Asal gerilim değerleri kemik, porselen ve greft materyalleri gibi kırılabilir yapılar için oldukça önemlidir.

Bu çalışmada elde edilen verilerde;

- Modelde oluşan gerilme tipi stres: Elde edilecek en yüksek asal gerilim (Pmax)

- Modelde oluřan sıkıřma tipi stres: En dūřuk asal gerilim ( $P_{min}$ ) deęerleri ile ifade edilmektedir. [120, 121]

Çalışmada, analizlerin yapılabilmesi için Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2931 USA) programından yararlanılmıştır.





## 4. BULGULAR

Üç boyutlu modellerle yapılan bu çalışmada sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda; spongiöz kemik, kortikal kemik ve greft materyali gibi tüm implant-destek doku ara yüzleri incelenmiştir. Bu alanlarda meydana gelen sıkışma ve gerilme stresi bulguları oluşturulan grafiklerle ve tablolarla karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmada kuvvet uygulamaları her grup için aynı şartlar altında yapılmıştır. Yükleme kuvvetleriyle oluşan stresleri karşılaştırmak üzere oluşturulan 6 farklı modele ait stres değerleri tablolar ve renkli dağılım skalaları kullanılarak gösterilmiştir. Sıkışma ve gerilme stres değerleri kortikal kemik, spongiöz kemik ve greft materyalinde ayrı ayrı ölçülüp, grafiklerle Pmin ve Pmax değerleri megapaskal (MPa) cinsinden karşılaştırılmıştır.

### 4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

#### 4.1.1. Model 1

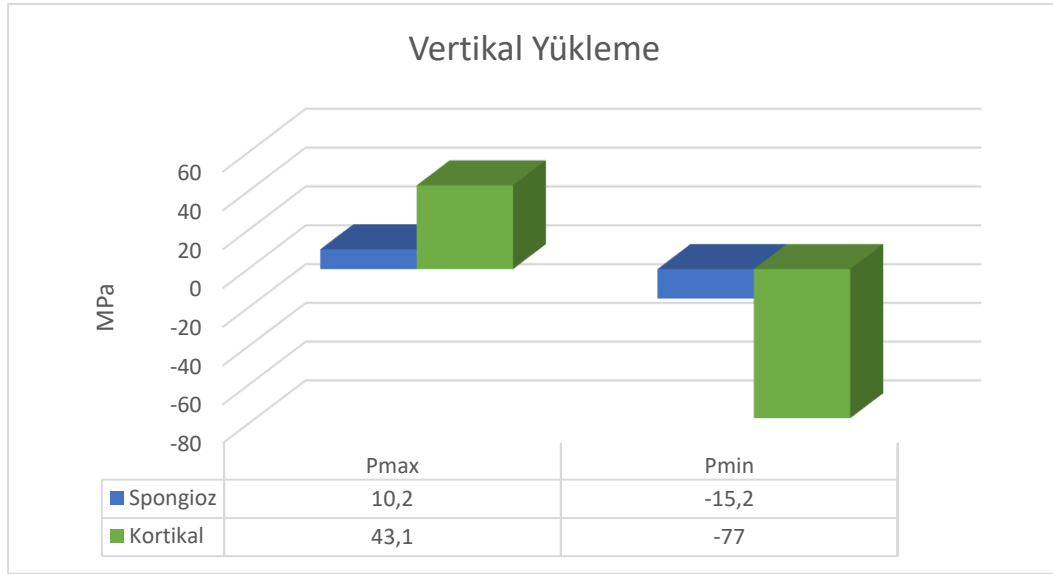
Birinci modelde, tüm gruplarla aynı şekilde, bütün dişlere tek noktadan kuvvet uygulanması yerine kuvvet alanlarına değişik noktalardan kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvet uygulaması her modelde, 1. premolar dişe 2 ayrı alandan 250 N kuvvet, 2. premolar dişe 2 farklı alandan 190 N, 1. molar dişe ise 3 ayrı alandan toplam 300 N vertikal kuvvet uygulanmıştır.

Oblik yüklemelerde 1. premolar ve 2. premolar dişlere tek alandan ve 1. molar dişe 2 ayrı alandan toplam olmak üzere her dişe 200 N'ar kuvvet uygulanmıştır.

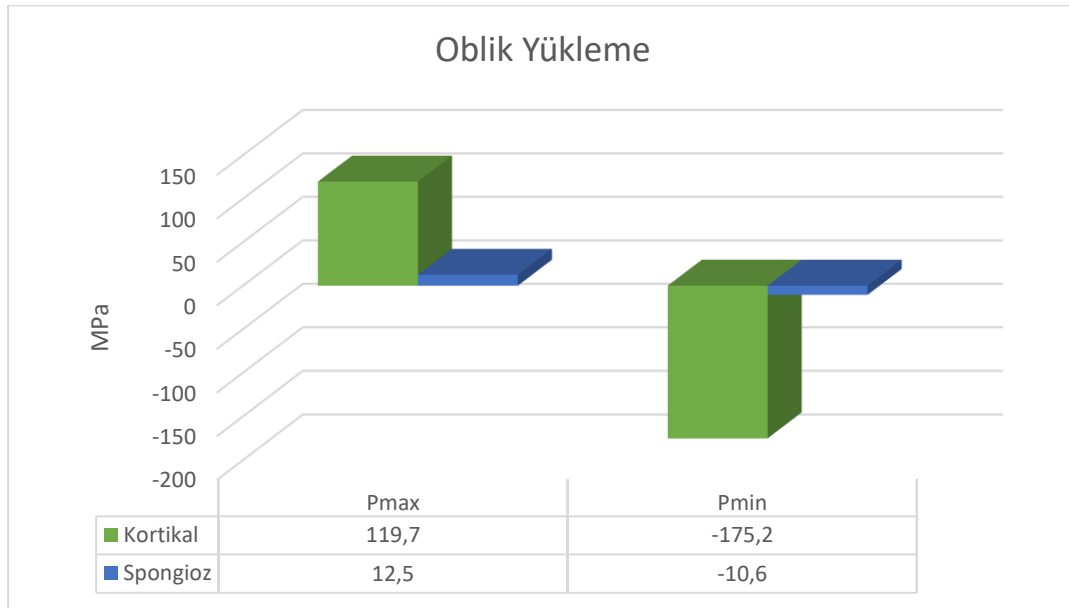
Modelde kuvvet uygulamaları sonucunda implantların çevre dokularında meydana gelen gerilme ve sıkışma streslerinin Pmax ve Pmin rakamsal değerleri ile grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal Yükleme: Vertikal yüklemelerde oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 43.1 Mpa, spongiöz kemikte 10.2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -77 Mpa, spongiöz kemikte ise -15.2 Mpa olarak ölçülmüştür.

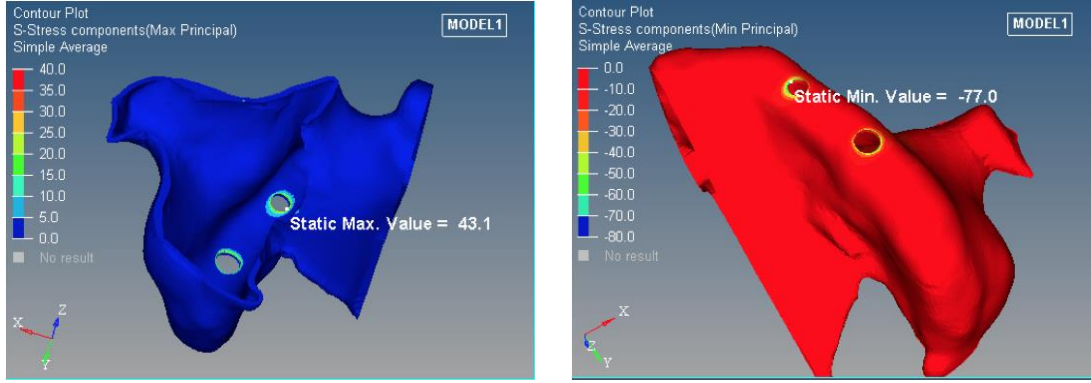
**Oblik Yükleme:** Oblik yüklemde oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 119.7 Mpa, spongios kemikte ise 12.5 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -175.2 Mpa, spongios kemikte ise -10.6 Mpa olarak ölçülmüştür.



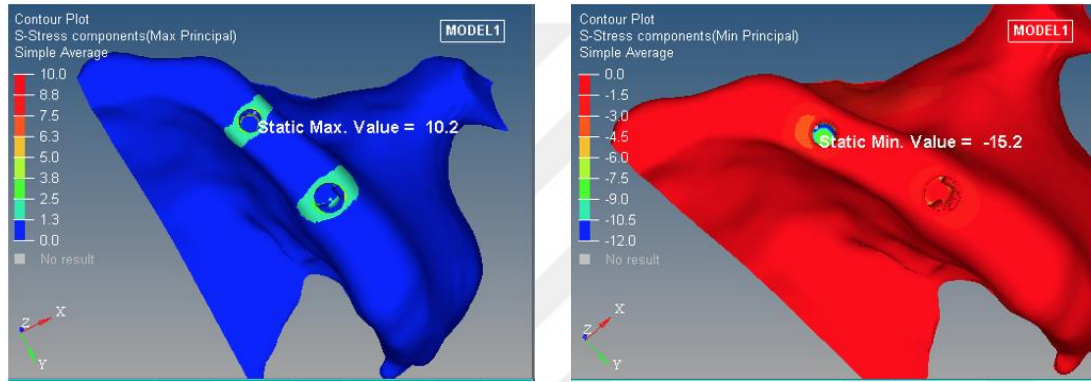
Şekil 4.1. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler



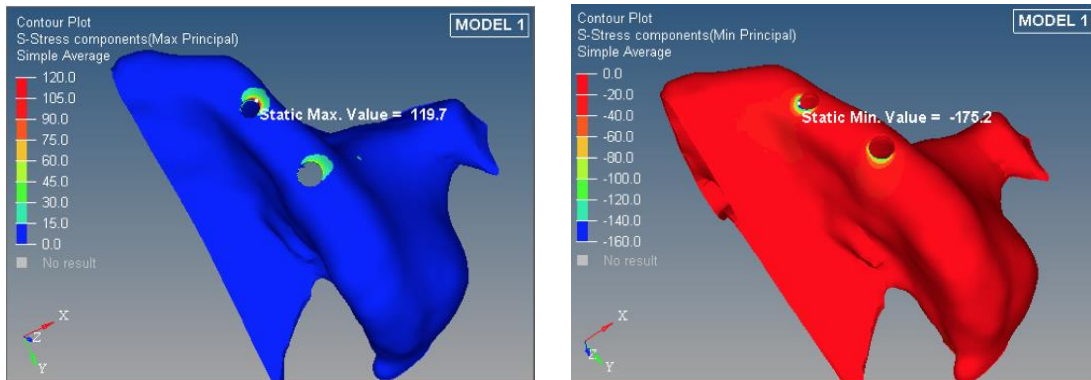
Şekil 4.2. Model 1'de oblik yüklemde kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler



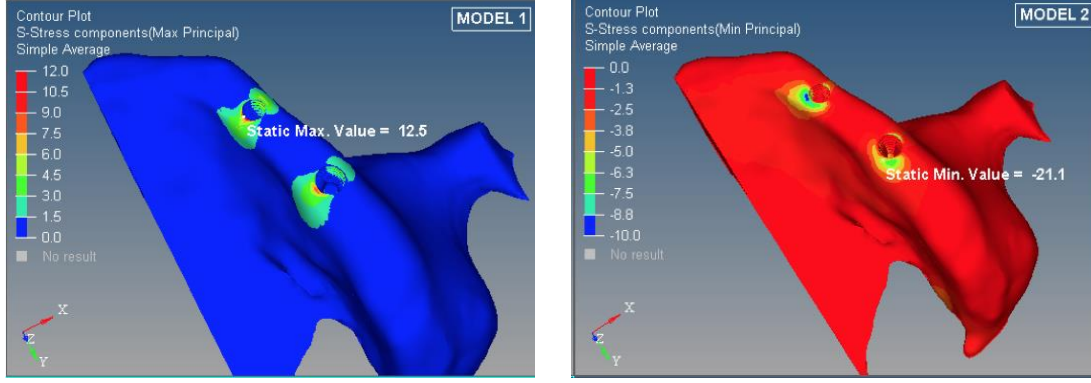
Şekil 4.3. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



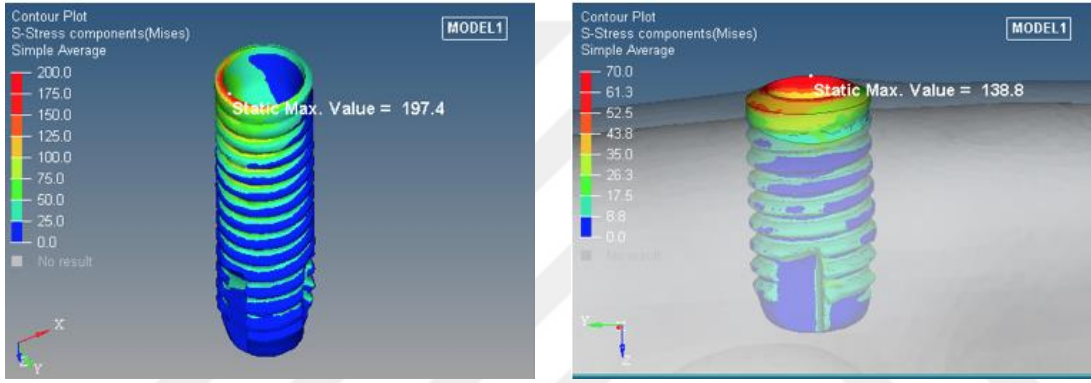
Şekil 4.4. Model 1'de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.5. Model 1'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.6. Model 1’de oblik yüklemde spongöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.7. Model 1’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



Şekil 4.8. Model 1’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

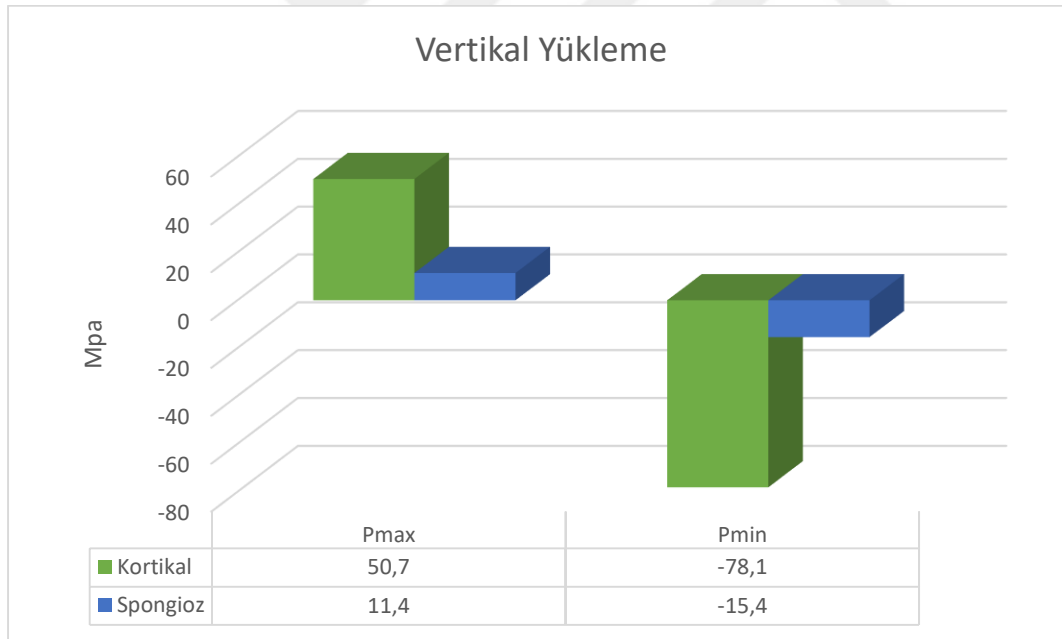
#### 4.1.2. Model 2

İkinci modelde diğer gruplarla aynı olacak şekilde, bütün dişlere birden çok noktadan kuvvet uygulanmıştır.

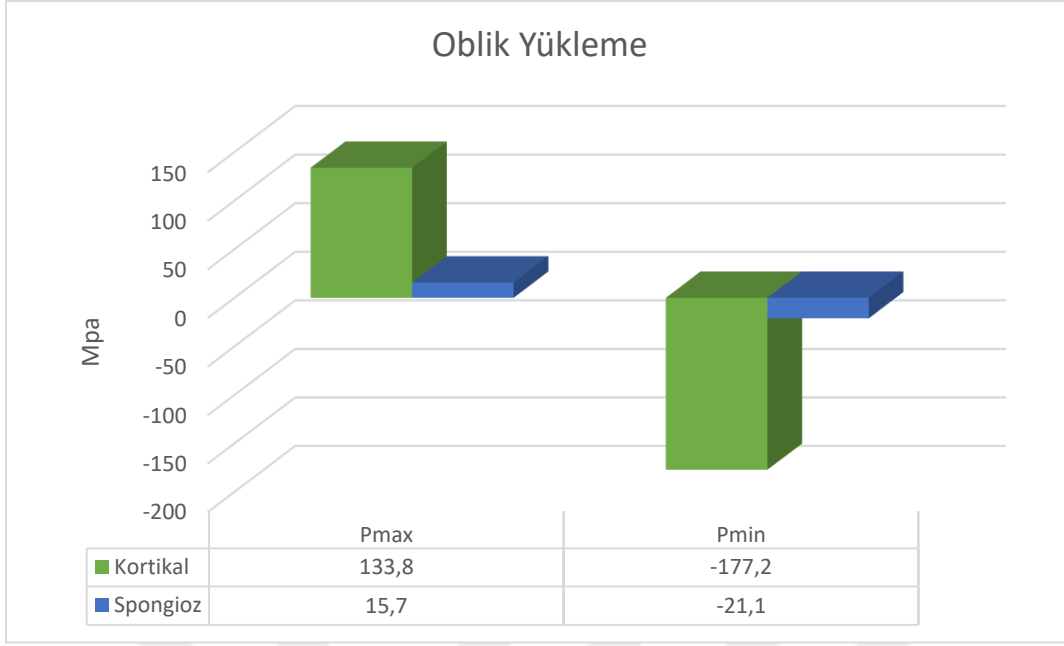
İkinci modelde uygulanan kuvvetler sonucu implantlar çevresindeki dokularda meydana gelen sıkışma ve gerilme streslerinin Pmax ve Pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

**Vertikal Yükleme:** Vertikal yüklemeyle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 50,7 Mpa, spongioz kemikte 11,4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri ise değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -78,1 Mpa, spongioz kemikte ise -15,4 Mpa olarak ölçülmüştür.

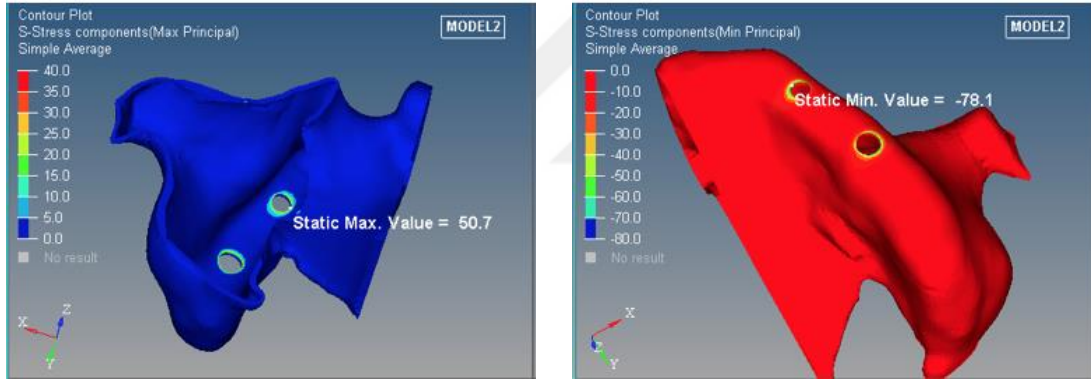
**Oblik Yükleme:** Oblik yüklemelerle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal oluşan Pmax değeri 133.8 Mpa , spongioz kemikte ise 15.7 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -177.2 Mpa, spongioz kemikte ise -21.1 Mpa olarak ölçülmüştür.



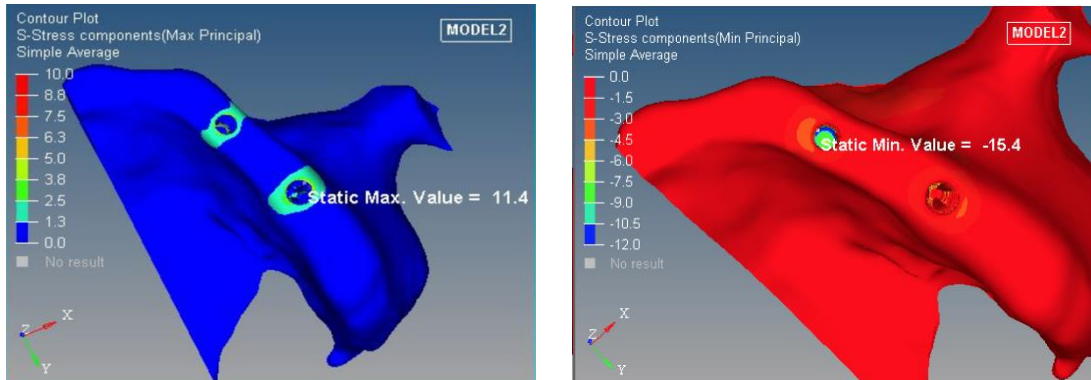
Şekil 4.9. Model 2'de vertikal yüklemeye kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



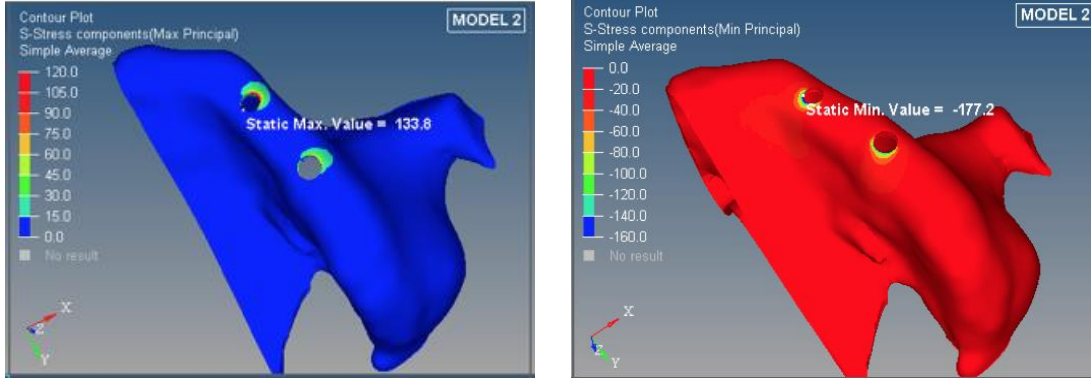
Şekil 4.10. Model 2’de oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



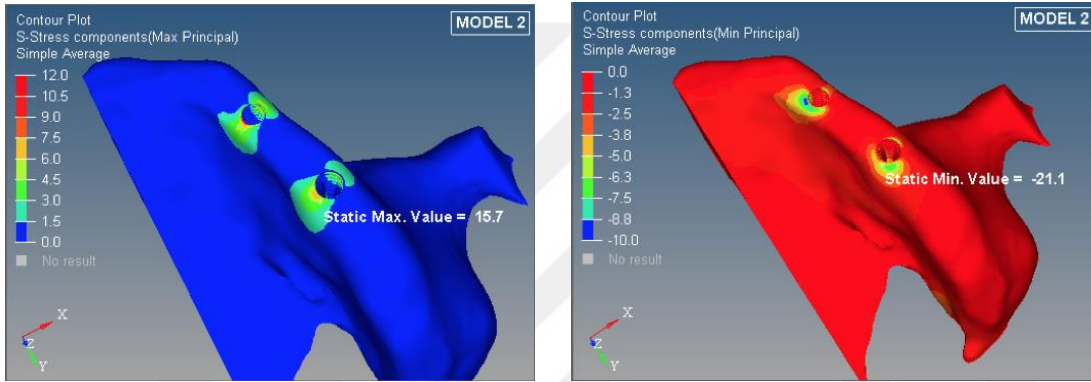
Şekil 4.11. Model 2’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



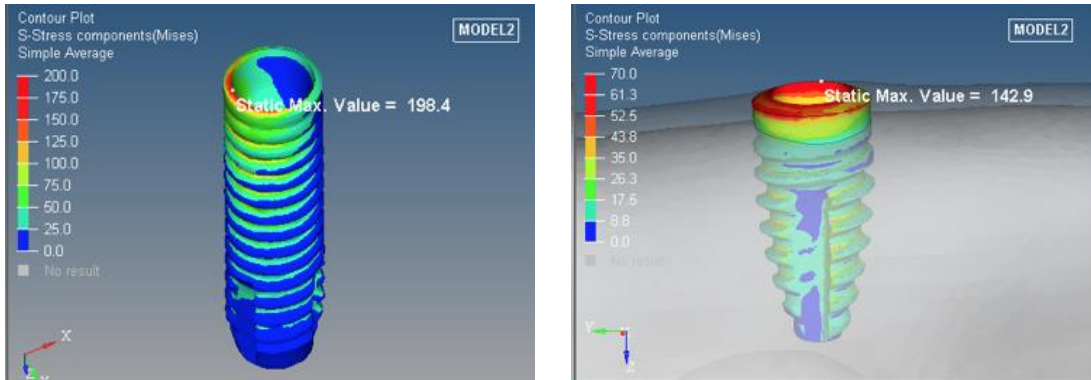
Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



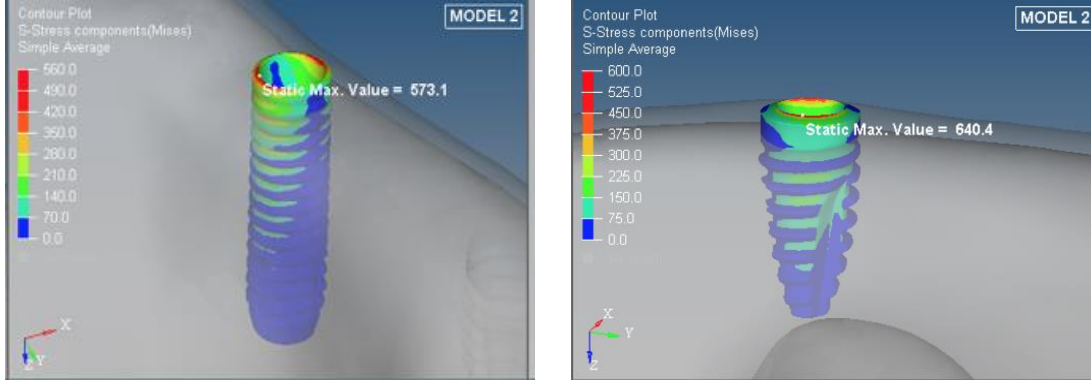
Şekil 4.13. Model 2’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.14. Model 2’de oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.15. Model 2’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



Şekil 4.16. Model 2’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Mises değerleri

#### 4.1.3. Model 3

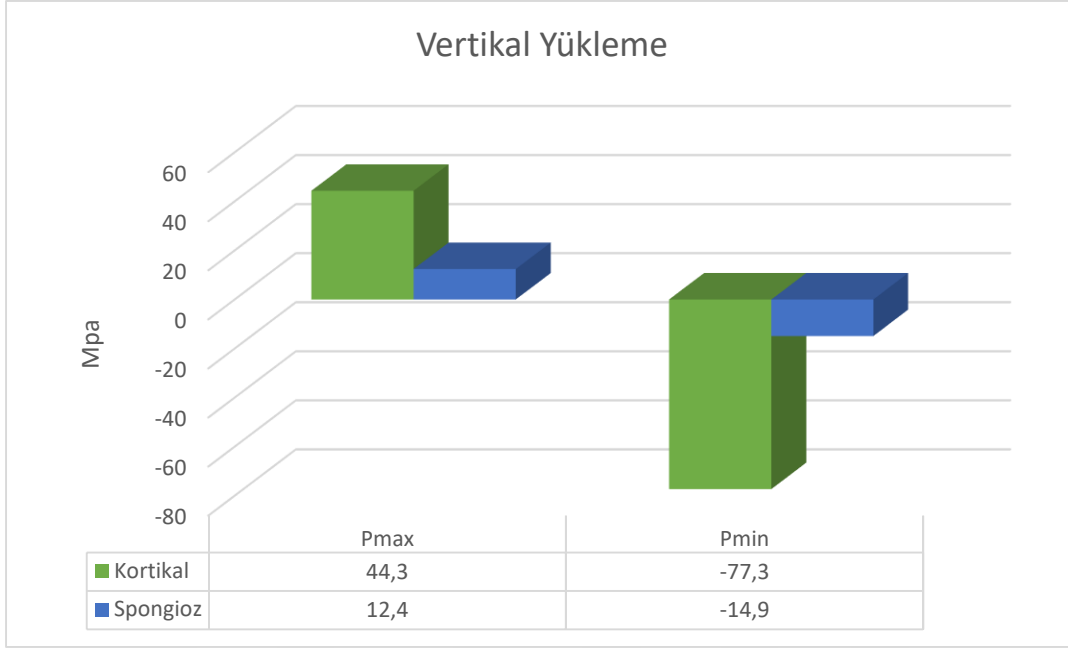
Model 3’te molar diş bölgesine lateral sinüs tabanı yükseltme işlemi uygulanmıştır. Bu grupta da diğer gruplarla aynı şekilde, bütün dişlere tek bir nokta kuvvet uygulamak yerine birden çok noktadan kuvvet uygulaması yapılmıştır.

Bu gruptaki kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda meydana gelen sıkışma ve gerilme streslerinin Pmin ve Pmax rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

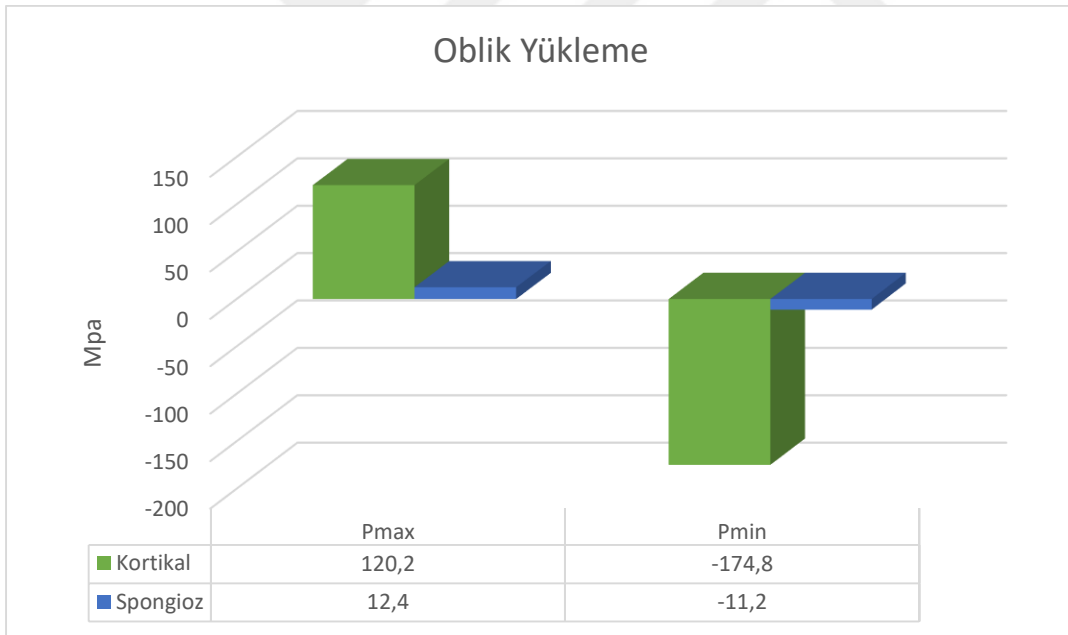
**Vertikal Yükleme:** Vertikal yüklemeye oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 44,3 Mpa, spongios kemikte 12,4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri ise değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -77,3 Mpa, spongios kemikte ise -14,9 Mpa olarak ölçülmüştür.

**Oblik Yükleme:** Oblik yüklemelerle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 120.2 Mpa , spongios kemikte ise 12.4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -174.8 Mpa, spongios kemikte ise -11.2 Mpa olarak ölçülmüştür.

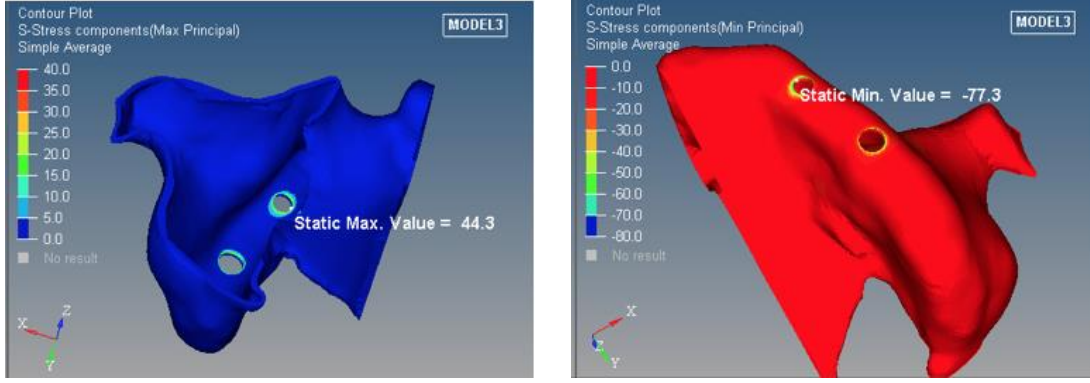




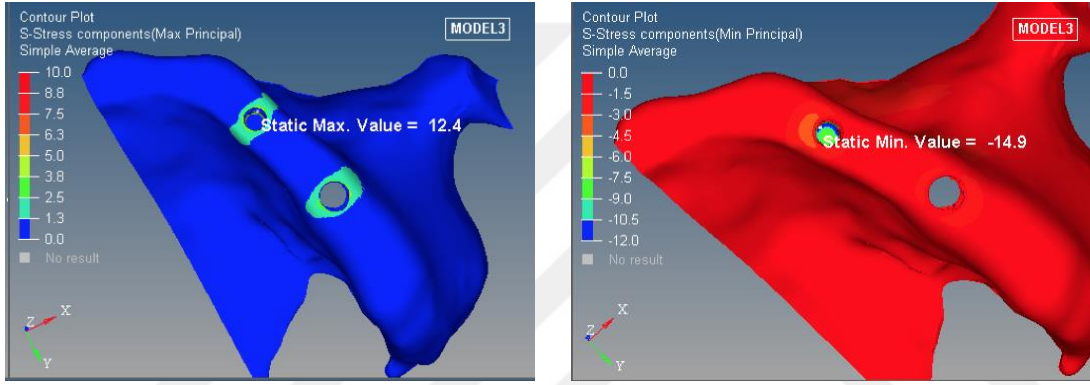
Şekil 4.17. Model 3'de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



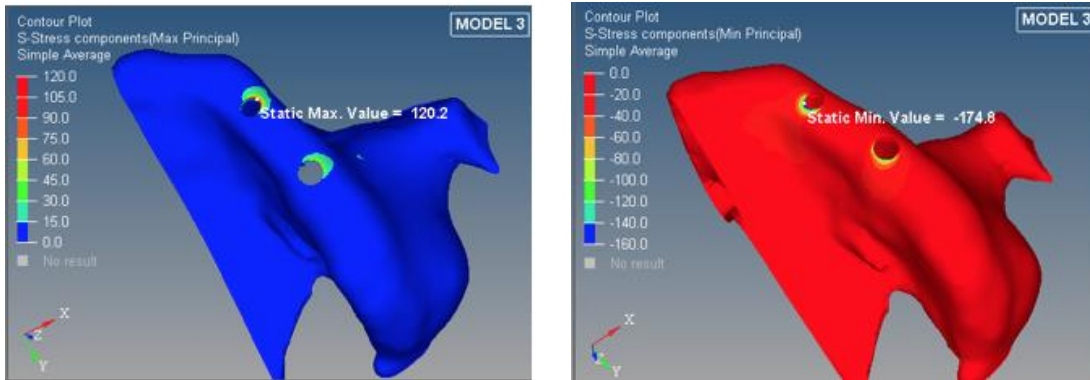
Şekil 4.18. Model 3'de oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



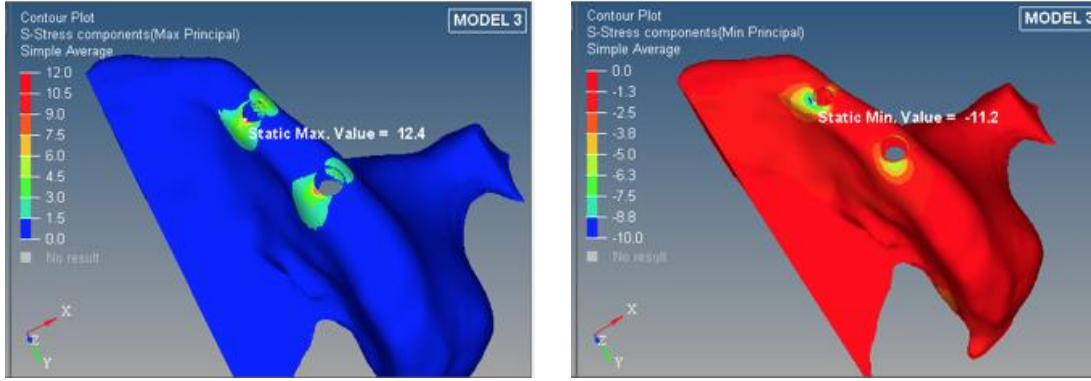
Şekil 4.19. Model 3'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



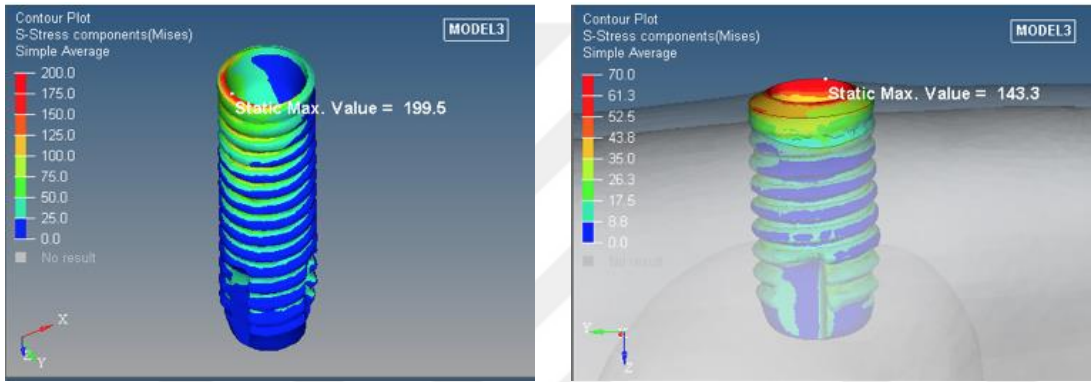
Şekil 4.20. Model 3'de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



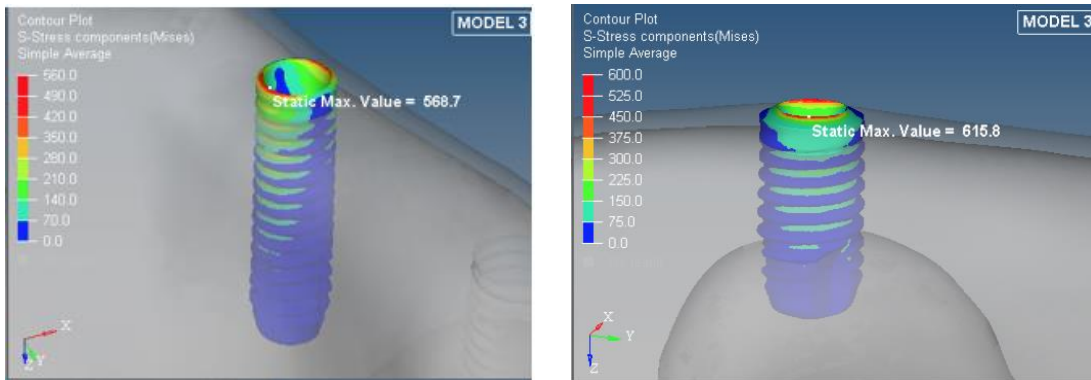
Şekil 4.21. Model 3'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.22. Model 3’de oblik yüklemde spongöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.23. Model 3’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



Şekil 4.24. Model 3’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

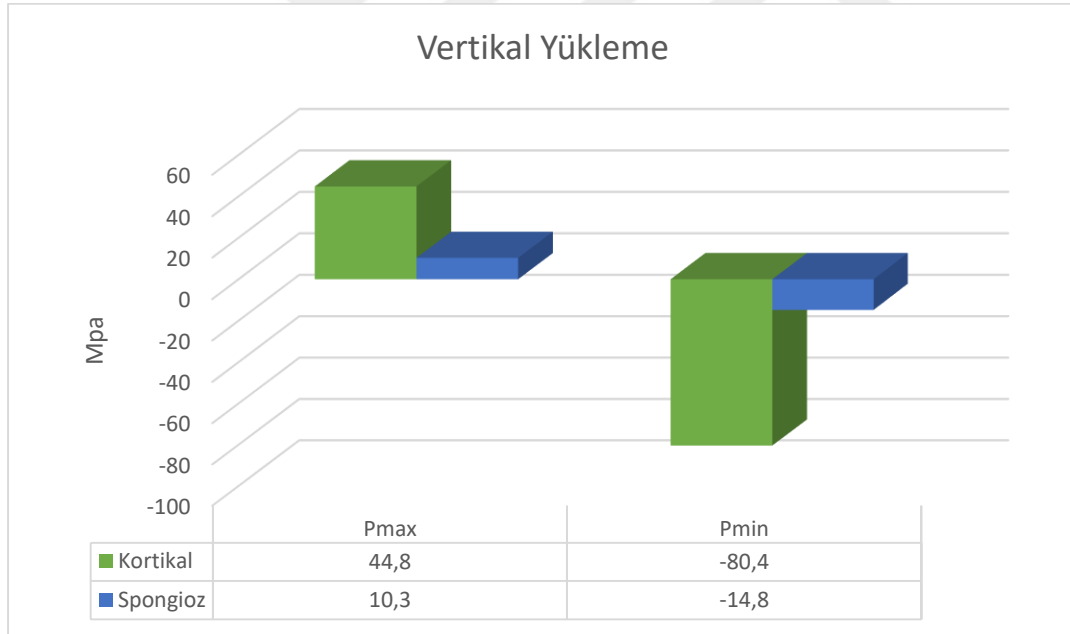
#### 4.1.4. Model 4

Model 4’te de 3. modelde olduğu gibi molar diş bölgesine lateral sinüs tabanı yükseltme işlemi uygulanmıştır. Bu grupta da diğer gruplarla aynı şekilde, bütün dişlere tek bir noktadan kuvvet uygulamak yerine birden çok noktadan kuvvet uygulaması yapılmıştır.

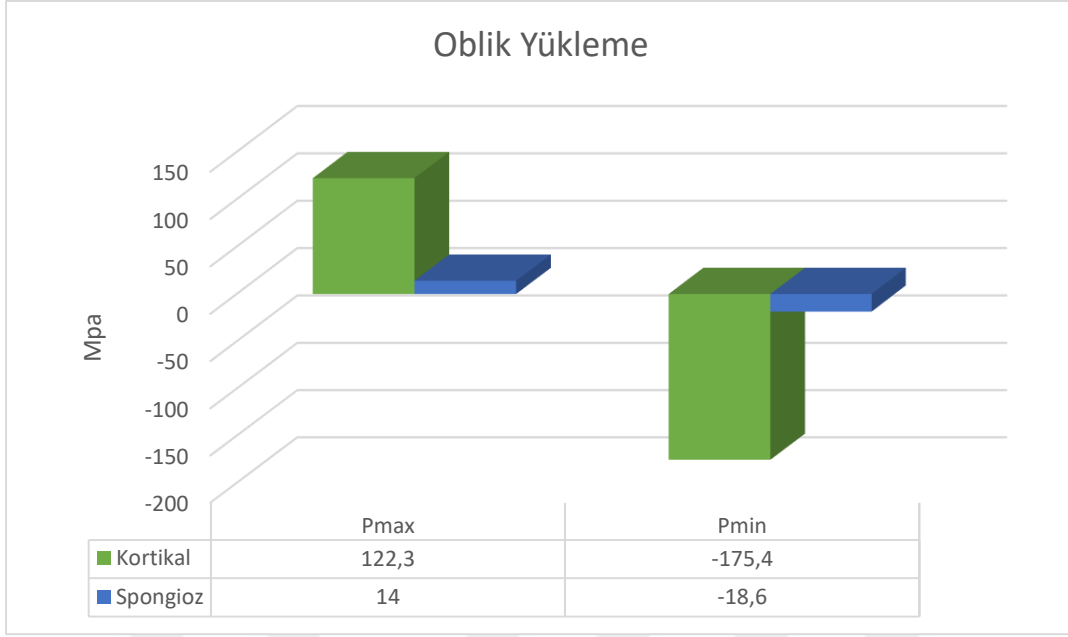
Bu gruptaki kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda meydana gelen sıkışma ve gerilme streslerinin Pmin ve Pmax rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

**Vertikal Yükleme:** Vertikal yüklemeye oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 44,8 Mpa, spongios kemikte 10,3 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri ise değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -80,4 Mpa, spongios kemikte ise -14,8 Mpa olarak ölçülmüştür.

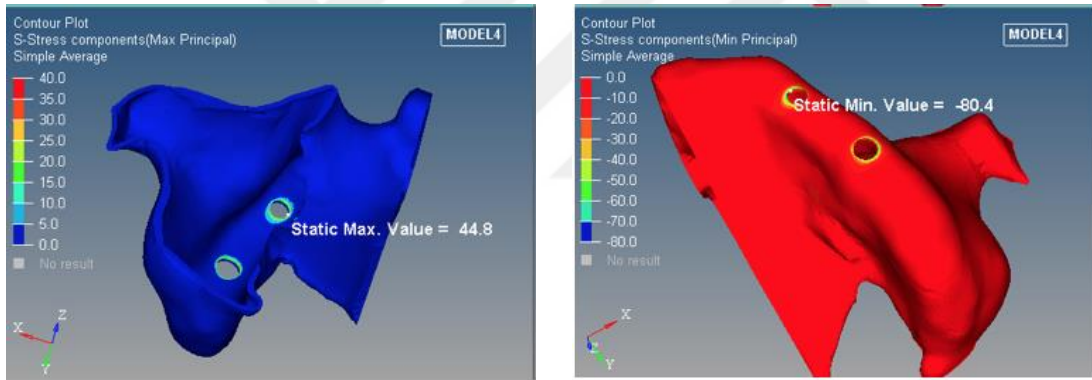
**Oblik Yükleme:** Oblik yüklemelerle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 122.3 Mpa , spongios kemikte ise 14 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -175.4 Mpa, spongios kemikte ise -18.6 Mpa olarak ölçülmüştür.



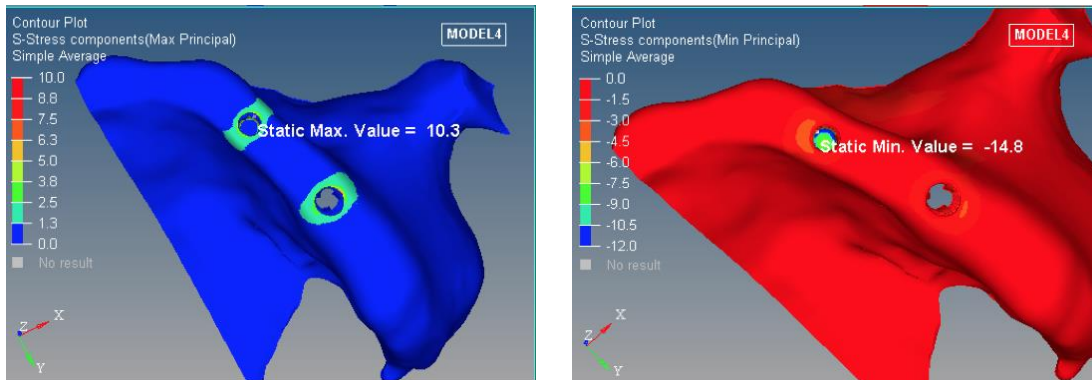
Şekil 4.25. Model 4'de vertikal yüklemeye kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler



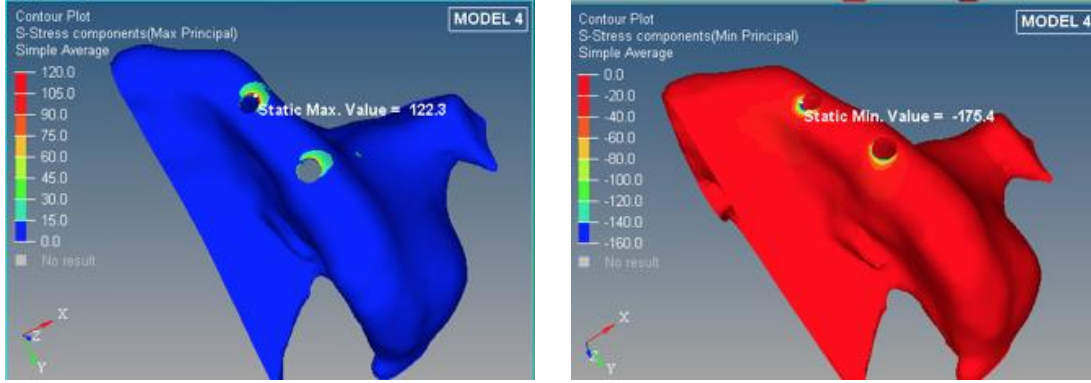
Şekil 4.26. Model 4'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



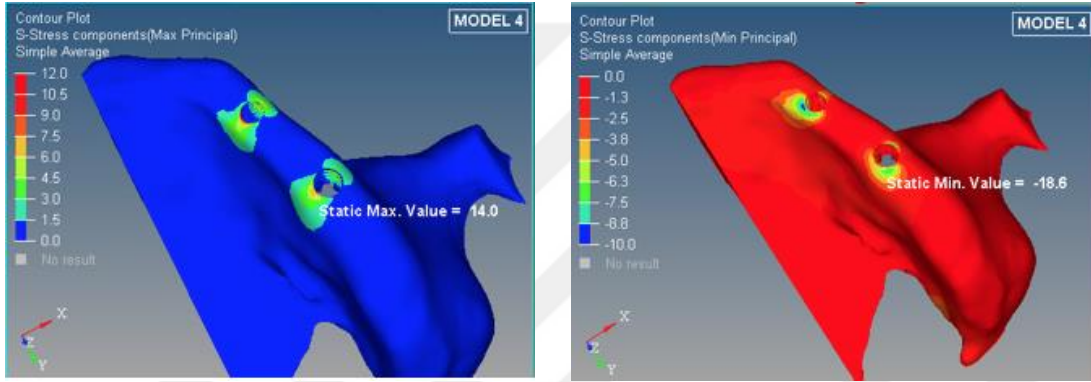
Şekil 4.27. Model 4'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



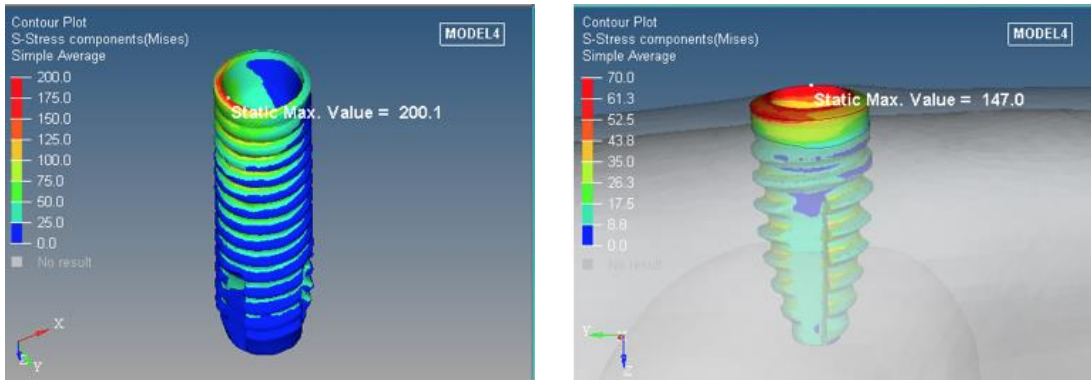
Şekil 4.28. Model 4'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



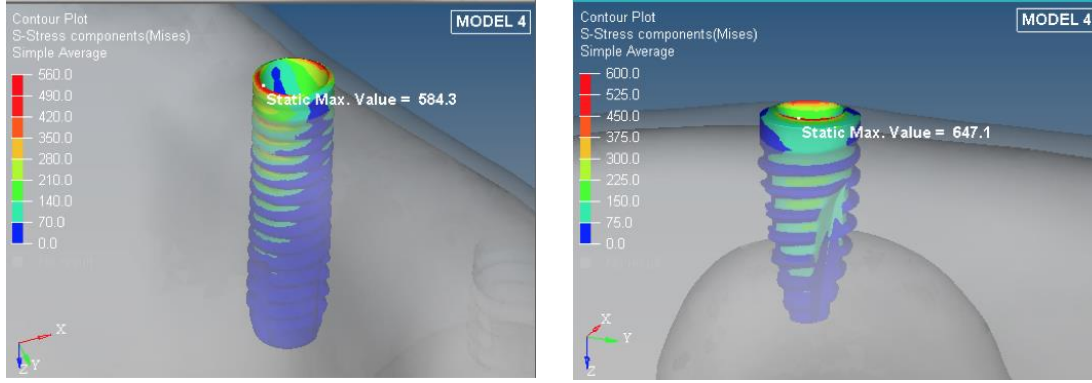
Şekil 4.29. Model 4'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.30. Model 4'de oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.31. Model 4'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



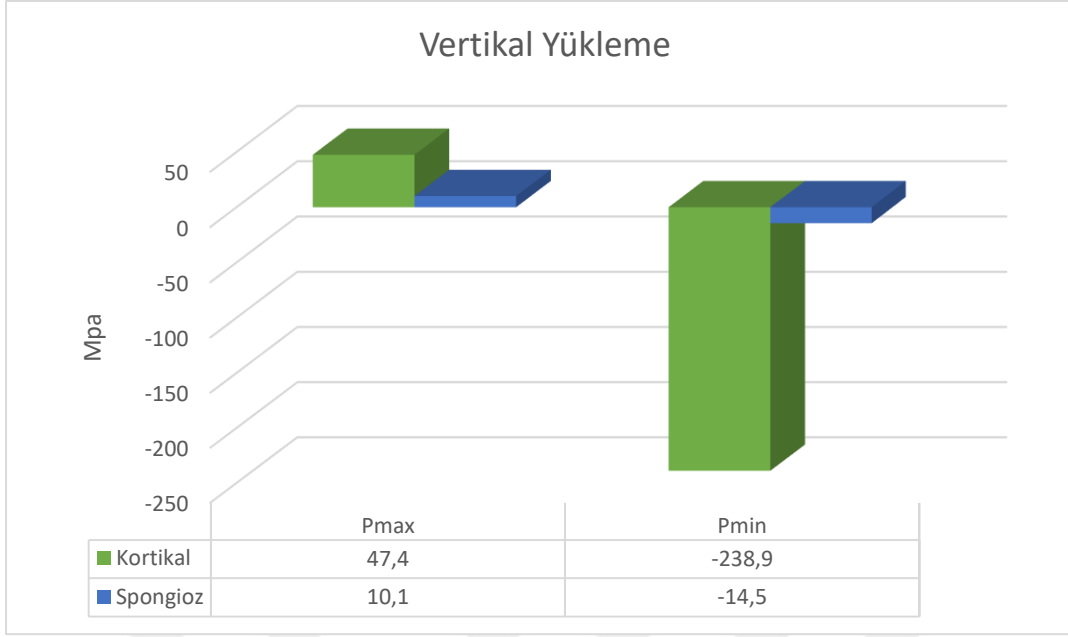
Şekil 4.32. Model 4'de oblik yüklemelerde implantların üzerinde oluşan Von Mises değerleri

#### 4.1.5. Model 5

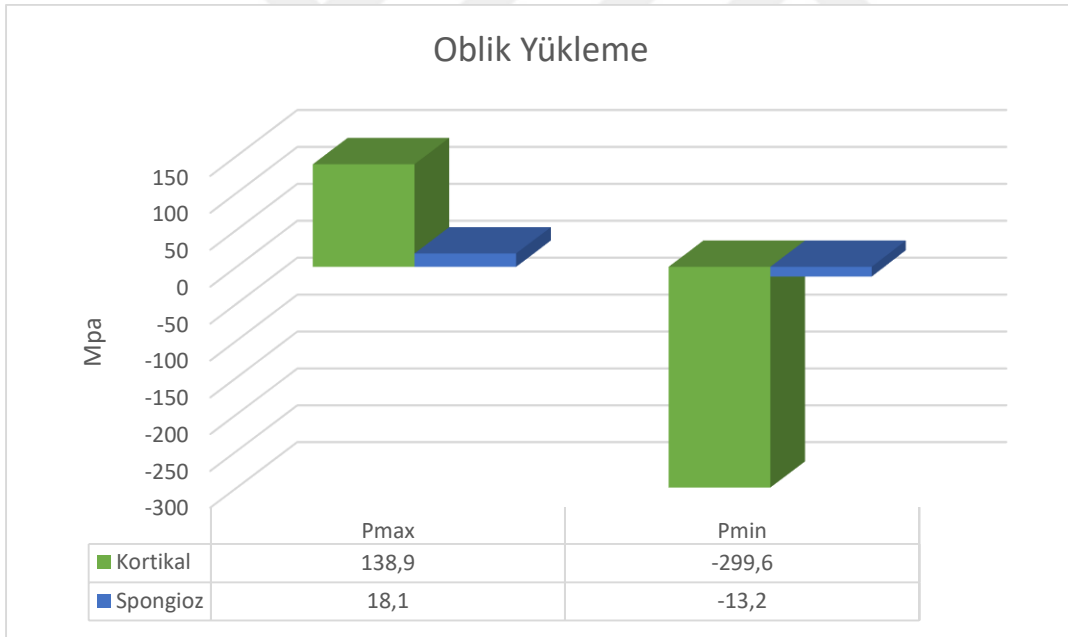
Sinüs lift işleminden kaçınılmak üzere 30 derece açılı implanttan yararlanılan grupta diğer modellerde uygulanan yükleme koşulları aynı şekilde uygulanmış ve implant çevresindeki dokularda oluşan sıkışma ve gerilme tipi streslerin Pmin ve Pmax rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibi belirlenmiştir.

**Vertikal Yükleme:** Vertikal yüklemeyle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 47,4 Mpa, spongiöz kemikte 10,1 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri ise değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -238,9 Mpa, spongiöz kemikte ise -14,5 Mpa olarak ölçülmüştür.

**Oblik Yükleme:** Oblik yüklemelerle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 138.9 Mpa , spongiöz kemikte ise 18.1 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -299.6 Mpa, spongiöz kemikte ise -13.2 Mpa olarak ölçülmüştür.

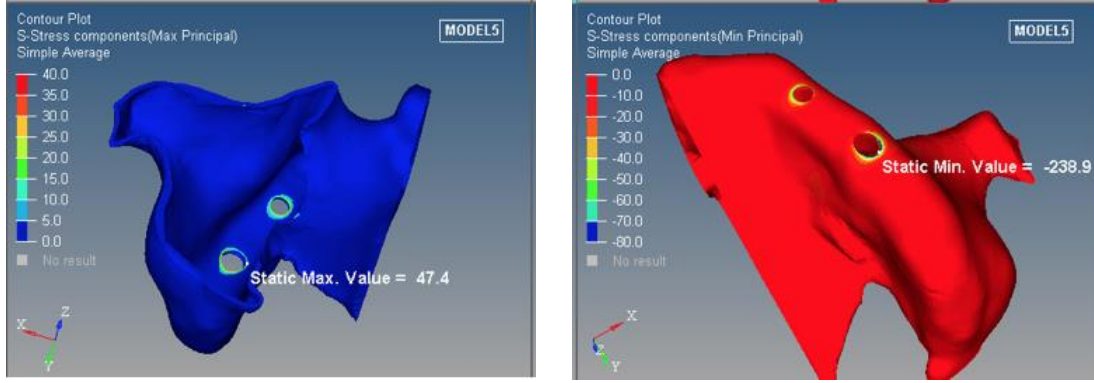


Şekil 4.33. Model 5'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

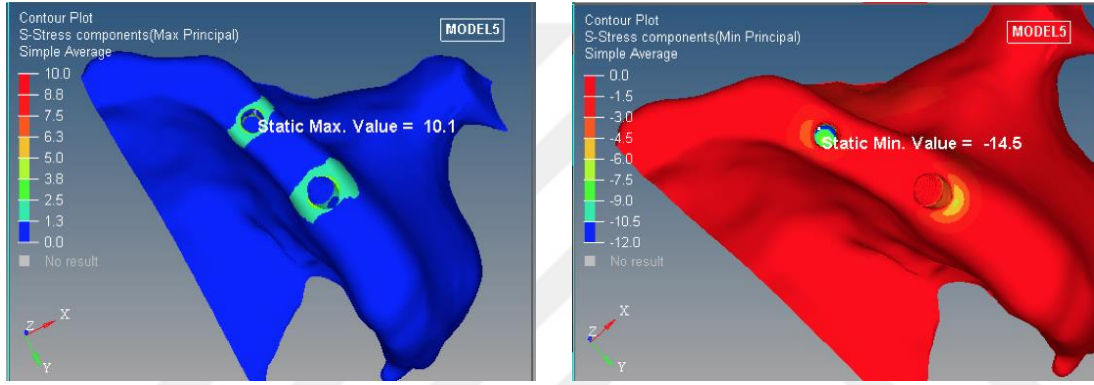


Şekil 4.34. Model 5'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

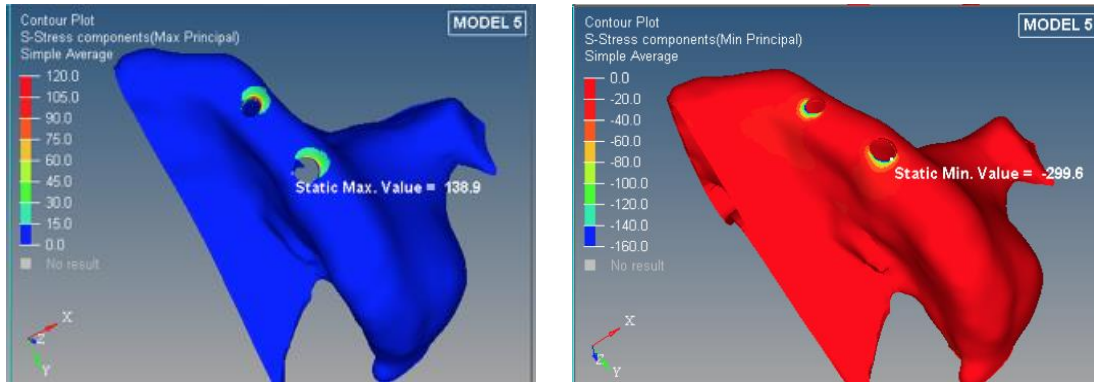




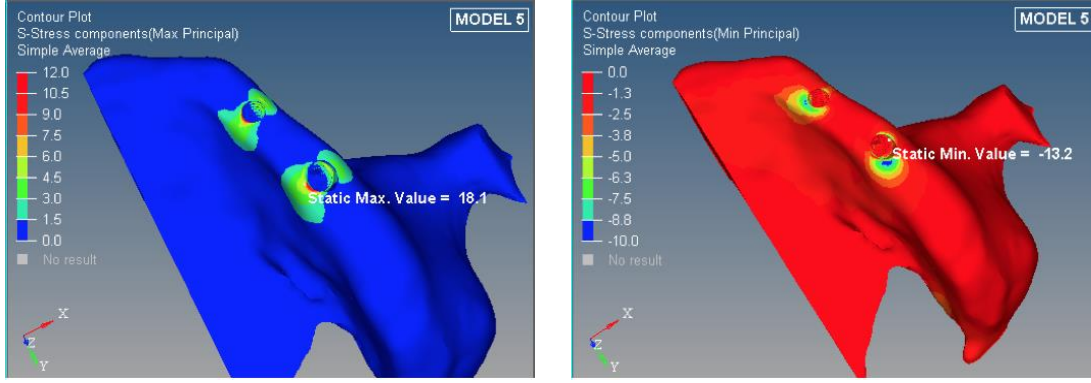
Şekil 4.35. Model 5’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



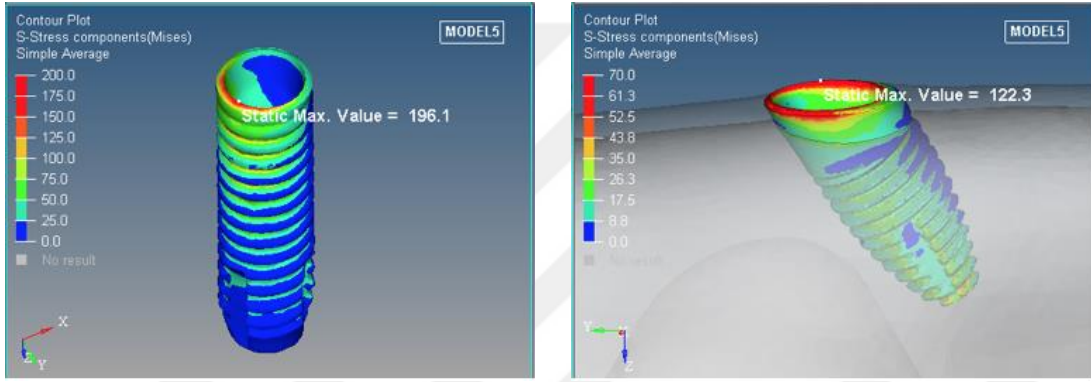
Şekil 4.36. Model 5’de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



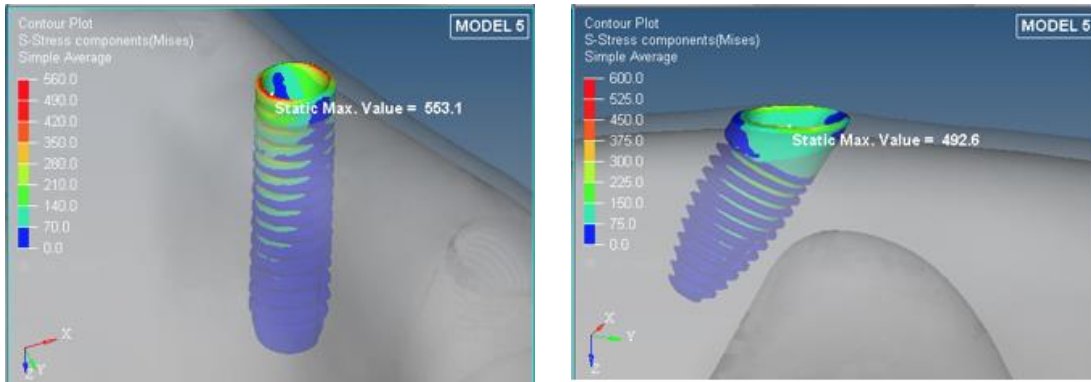
Şekil 4.37. Model 5’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.38. Model 5’de oblik yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.39. Model 5’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



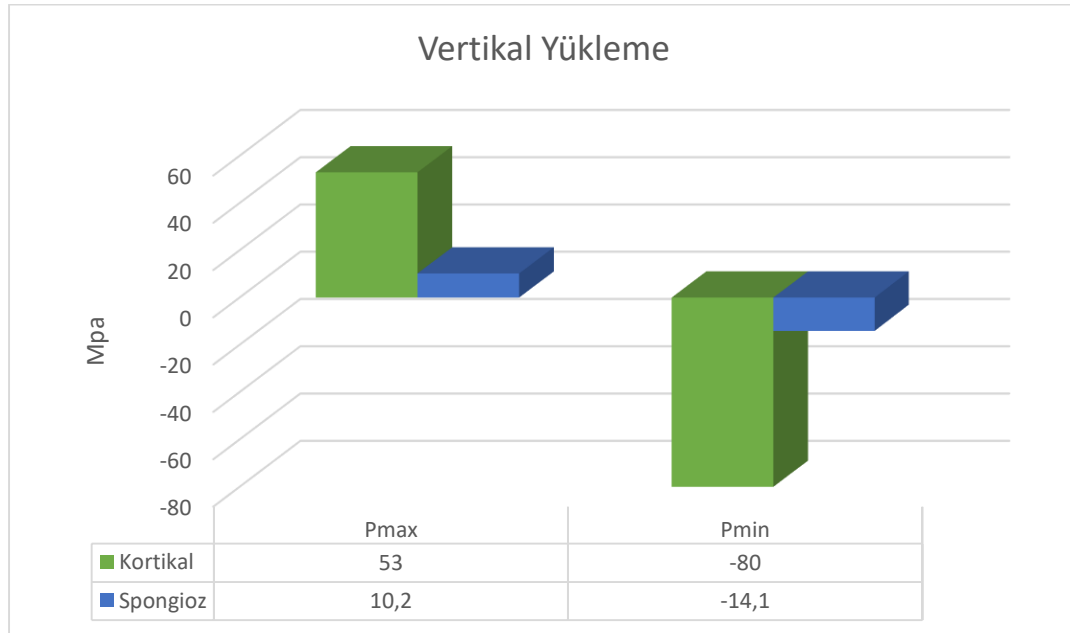
Şekil 4.40. Model 5’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

#### 4.1.6. Model 6

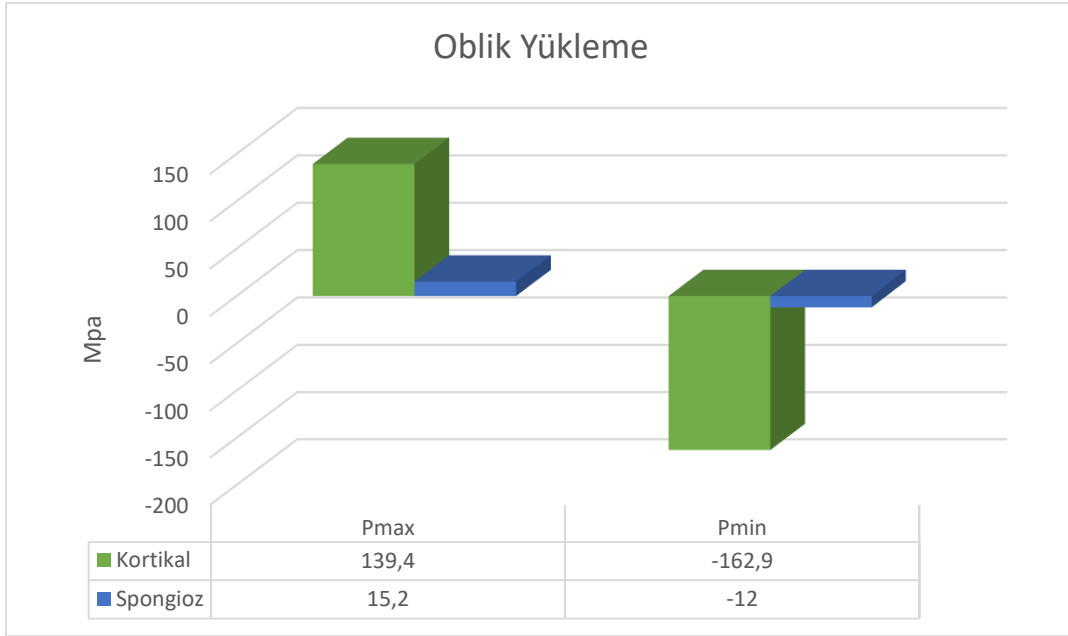
Model 5'te olduğu gibi model 6'da da sinüs liftten kaçınmak için paralel bir implant 30 derece açıyla yerleştirilmiştir. Bu grupta da diğer modellerden farksız olarak, uygulanan yükleme koşulları aynı şekilde uygulanmış ve implant çevresindeki dokularda oluşan sıkışma ve gerilme tipi streslerin Pmin ve Pmax rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibi belirlenmiştir.

**Vertikal Yükleme:** Vertikal yüklemeyle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 53 Mpa, spongioz kemikte 10,2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri ise değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -80 Mpa, spongioz kemikte ise -14,1 Mpa olarak ölçülmüştür.

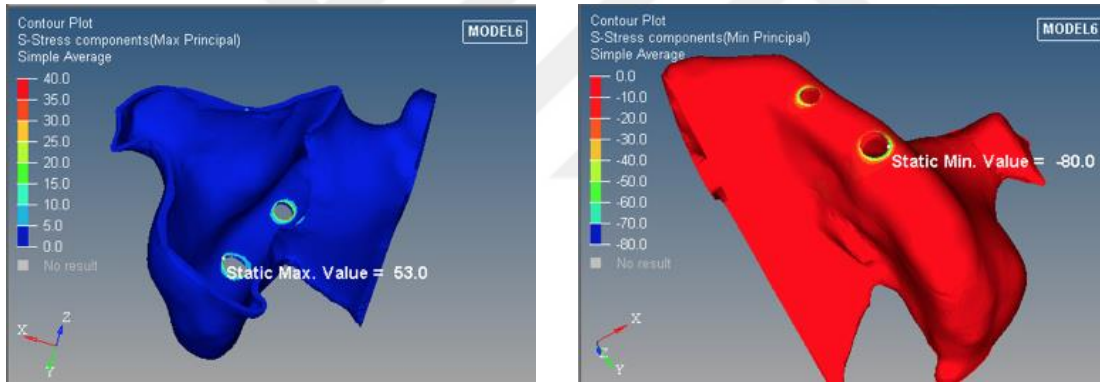
**Oblik Yükleme:** Oblik yüklemelerle oluşan gerilme stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 139.4 Mpa , spongioz kemikte ise 15.2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma stresleri değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -162.9 Mpa, spongioz kemikte ise -12 Mpa olarak ölçülmüştür.



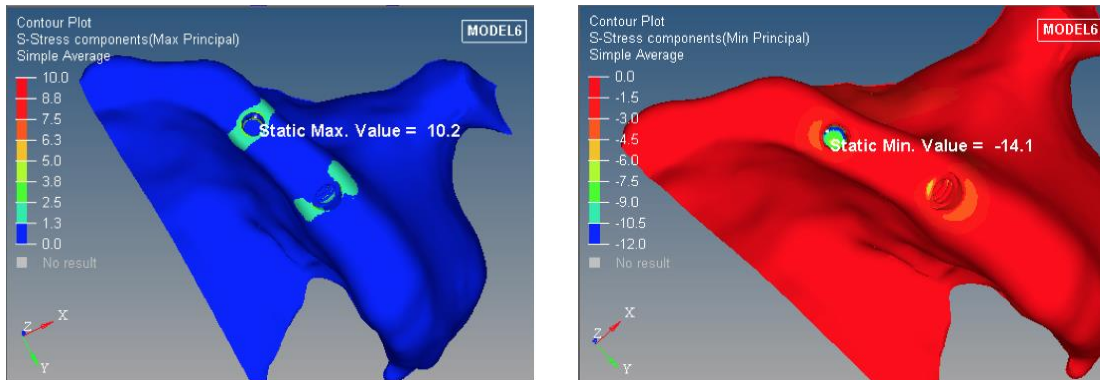
Şekil 4.41. Model 6'da vertikal yüklemede kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



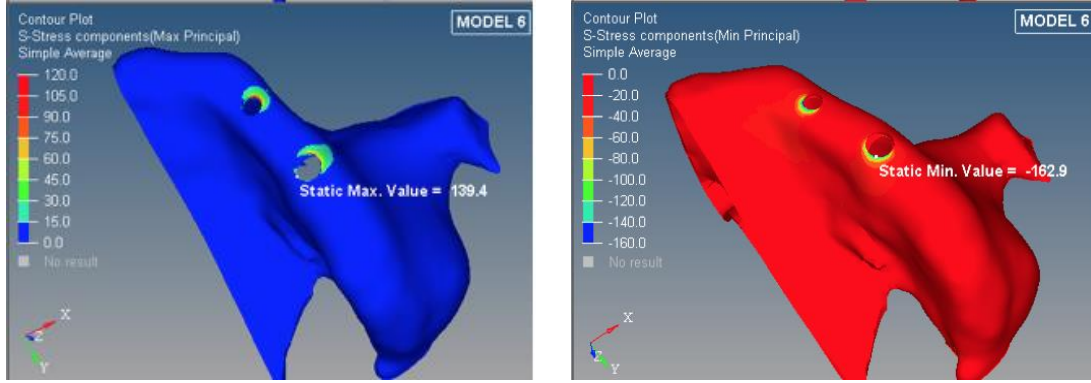
Şekil 4.42. Model 6'da oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



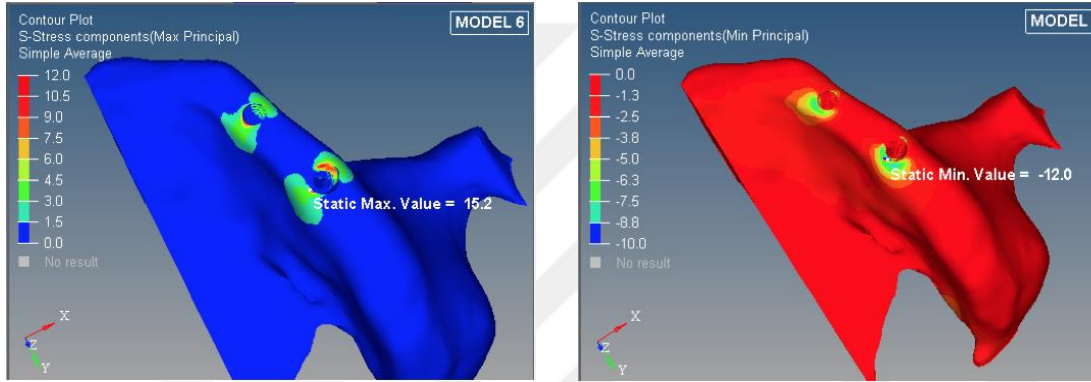
Şekil 4.43. Model 6'da vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



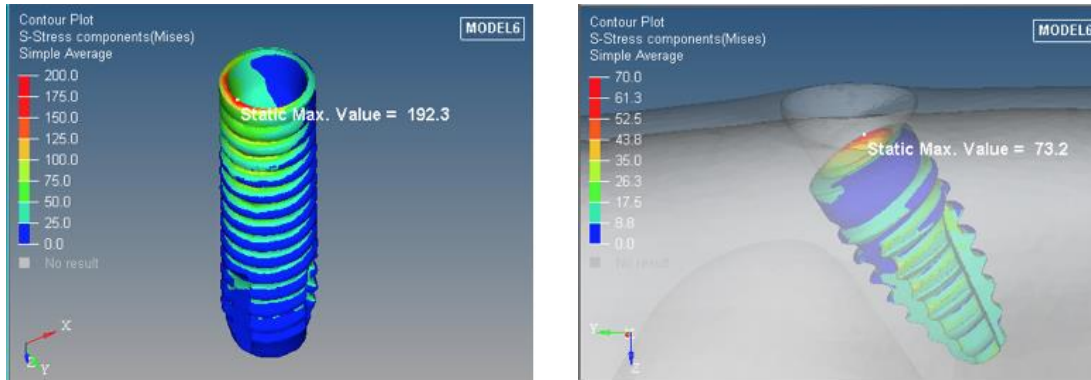
Şekil 4.44. Model 6'da vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



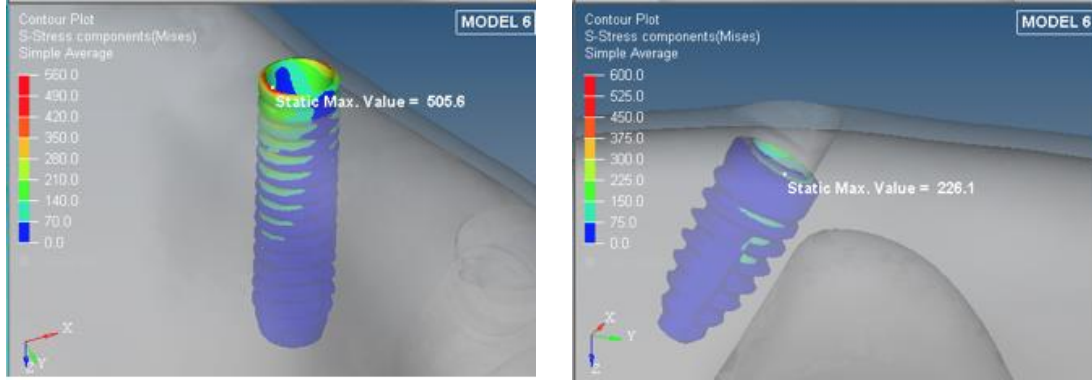
Şekil 4.45. Model 6'da oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.46. Model 6'da oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Kırmızı) Dağılımları



Şekil 4.47. Model 6'da vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

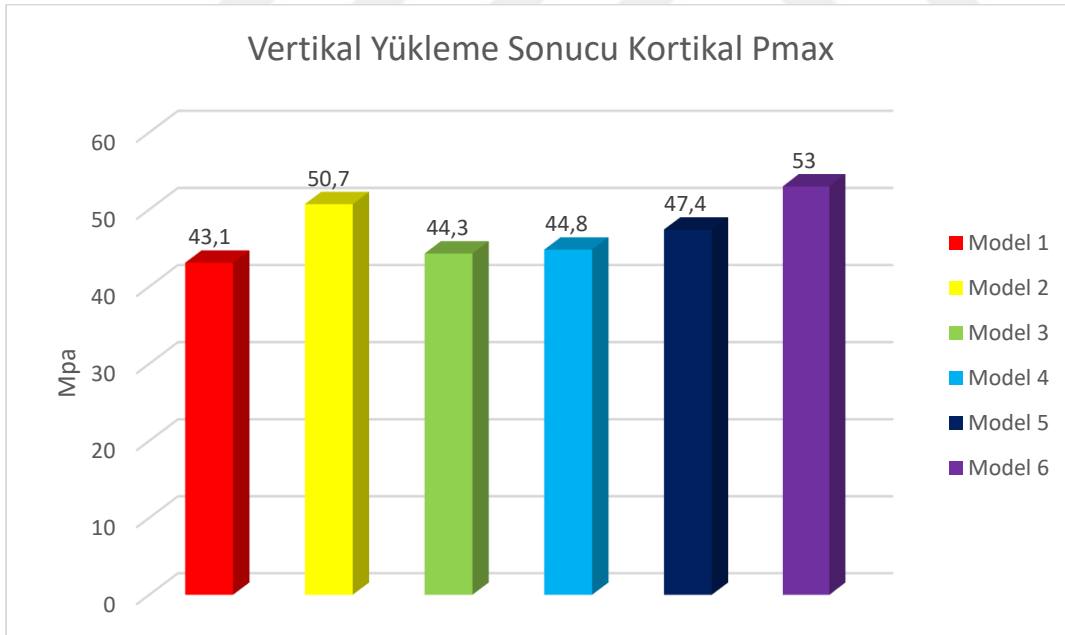


Şekil 4.48. Model 6'da oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

## 4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

### 4.2.1. Vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri

Vertikal yüklemeler sonucunda , bütün modellerde implantların çevresindeki krestal kemikte meydana gelen gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildedeki gibidir.



Şekil 4.49. Tüm modellerde vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

Vertikal yüklemeler sonucunda, bütün modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

Çizelge 4.1. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

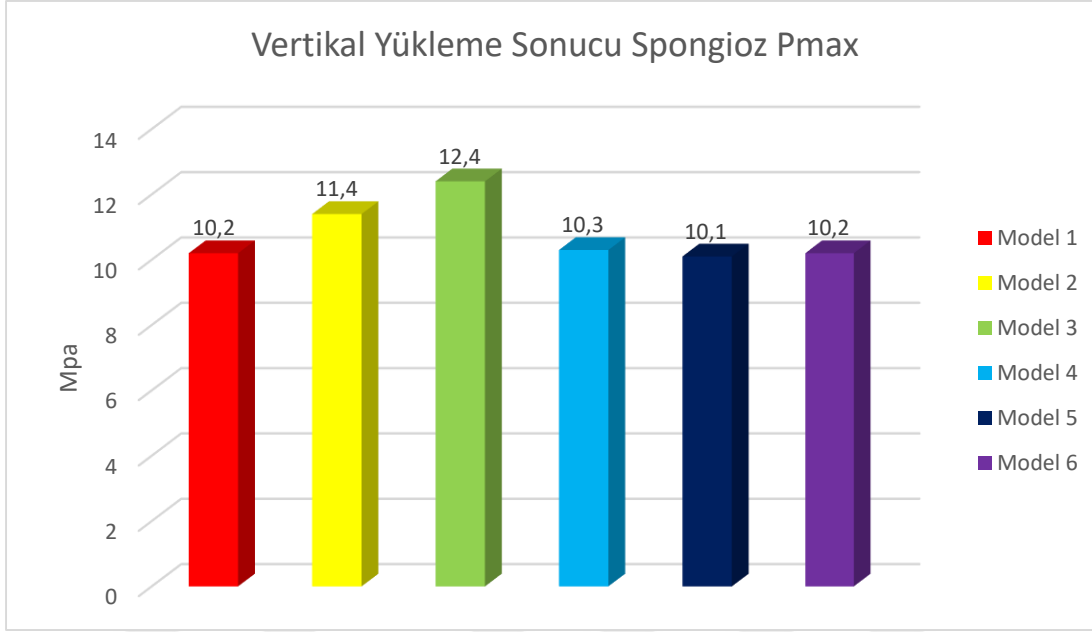
Vertikal Yükleme Sonucu Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax=43,1 Mpa	Model 2: Pmax=50,7 Mpa
Model 3: Pmax=44,3 Mpa	Model 4: Pmax=44,8 Mpa
Model 5: Pmax=47,4 Mpa	Model 6: Pmax=53,0 Mpa

Modellere ait elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde bütün modellerde birbirlerine oldukça yakın değerler bulunmuştur.

En düşük stres değeri; sinüs tabanı yükseltme işlemine ihtiyaç duyulmayan silindirik formda implant uygulanan Model 1'de elde edilmiştir. Konik formdaki implantın 30 derece açıyla yerleştirildiği Model 6 53,0 Mpa ile en yüksek stres değerine sahip olmuştur.

#### 4.2.2. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan pmax stres değerleri

Vertikal yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen gerilme stresleri değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.50. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri

Vertikal yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongios kemikte meydana gelen gerilme stresleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir.

Çizelge 4.2. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri

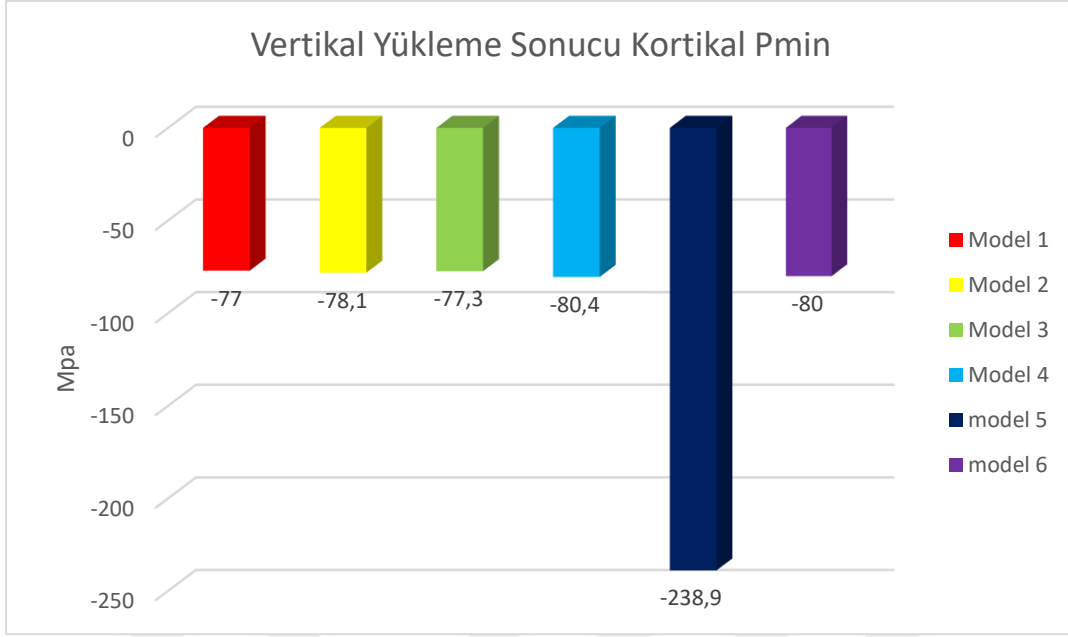
Vertika Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax = 10,2 Mpa	Model 2: Pmax = 11,4 Mpa
Model 3: Pmax = 12,4 Mpa	Model 4: Pmax = 10,3 Mpa
Model 5: Pmax = 10,1 Mpa	Model 6: Pmax = 10,2 Mpa

Modellerde elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan gerilme tipi streslerde, bütün modellerde yakın değerler elde edilmiştir. En yüksek gerilme tipi stres değeri 12,4 Mpa değeriyle Model 3'te gözlenmiştir. Model 1 ve Model 6'da elde edilen stres değerleri eşit olarak ölçülmüştür.

#### 4.2.3. Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.





Şekil 4.51. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir.

Çizelge 4.3. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

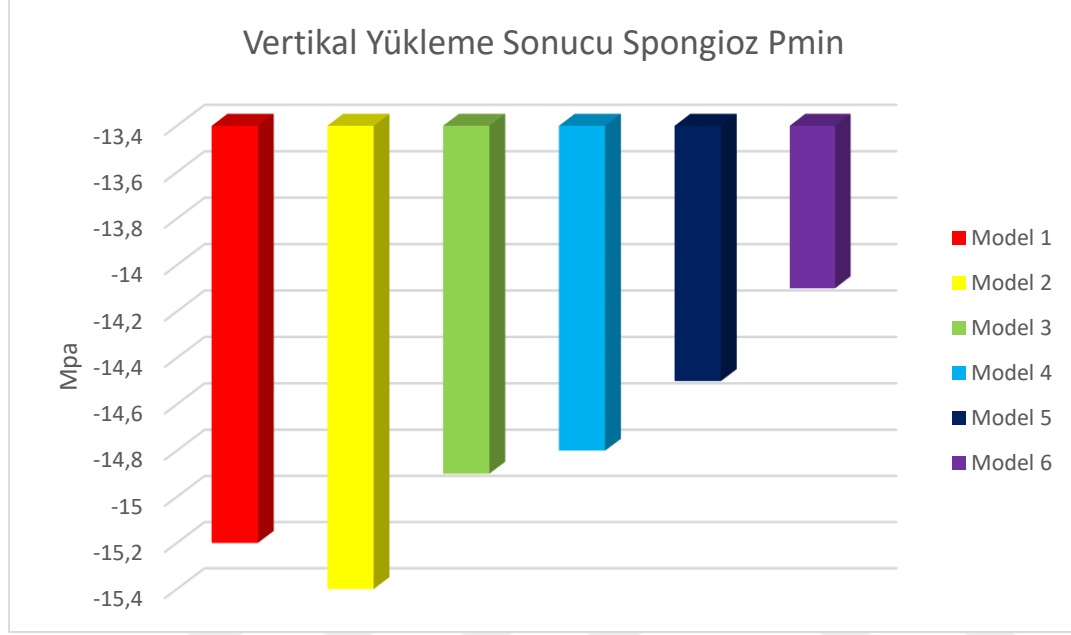
Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -77	Model 2: Pmin = -78,1
Model 3: Pmin = -77,3	Model 4: Pmin = -80,4
Model 5: Pmin = -238,9	Model 6: Pmin = -80

Tüm modellerden elde edilen sonuçlara göre, vertikal yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma kuvvetlerinde, 30 derece açılı implantın kullanıldığı model (Model 5) sıkışma tipi streslere belirgin şekilde daha fazla maruz kalmıştır.

En düşük sıkışma stresini -77 Mpa değeriyle, sinüs yükseltme işlemi gerektirmeyen, silindirik formda implantın kullanıldığı model (Model 1) gösterirken; Model 5 neredeyse en düşük değerın 4 katı kadar sıkışma tipi kuvvetlere maruz kalmıştır.

#### 4.2.4. Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen sıkışma stresleri değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.52. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen sıkışma stresleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir.

Çizelge 4.4. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

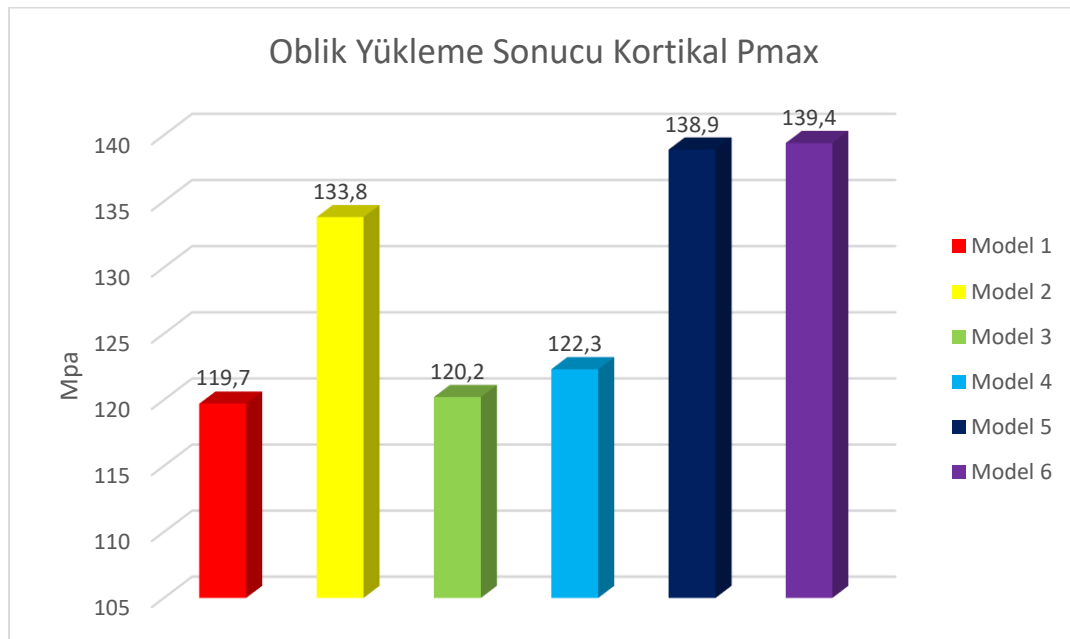
Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -15,2 Mpa	Model 2: Pmin = -15,4 Mpa
Model 3: Pmin = -14,9 Mpa	Model 4: Pmin = -14,8 Mpa
Model 5: Pmin = -14,5 Mpa	Model 6: Pmin = -14,1 Mpa

Vertikal yükleme sonucu modellerin spongioz tabakasında oluşan sıkışma tipi stresler (Pmin) bakıldığında modellerde genele olarak birbirine yakın değerler bulunmuştur.

En yüksek sıkışma stresi sinüs yükseltme işlemi gerektirmeyen, konik formlu implantın uygulandığı Model 2’de oluşurken, spongiöz tabakada en düşük strese konik formlu implantın 30 derece eğimlendirilerek yerleştirildiği modelde (Model 6) rastlanılmıştır.

#### 4.2.5. Oblik yüklemeler sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri

Oblik yüklemeler sonucunda , bütün modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.53. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

Oblik yüklemeler sonucunda, bütün modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

Çizelge 4.5. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

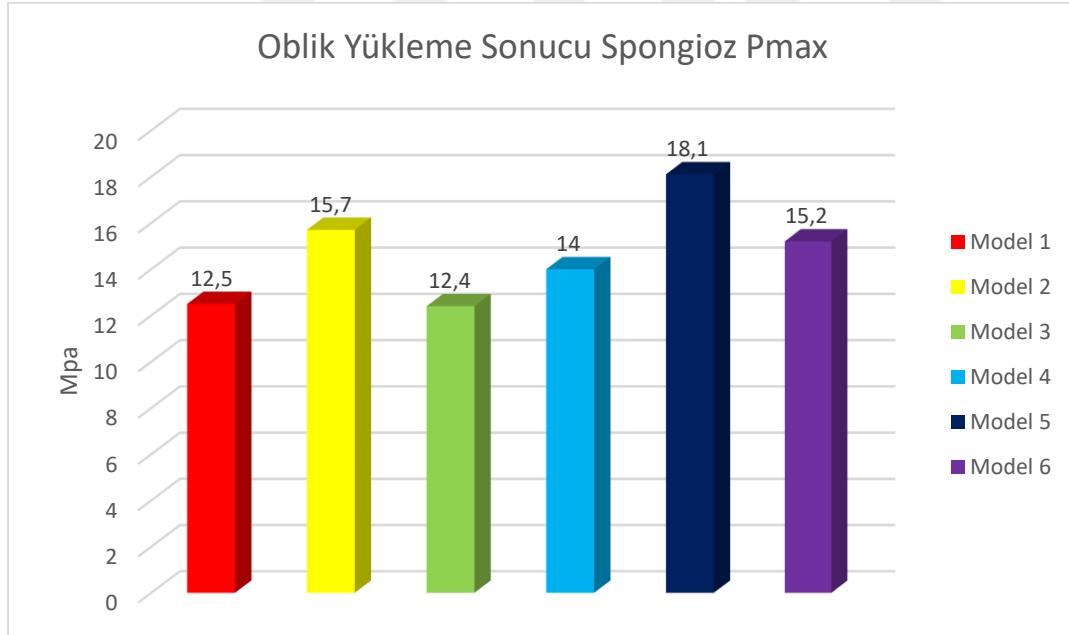
Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax = 119,7 Mpa	Model 2: Pmax = 133,8 Mpa
Model 3: Pmax = 120,2 Mpa	Model 4: Pmax = 122,3 Mpa
Model 5: Pmax = 138,9 Mpa	Model 6: Pmax = 139,4 Mpa

Modellerde elde edilen sonuçlara göre, oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde üç model birbirine yakın değerler verirken, iki modelde oldukça yüksek değerler elde edilmiştir. STY işlemi uygulanmayan silindirik form implant uygulanan model (Model 1), STY uygulanmış iki grup (Model 3, Model 4) birbirlerine yakın düşük değerler veren modeller olarak öne çıkmıştır.

Konik formlu implantın 30 derece açıyla yerleştirildiği model (Model 6) en yüksek değeri verirken, konik formlu kendinden 30 derece eğimli implantın uygulandığı model (Model 5) de oldukça yakın değer vermiştir.

#### 4.2.6. Oblik yüklemeler sonucu spongiöz kemikte oluşan pmax stres değerleri

Oblik yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen gerilme stresleri değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.54. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmax değerleri

Oblik yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongiöz kemikte meydana gelen gerilme stresleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir.

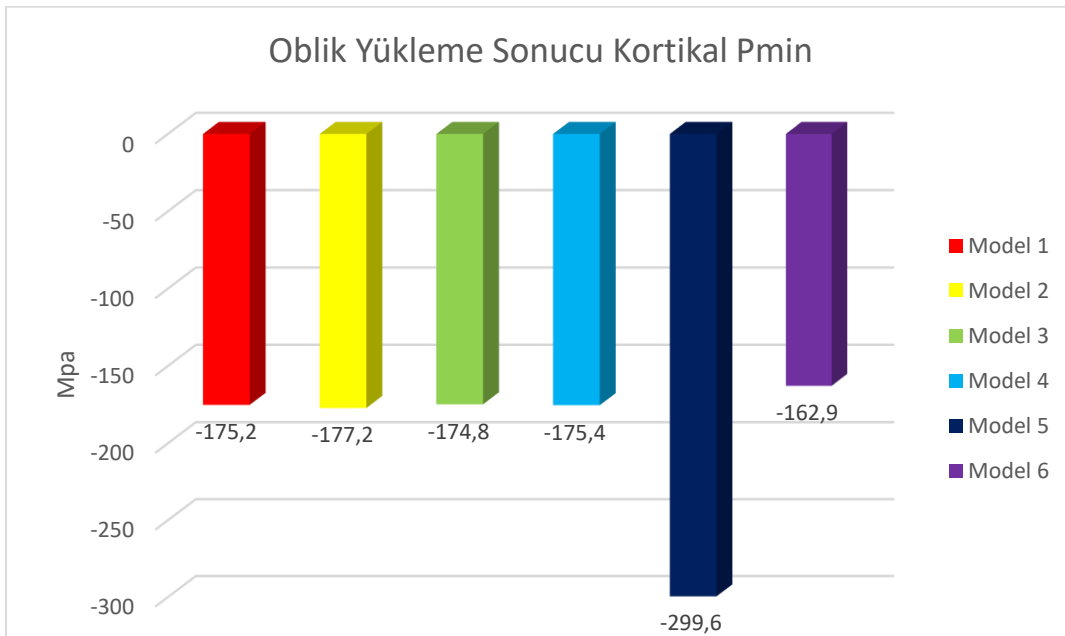
Çizelge 4.6. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmax değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax = 12,5 Mpa	Model 2: Pmax = 15,7 Mpa
Model 3: Pmax = 12,4 Mpa	Model 4: Pmax = 14 Mpa
Model 5: Pmax = 18,1 Mpa	Model 6: Pmax = 15,2 Mpa

Çalışmada oluşturulan modellerde elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tipi streslerde, en yüksek değer 30 derece açılı konik formlu implantın yerleştirildiği Model 5'te elde edilmiştir. Silindirik formdaki implantın yerleştirildiği STY uygulanmış ve uygulanmamış iki modelde de (Model 1 ve Model 3) yaklaşık olarak aynı değerler görülmektedir.

#### 4.2.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri

Oblik yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.55. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Oblik yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir.

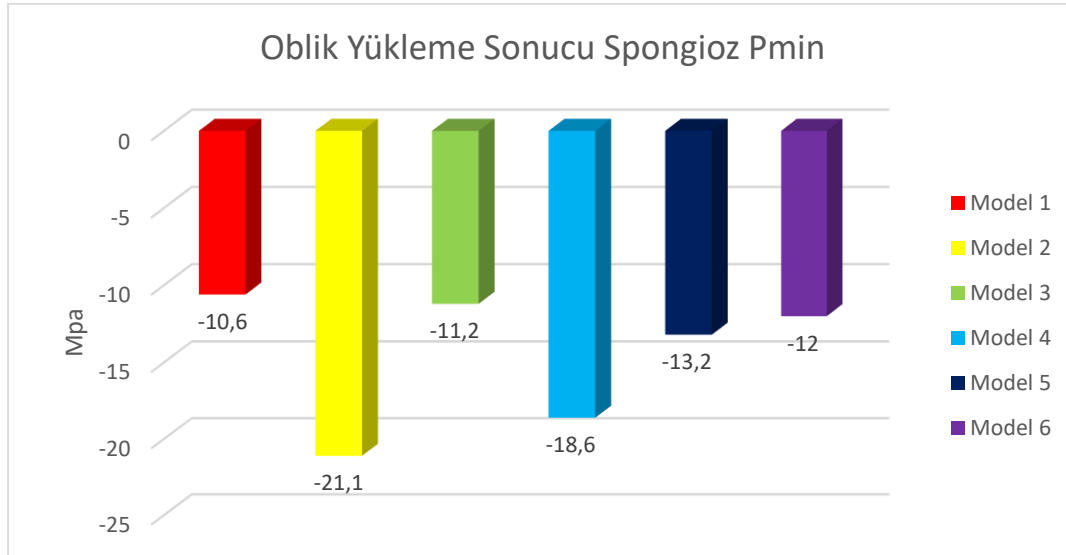
Çizelge 4.7. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -175,2 Mpa	Model 2: Pmin = -177,2 Mpa
Model 3: Pmin = -174,8 Mpa	Model 4: Pmin = -175,4 Mpa
Model 5: Pmin = -299,6 Mpa	Model 6: Pmin = -162,9 Mpa

Elde edilen sonuçlara göre modeller karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, 30 derece açılı konik formlu implantın uygulandığı (Model 5) modelin en yüksek sıkışma kuvvetine maruz kaldığı görülmektedir. STY uygulanmayan ilk iki model ve STY uygulanmış iki modelde birbirlerine yakın değerler elde edilmiştir. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte en düşük sıkışma değeri 30 derece açıyla yerleştirilmiş konik formlu implantın uygulandığı modelde elde edilmiştir.

#### 4.2.8. Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmin stres değerleri

Oblik yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen sıkışma stresleri değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.56. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

Oblik yükleme sonucunda bütün modellerde, implantların çevresindeki spongioz kemikte meydana gelen sıkışma stresleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir.

Çizelge 4.8. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmin değerleri

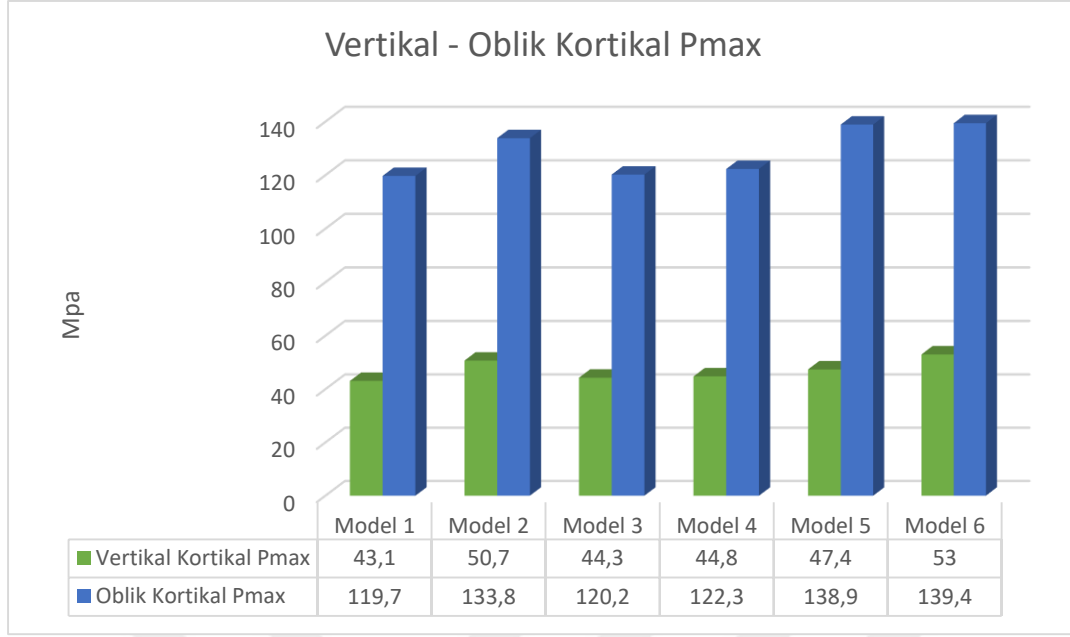
Oblik Yükleme Sonucu Spongiöz Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -10,6 Mpa	Model 2: Pmin = -21,1 Mpa
Model 3: Pmin = -11,2 Mpa	Model 4: Pmin = -18,6 Mpa
Model 5: Pmin = -13,2 Mpa	Model 6: Pmin = -12 Mpa

Modellerde oluşturulan senaryolarda elde edilen sonuçlara göre, oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, STY uygulanmamış konik formlu implantın uygulandığı (Model 2) grupta diğer modellere göre belirgin şekilde yüksek değerler elde edilmiştir. STY uygulanmamış konik formlu implantın uygulandığı model (Model 2), STY uygulanmamış silindirik formlu implantın uygulandığı (Model 1) modele göre neredeyse iki kat fazla stres değeri göstermiştir.

Çalışmada Model 3, Model 5 ve Model 6 birbirilerine neredeyse yakın sıkışma stres değerleri vermiştir.

#### 4.2.9. Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre Kemikte Oluşan Stres Değerleri

Uygulanan kuvvet türüne göre karşılaştırma yapıldığında, oblik yükleme sonucu oluşan Pmax ve Pmin stres değerleri, vertikal yükleme sonucu oluşan değerlere göre; spongiöz Pmin değerleri hariç bütün koşullarda daha yüksektir.

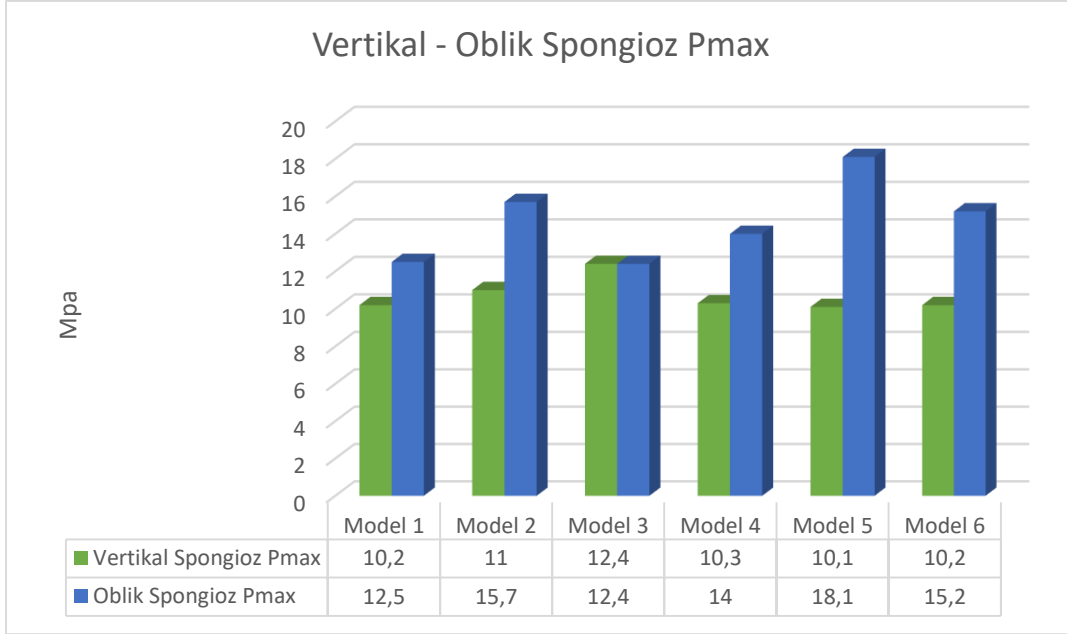


Şekil 4.57. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

Hem gerilme hem sıkışma değerleri kortikal kemikte, spongios kemiğe göre daha yoğun hissedilmektedir.

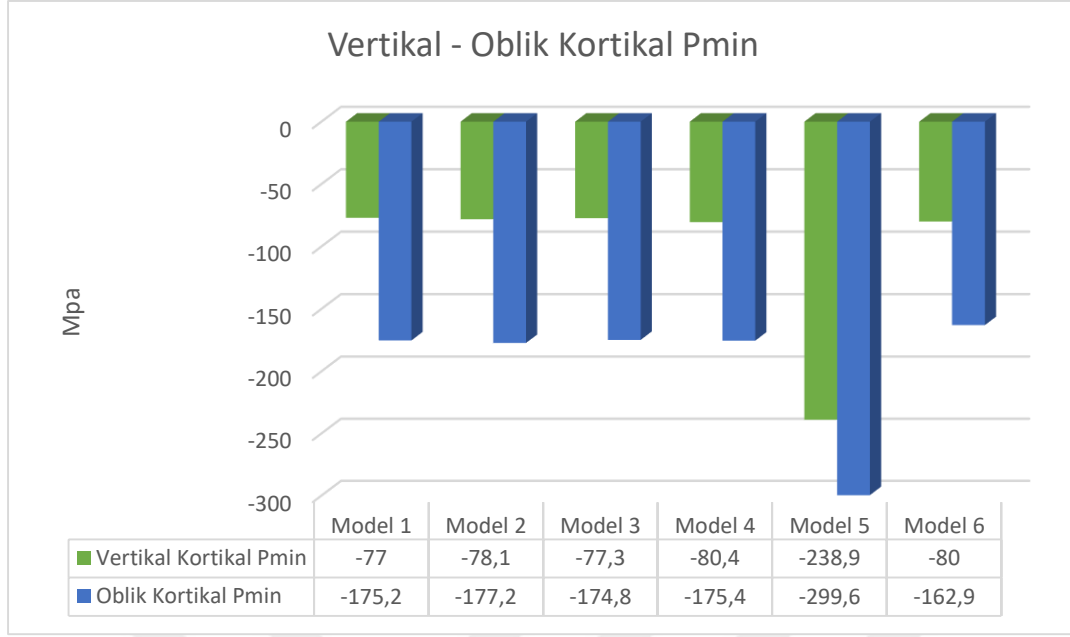
Gerilme değeri (Pmax) modellerin kortikal tabakalarında, hem oblik hem vertikal kuvvet uygulamalarında birbirlerine benzer değerler vermekte olup, en yüksek stres değerleri 30 derece açıyla yerleştirilen konik formlu implantın uygulandığı Model 6'da ölçülmüştür.





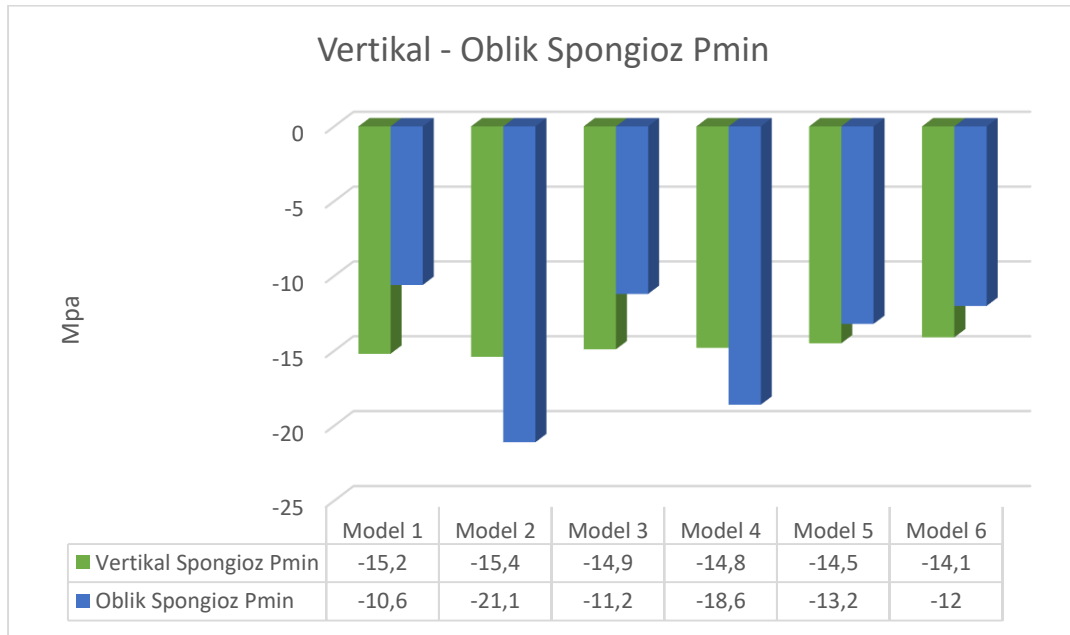
Şekil 4.58. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri

Spongios kemik tabakasında oluşan gerilme değerleri ,kortikal kemikteki değerlerden farklı olarak her modelde değişiklik göstermiştir. Model 3 hariç bütün modellerde gerilme stres değeri, oblik kuvvet uygulamalarında daha yüksek bulunurken, Model 3'te oblik ve vertikal kuvvet uygulamalarında eşit stres değerleri gözlenmiştir. Vertikal ve oblik kuvvet uygulamalarında spongios kemikte meydana gelen gerilme stres değerleri arasında en büyük fark Model 5'te bulunmuştur.



Şekil 4.59. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Sıkışma kuvvetlerinin kortikal tabakada oluşturduğu stresler bütün modellerde oblik kuvvetlerde daha fazladır. Birbirine en yakın değerler Model 5'te oluşurken, Model 6'da oblik kuvvet karşısında meydana gelen sıkışma stresi vertikal kuvvet karşısında oluşan stres değerinin neredeyse 2 katından fazladır.



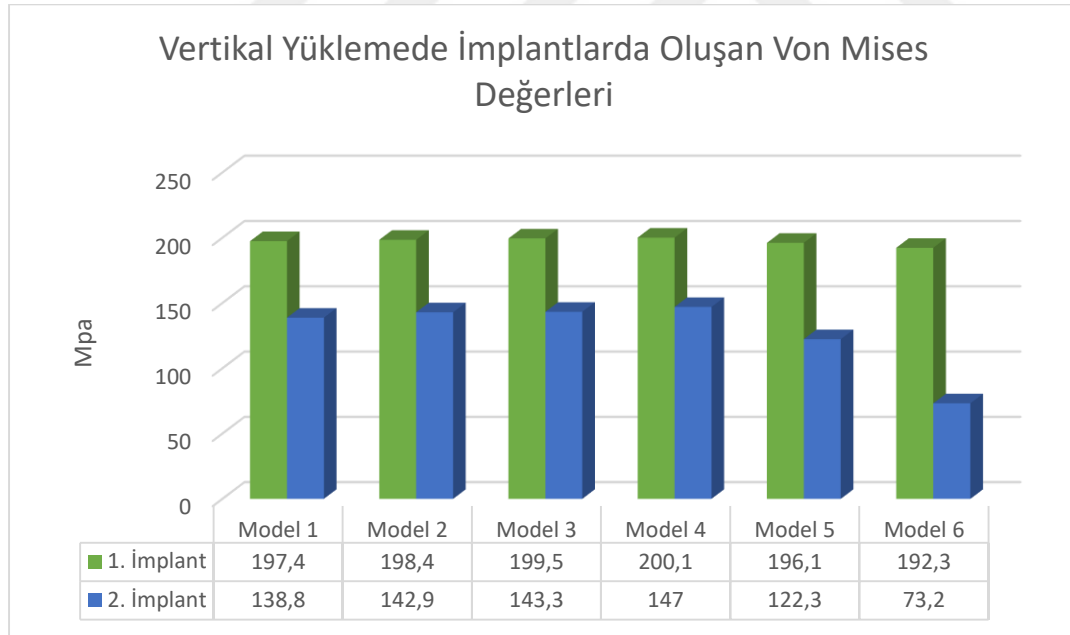
Şekil 4.60. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri

Sıkışma kuvvetlerinin spongioz tabakada oluşturduğu stresler Model 2 ve Model 4 hariç vertikal kuvvetler lehine daha fazladır. Vertikal ve oblik kuvvet uygulamalarında spongioz kemikte meydana gelen sıkışma tipi stres değerleri birbirine en yakın olarak Model 5'te ölçülmüştür. Model 2'de en yüksek fark gözlenmiş olup değerler oblik kuvvet uygulaması lehinedir.

#### 4.2.10. Yüklemeler sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises değerleri

Çalışmada modeller üzerinde gerilme ve sıkışma stresleri dışında elde edilen bir diğer bulgu, her modelde 1. premolar bölgede yer alan 1. implant ve 1. molar bölgesinde yer alan 2. implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerleridir.

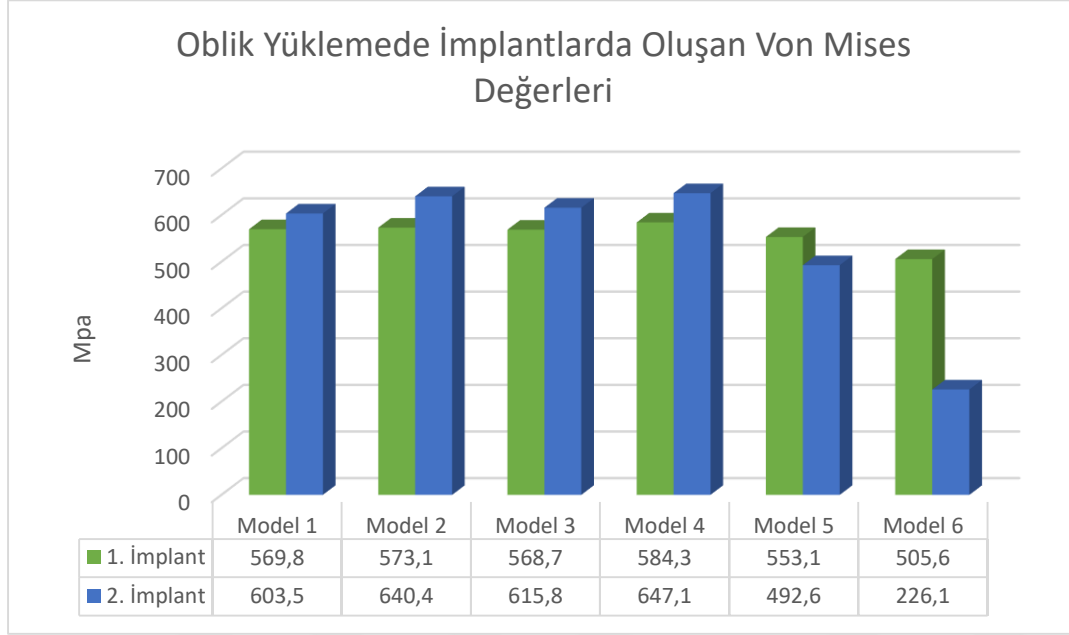
Vertikal ve oblik kuvvetler karşısında, Von Mises değerleri kuvvetin yönüne ve implantın şekline göre çeşitli değişkenlikler göstermiştir.



Şekil 4.61. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises değerleri

Vertikal kuvvetler uygulandığında, bütün modellerde anteriordaki implant çok daha yüksek strese maruz kalmıştır. Ancak tüm senaryolarda 1. implantta yaklaşık olarak aynı değerlerde stres değeri elde edilmiştir. Vertikal kuvvet karşısında, aynı model içerisinde yer alan iki

implant arasındaki en büyük stres farkı, konik formlu implantın 30 derece açıyla yerleştirildiği (Model 6) grupta 1. implantın, 2. implantın neredeyse 2,5 katı kadar strese maruz kaldığı durumda ortaya çıkmıştır. 1. ve 2. implantlarda en yüksek değerler STY uygulanmış gruplarda (model 3 ve Model 4) elde edilmiştir.

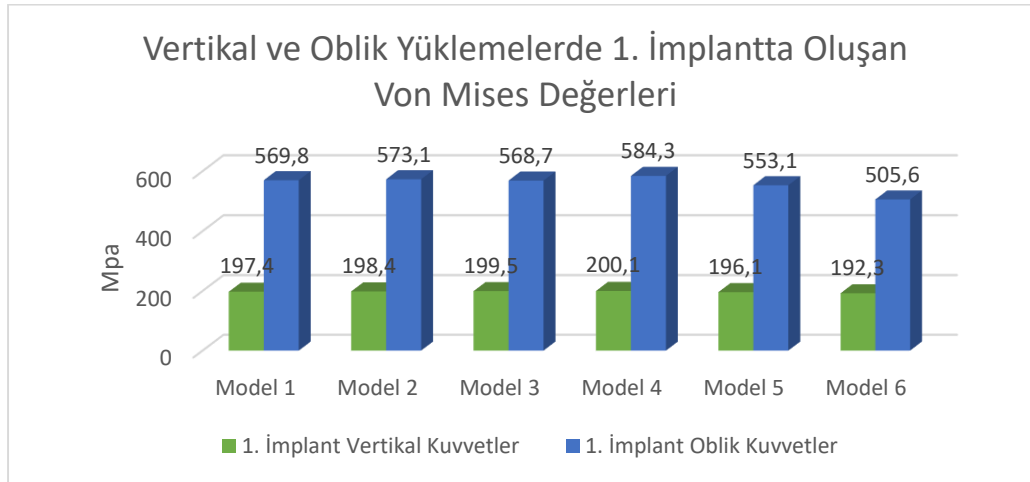


Şekil 4.62. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises değerleri

Oblik kuvvetler karşısında, açılı implantların uygulandığı gruplar dışında dört modelde de 2. İmplantta daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Modeller arasında karşılaştırma yapıldığında konik formlu implantlar silindirik formlu implantlara göre daha yüksek streslere maruz kalmıştır. 30 derece eğimli yerleştirilen konik formlu implantın uygulandığı modelde (Model 6) 1. implantın, 2. implantın neredeyse 2 katı kadar strese maruz kaldığı görülmüştür.

Vertikal ve oblik kuvvetlere karşı implantlar üzerinde oluşan farklılıklara bakılırsa, 30 derece açılarak yerleştirilen implantın uygulandığı modelde hem vertikal kuvvetlerde hem de oblik kuvvetlerde 1. ve 2. implant arasında yaklaşık 2-2,5 kat stres farkı olduğu gözlenmektedir.

### Yüklemeler sonucu 1. İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises değerleri

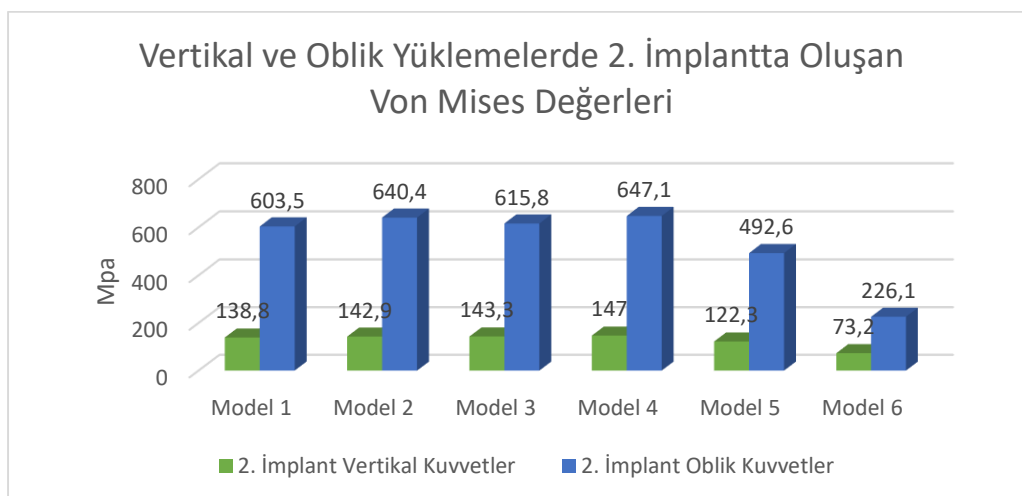


Şekil 4.63. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 1. implantlarda oluşan Von Mises değerleri

Modellerde yer alan 1. implantlarda vertikal kuvvetlere karşı oluşan Von Mises değerleri karşılaştırıldığında bütün modellerde birbirlerine yakın değerler elde edilmiştir.

Oblik kuvvetlerin 1. implantlar üzerine etkileri karşılaştırıldığında, en yüksek değer Model 4'te elde edilirken en düşük değer Model 6'da gözlenmiştir. Model 1 ve Model 3 birbirlerine oldukça yakın değerler vermiştir.

### Yüklemeler sonucu 2. implantlar üzerinde oluşan Von Mises değerleri



Şekil 4.64. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 2. implantlarda oluşan Von Mises değerleri

Modellerde yer alan 2. implantlarda vertikal kuvvetlere karşı oluşan Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında Model 6'daki açılı yerleştirilen implantta diğer modellerden oldukça düşük oranda stres oluşumu gözlenmiştir. En yüksek değer Model 6'daki implanta gelen stres değerinin neredeyse 2 katı olarak ölçülen değer ile Model 4'te elde edilmiştir. Vertikal kuvvetler göz önüne alındığında 2. implantlarda açılı implant kullanımı düşük değerlerle avantajlı olarak bulunmuştur. Oblik kuvvetlere karşı oluşan stresler değerlendirildiğinde vertikal yüklemeyle benzer olarak en düşük değer Model 6'da bulunmuştur. Vertikal ve oblik yüklemelerde konik formlu implantlarda silindirik forma göre daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir.



## 5. TARTIŞMA

Maksillanın aşırı rezorpsiyonu veya tümör eksizyonu sonrası ciddi kemik kaybı olan hastalar restoratif diş hekimliği için karmaşık problemler oluşturmaktadır. Bu hastaların tedavisinde, diş ankraj sistemi için olanaklar sağlayan kemik hatlarını yeniden yapılandırmak için kemik greftleri kullanılmaktadır [122].

Ogmentasyon işlemi, maksiller antrum ve nazal zemine inlay greftleme, krestal onlay greftleme, distraksiyon osteogenezisi ve Le Fort I osteotomisi ile interpozisyonel greftleme ile uygulanabilir [123].

Ogmentasyon işlemi postoperatif ağrı ve skar oluşumu, donör sahada nörosensörial bozukluklar ve enfeksiyon oluşabilme potansiyeli, yürüyüş bozukluğu gibi komplikasyonlara sahiptir. Aynı zamanda ogmentasyon, ek cerrahi işlem gerektirir bu da maliyet artışı çalışma süresinde ve genel tedavi süresinde artışa neden olur. Bu komplikasyonların yanında otojen greftler %87 ile %95 arasında değişen implant başarı oranı ile değişken rezorpsiyon dereceleri göstermiştir. Bu faktörler hastaya sunulduğunda birçok hasta otojen greftlemeye alternatif tedavi yöntemlerini tercih etmektedir [123].

Keller ve arkadaşları yaptıkları retrospektif bir çalışmada, 12 yıllık bir süre zarfında 54 hastaya yerleştirilen 248 endosseöz implantı retrospektif olarak incelemiştir. Ortalama 57.1 aylık takip sonucu başarı oranı %87 olarak rapor edilmiştir.

2001 yılında Branemark ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada otojen greftleme ve eş zamanlı endosseöz implant uygulamasının uzun dönem başarı oranlarını incelemiş ve 15 yıllık takip sonucu %80 olarak bulmuşlardır [124].

Widmark ve arkadaşları, [125] doğal kemiğe yerleştirilen maksiller implantların, greftlenmiş kemiğe yerleştirilen implantlardan daha yüksek bir başarı oranına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bir yılın sonunda greft uygulanan maksillaya yerleştirilen implantların başarı oranı %82 olarak bulunurken, doğal kemiğe yerleştirilen implantların başarı oranı %96 olarak rapor edilmiştir.

Esposito ve arkadaşları, dental implant tedavisi için vertikal ve horizontal ogmentasyon tekniklerinin sistemik bir incelemesini yapmış ve yüksek oranda başarısızlık ile önemli komplikasyonlar rapor etmişlerdir. Bu yazarlar maksiller sinüs lifting ve ogmentasyon işlemleri ile ilgili yaptıkları bir başka çalışmada kısa implant kullanımı gibi alternatif tedavilerin ogmentasyona göre daha başarılı sonuçlar sergilediğini bulmuşlardır [89].

Sonlu elemanlar stres analiz metodunun ilk kullanım alanının mühendislik uygulamaları olmasına rağmen özellikle girişimsel bir araştırma yöntemi olmamasının getirdiği artılarla tıp alanlarında da kendisine birçok kullanım alanı bulmuştur.

Sonlu elemanlar analizi, dental implantlara iletilen çigneme kuvvetleri ile dental implantlar ve çevresindeki dokularda oluşan değişiklikleri araştırmak için son otuz yıldır kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi implantın kortikal kemikle temas yüzeyinde ve apikaldeki trabeküler kemik çevresinde oluşan stres dağılımının tahmin edilmesine olanak sağlar [7].

SESA ilk olarak 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstriyel alanda kullanılmıştır. 1976'da Weinstein ve arkadaşları, SESA'yı ilk kez dental implantlarda kullanmışlardır [7].

Dental implantların mekanik davranışını simüle etmedeki temel zorluk, insan kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvete yanıtıdır. Kemiğin mekanik karakterinin karmaşıklığı ve implant sistemleri ile etkileşimi, yazarları büyük sadeleştirmeler yapmaya zorlamıştır.

Bazı varsayımlar SESA sonuçlarının doğruluğunu önemli ölçüde etkiler. Bunlar; modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi, malzeme özellikleri, sınır şartları ve implant-kemik arayüzüdür [126].

Baiamonte ve ark. [127] tarafından yapılan bir çalışmada SESA çalışmalarının dental implantolojideki güvenilirliği test edilmiştir. Bu çalışmada, maymun mandibulasına titanyum implantlar yerleştirilmiş ve gerinim değerleri hem in vitro hem SESA çalışmalarıyla



değerlendirilmiştir. Çalışmacılar elde edilen sonuçların yüksek oranda birbirleriyle örtüşmesine dayanarak sonlu elemanlar yönteminin dental implantolojide güvenli bir şekilde uygulanabileceği sonucuna varmışlardır.

Bu çalışmada da elde edilen modellerde maksiller posterior bölgede uygulanan farklı tasarımlardaki implantların stres dağılımları incelenmiştir. STY uygulanan ve uygulanmayan modellerde implantların çevresindeki kortikal ve spongiöz kemik tabakalarında, implantların apikal bölgelerinde, STY uygulanan modellerde kullanılan greft materyallerinde ve implant yüzeylerinde meydana gelen stres değerleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajlarının yanında, in vitro çalışmalara göre bazı kısıtlamaları da bulunmaktadır. Bu kısıtlamalar teknolojinin gerçek yaşam koşullarını birebir taklit edememesinden kaynaklanmaktadır. Canlı dokuların taklit edilebilmesi için kortikal kemik kalınlığı, trabeküler kemik yoğunluğu gibi değişkenlik gösterebilen bazı faktörler sabit kabul edilmek zorunda kalmıştır. Çalışmada yer alan modellerin klinik deneylerde birebir aynı şartlar altında karşılaştırılmasının neredeyse imkansız olması ve sonlu elemanlar stres analizi yönteminin güvenilirliğinin yapılan çalışmalarla kanıtlanmış olması nedeniyle, SESA kullanılmıştır.

SESA'yı dental implantlara uygularken, yalnızca aksiyal yükleri ve yatay kuvvetleri değil, aynı zamanda oblik yükler de göz önünde bulundurulmalı. Bu durum kortikal kemikte en yüksek strese neden olacaktır [7].

Barbier ve arkadaşları, SESA ile stimüle edilmiş bir köpek mandibulasında, aksiyal ve nonaksiyal oklüzal yüklerin IMZ implantları etrafındaki kemik remodel fenomenleri üzerindeki etkisinin araştırmışlardır. Çevreleyen kemik dokusundaki hesaplanan stres dağılımları ile karşılaştırmalı hayvan modelindeki yeniden şekillenme olayları arasında güçlü bir ilişki gözlenmiştir. Yazarlar en yüksek kemik remodelling olaylarının en yüksek eşdeğer stres bölgeleriyle çakıştığı ve aksiyal ve nonaksiyal yükleme arasındaki temel remodelling farklılıklarının büyük ölçüde işlenen streslerin yatay stres bileşeni tarafından belirlendiği

sonucuna varmıştır. Böylece yatay yüklerden kaçınmanın veya en aza indirmenin önemi vurgulanmıştır [7].

Özet olarak, implantların hem statik hem de dinamik yüklemeleri SESA ile modellenenbilmektedir. Statik yük çalışmalarında, daha gerçekçi modelleme elde etmek için oblik kuvvetlerin de dahil edilmesi gerekmektedir. Çoğu çalışma, aşırı yatay kuvvetten kaçınılması gerektiği sonucuna varmıştır. Bu bilgiler ışığında bu çalışmada da modellere vertikal ve oblik yönde kuvvetler uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar metodu ile yapılan ilk çalışmalarda modeller iki boyutlu hazırlanmaktaydı. Ancak bu konuda çalışmaların artması ile birlikte iki boyutlu sonlu eleman analizinin normal gerilme dağılımını detaylı yansıtamadığı düşünülmeye başlanmıştır [128].

Literatürde iki boyutlu analiz yerine üç boyutlu analiz, kemikteki üçüncü boyutta oluşabilecek değişikliklerin dağılımlarını gerçeğe daha yakın verebileceği bildirilmiştir [129].

İsmail ve ark. [128] iki boyutlu ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizini karşılaştırdıkları bir çalışmada, iki boyutlu analizin asal gerilme dağılımları incelendiğinde yeterli olduğu, normal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli doğrulukta sonuçlar veremeyeceğini bildirmişlerdir.

Meijer ve ark., [130] mandibula üzerinde yaptıkları çalışmanın sonuçlarına dayanarak iki boyutlu sonlu eleman analizinde, modellerin hazırlanıp hesaplanması açısından zaman kazanıldığını, fakat daha detaylı sonuçlara ulaşmak için üç boyutlu analizlerin tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Bu nedenlerle, yapılan bu çalışmada implantların, kemik ve sinüs yapılarının ve dental implantların çevresindeki kemikte meydana gelen gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme değerlerinin daha gerçekçi hesaplanması için üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi tercih edilmiştir. Ancak çalışmanın bilgisayar ortamında yapılmış olması, bir çok literatürle uyumlu vermiş olmasına rağmen canlı dokuları birebir taklit edemiyor olması SESA'nın ve bu çalışmanın dezavantajlarıdır.

Şimşek ve ark. [131] yaptıkları çalışmada, implantlar arası mesafenin stres oluşumuna etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir. Çalışmada, malzeme özellikleri ve model üretimi ile ilgili çeşitli varsayımlar ve basitleştirmeler yapılmıştır. SESA modellerinde kemik sıklıkla anizotropik olmasına rağmen izotropik olarak modellenmiştir. Bununla birlikte, çalışmada modellenen malzemelerin, özellikle de canlı dokulardaki özellikleri farklıdır. Örneğin, mandibuladaki asıl kortikal kemiğin enine izotropik ve homojen olmadığı iyi bilinmektedir. Modeldeki yapıların hepsinin homojen, izotropik ve lineer elastik olduğu varsayılmış ve implantların %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir.

Çalışmanın materyal ve metodu, materyal özellikleri literatürde daha önce belirlenen değerlerin doğruluğu varsayımına dayalıdır. Oluşturulan sonlu elemanlar modelindeki yapıların hepsi homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Ancak bu çalışmada modele edilen yapıların çoğunun gerçekte canlı dokular olduğunu düşünülürse, yapı özelliklerinin yukarıda belirtilen özelliklerden farklı olacağı öngörülebilir. Yapılan çalışmalar kortikal kemiğin sadece transvers yönde izotropik ve homojen olmayan bir yapıya sahip olduğunu göstermiştir. Maksilla canlı bir doku olarak, her bölgesinde homojen yapı göstermez ve mekaniksel ortama göre farklı şekillerde cevap verir. Ancak SESA çalışmalarının bir zorunluluğu olarak çalışmada maksillanın homojen ve izotropik olduğu varsayılmıştır.

Tüm materyallerin tüm yüzey alanları ile temasta oldukları veya %100 osseointegrasyon gösterdiği varsayılmıştır. Bu nedenlerle materyale bağlı özelliklerin doğala özdeş olmaması olasılığı göz önüne alınarak, stres dağılımı biçiminin canlı dokulara göre farklılıklar gösterebilmesi olasıdır. Bu durum, bu çalışmada seçilen çalışma yönteminin kısıtlamalarından en önemlisidir.

Eğer posterior maksilla gibi zayıf kemik yapı simüle edilecekse kortikal kemik ihmal edilebilmektedir. Kemik yoğunluğu, araştırma protokolüne bağlı olarak yumuşak ile sert kemik için kalibre edilmiştir. Bununla birlikte, çoğu çalışma korteks ve süngerimsi kemik için bir uniform yoğunluk değeri varsaymaktadır [132, 133]. Bununla birlikte, kansellöz kemik uniform değildir ve anizotropiktir ve yüklenme sonrası stres konsantrasyonlarının büyüklüğünü ve stresin geldiği bölgeyi etkileyebilecek yoğunluk farklılıklarına sahiptir.

Bunlar gibi varsayımlar SESA 'da bilgi işleme zorluklarını azaltmak için kullanılır. Gelecekteki çalışmalar, Hounsfield Birimleri kullanarak kemik yoğunluğu ölçümüne, veya hastalara özel verileri kullanarak yapılan modellemelere izin vermelidir.

Dental implantolojide, sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda sadece araştırılan bölgenin modellenmesiyle ilgili bir çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalardaki ortak prosedür, tüm çene kemiğini inşa etmek yerine ilgili alanı modellemektir. Şimşek ve ark. [131] yaptığı bir çalışmada mandibulanın arka bölgesini simüle etmek için bir kemik parçası modellemiştir. Boyutu, nihai sonuçları etkilememesi için çalışmalara uygun olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmada da bütün üst çene yerine maksilla posterior bölgeyi ilgilendiren alveoler kemik ve maksiller sinüs modelize edilmiştir. Çalışma, alt veya üst çenenin yalnızca bir alanının analizini içeriyorsa, bütün anatomik yapının modellenmesi gerekli değildir. Tüm yapının modellenmesi zaman, enerji ve maliyeti büyük ölçüde artırmaktadır.

Maksilla posterior bölgede 5 mm'den az alveoler kemik varlığında kısa ve kalın implantlar bile stabil bir şekilde yerleştirilemez. Sinüs lifting işlemi gerçekleştirilerek, maksillada implantlar için yeterli yüksekliğe sahip bir kemik elde edilebilir. Sinüs lifting işleminin amacı, maksiller sinüste alveoler kemik tabanını güçlendirmektir. Bu işlemle 8 ila 12 mm'lik dental implantlar için yeterli yükseklikte kemik kazanılmış olur [134].

Schuller-Götzburg ve ark., sonlu elemanlar çalışmasına dayanarak implantasyona etki eden çiğneme kuvvetlerindeki gerilme dağılımının, augmentasyon bölgesinde kemik grefti ile sinüs yükselmesi gerçekleştirilen modele göre nasıl farklılaştığını araştırmışlardır. Greftlenen kemikte stres değerlerinin anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir [134].

Alveoler ve greftli kemikler için elastik modül değerleri iyi bilinmemektedir. Young'ın kortikal ve süngerimsi kemikler modülü arasında yaklaşık 10 katlık bir fark olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, sinüsteki kemik grefti, greft materyalinin seçimine ve olgunlaşmasına bağlı olarak bir dizi Young modülü değerine sahip olabilmektedir [114].

Fanuscu ve arkadaşlarının [114] sonlu elemanlar modelinde elastikiyet değerinin atanması analiz üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olduğundan, kemik greftinde prediktif doğruluk elde etmek için geniş bir spektrumun gösterilmesi için yüksek değere yakın bir kortikal kemik sertliği ve düşük kemik sertliğinin altında bir değer kullanılmıştır.

Yapılan bu tez çalışmasında kullanılan modellerin iki tanesinde açık STY işlemi ile birlikte greft uygulaması yapıldığı varsayılmıştır. Maksilla kortikal ve spongiöz kemik dokusunun izotropik olduğu kabul edilmiş ve greft materyalinin kemik sertliği literatürde verilen değerler doğrultusunda kararlaştırılmıştır [114].

Kortikal kemik kalınlıklarının modellerde belirlenmesi sonuçları önemli derece etkilemektedir. Bu çalışmada seçilen kortikal kemik kalınlıkları literatürde belirtilen kalınlık sınırları içerisinde seçilmiş ve kullanılan modellerde sinüs tabanında 0,5 mm, alveolar kret tepesinde ise 1mm kalınlığında kortikal kemik oluşturulmuştur. Yapılan çalışmalarda implant üzerine gelen çiğneme kuvvetlerinin en yoğun olarak kortikal kemik tarafından karşılandığı bildirilmektedir [135]. Bu bilgilere paralel olarak çalışmada da en yoğun stres değerleri kortikal kemik tabakasında bulunmuştur.

Ağız fonksiyonunun kantitatif değerlendirilmeleri, stomatognatik rehabilitasyonun tüm alanlarında giderek daha fazla talep edilmektedir. Çene hareketleri, ana çiğneme kaslarının elektromiyografik düzenleri, çiğneme verimi, okluzal temas şekilleri, ısırma kuvveti ölçümleri hem sağlıklı hem de hasta bireylerde gerçekleştirilir. Hem teorik modeller hem de gerçek in vivo ölçümler, ısırma kuvvetinin, ağız boşluğunun farklı bölgelerinde, en yüksek değer molar ve premolar dişlere karşılık gelirken, köpek dişi bölgesinde orta değerler bulunmuştur [118].

Ferrario ve ark. 52 sağlıklı genç erişkinde tam kalıcı bir diş protezi ile ısırma kuvvetlerini değerlendirmişlerdir. Anlamlı bir sol-sağ çene farkı bulamamışlardır. Ortalama olarak, her iki cinsiyette de en düşük ısırma kuvvetinin, kesici dişlere geldiğini, en büyük kuvvetinse birinci büyük azı dişine geldiğini kaydetmişlerdir. Isırma kuvveti erkeklerde kadınlardan daha yüksek bulunmuştur [118]. Mevcut sayısal veriler, yapılan bu çalışmada da modellere uygulanacak ısırma kuvvetleri için referans olmuştur.

Mekanostat teorisine göre, kemik üzerine belirli sınırlar içerisinde uygulanan kuvvetler, kemik yapım ve yıkımını dengede tutar ve böylece kemik seviyesi korunmuş olur. Kemiğe fazla yük gelmesi durumunda rezorpsiyon oranı artar veya implantta kırılma meydana gelebilir. Diğer yönden az yük gelmesi ise kullanılmama atrofisine neden olabilir [136].

Bu tez çalışmasının amacı da, implantların üzerine gelen fazla kuvvetlerin, implant ve çevre dokularda oluşturacağı zararlı etkileri araştırmaktır. Bu bilgi ışığında, implant ve çevresinde en az stresi oluşturacak tedavi yöntemleri belirlenmeye çalışılmıştır.

Başarısız olan veya kaybedilen implantların sıklıkla boyun bölgelerine rezorpsiyon görülmektedir. Bu konuyla ilgili pek çok çalışma mevcuttur. Yapılan çalışmalar bu kemik kaybının, uygun olmayan yükleme koşullarına ve plak birikimi nedeniyle meydana gelen enflamasyona bağlı olduğunu göstermektedir [137].

Çalışmada incelenen implantları çevreleyen kemiklerde oluşan stres-strain dengesi, implantların uzun dönem başarısını öngörebilmek açısından önemli bir faktördür. Diğer yönden çalışmada plak ve diğer biyolojik kaynaklı boyun bölgesi rezorpsiyonları, bilgisayar ortamında canlandırılmamıştır. İlerleyen yıllarda yapılacak çalışmalarda bu faktörlerinde eklenebilmesi ile ortaya çıkan sonuçların doğruluk payını artacağı düşünülmektedir.

Hazırlanan modellerde geçmiş çalışmalar değerlendirilerek, siman alanının etkisiz olacağı düşünülmüş ve ihmal edilmiştir. İmplantın yapı bileşenleri arasındaki oluşabilecek potansiyel mikro hareketi değerlendirmek için linear olmayan kontak analiz yöntemi kullanılmalıdır. Bunun sebebi abutmentin vidaya uygulanan belirli bir ön yükleme kuvveti uygulanması ve rotasyon önleyici elemanlara sahip olmasıdır.

Açılı implantlar, maksiller sinüs tabanının büyütülmesi ve pnömatize olan maksiller sinüs cerrahisi için etkili ve güvenli bir alternatiftir. Genellikle, kemik grefti için sınırlamaları olan farklı sistemik koşullara sahip hastalarda açılı implant kullanılabilir. Açılı implantlar, maksiller sinüs gibi anatomik yapıları atlayarak yerleşime izin verir [93].

Açılı implantlar terimi, aksenel veya dikey olarak yerleştirilmiş implantlara göre normal olarak 30 derecelik veya daha fazla bir açıda yerleştirilen implantlara karşılık gelir. Birçok

yazara göre, posterior maksilla için açılı implantların kullanılması aksiyal implantlara göre avantaj sağlamaktadır. Aslında açılı ve aksiyal implantların kombinasyonu daha uzun implantların kullanılmasına izin verir. Böylece osseointegrasyon yüzeyi arttırılır.

Erika ve arkadaşları, [138] yaptıkları bir çalışmada 3 ayrı model üzerinde 45 derece açılı implantlar, vertikal standart implantlar ve kısa implantları karşılaştırmışlardır. Vertikal ve oblik yüklemeler sonucunda atrofik maksilla için üç farklı tedavi konfigürasyonunun sonuçları karşılaştırıldığında, kemikteki maksimum stres açılı yerleştirilen implant modeli için en yüksek bulunmuştur.

Aparicio, [139] 25 hastada yaptığı çalışmada, 51 adet vertikal yerleştirilmiş 42 adet açılı yerleştirilmiş implant üzerine 29 adet köprü protezi uygulamıştır. 5 yıl sonra implantların ortalama başarı oranı açılı implantlar için %95,2, vertikal implantlar için %91,3 olarak rapor edilmiştir. Protezlerin ise başarı oranı %100 olarak bildirilmiştir. Beşinci yılın sonunda marjinal kemik kaybı açılı implantlar için 1,21 mm olarak belirlenmiş ve açılı yerleştirilen implantların vertikal konumlandırılanlarla arasında anlamlı bir fark olmadığını rapor etmişlerdir.

2009 yılında Agliardi ve ark. [140] bugüne kadarki en geniş seriyi yayınladılar. 4 implantın yerleştirildiği 61 adet rehabilite maksillada anteriorda aksiyal konumda 2 implant ve maksiller sinüsün ön duvarına paralel açıldırılmış pozisyonda 2 posterior implant uygulamışlardır. Ortalama 27.2 aylık takipten sonra başarı oranı hem aksiyal hem de açılı implantlar için %100 olarak rapor edilmiştir.

Penarrocha ve ark. [141] 10 hastayı 4 adet açılı yerleştirilmiş implant ve overdenture protezi ile rehabilite etmişlerdir. Sadece tek implant, 12 aylık takipten sonra başarısız olmuştur. Başarı oranı %97.7 olarak bildirilmiştir.

Malo, [142] 128 dental implant yerleştirilmiş (64 açılı ve 64 aksiyal) 32 hastanın bir çalışmasını yayınlamış, başarı oranlarını sırasıyla %95.3 ve %100 olarak rapor etmiştir. Marjinal kemik kaybı, ortalama olarak 0.7 mm olarak bildirilmiş ve kemik kaybında iki implantta da fark gözlenmemiştir.

Rosen ve Gynther, [143] 12 yıl boyunca takip ettikleri 103 adet açılı implanttan oluşan bir çalışmada %97 başarı oranı kaydetmişlerdir. Ortalama marjinal kemik kaybı 1.2 mm olarak rapor edilmiştir. Bu yazarlar, atrofik maksillaya yerleştirilmiş açılı implantların uygulanabilir ve kanıta dayalı bir tedavi seçeneği oluşturduğunu ve kemik greftlemesine alternatif olarak görülebileceğini bildirmişlerdir.

Açılı implantlarla atrofik maksilla rehabilitasyonu hakkındaki literatürlerin yakın zamandaki bir incelemesinde 319 hastada 669 aksiyal implant için implant başarı oranlarının %91.3 ile %100 arasında ve 782 açılı implant için implant başarı oranının %92.1 ile %100 arasında değiştiği bildirilmiştir. Sadece birkaç protez komplikasyonu rapor edilmiştir [144].

SESA çalışmalarında implantların aksiyal veya açılı yerleştirilmesinde kuvvet dağılımında farklılıklar olmaktadır. Bu çalışma da bunu desteklemektedir. Ancak daha önce belirtildiği gibi sanal ortamda yapılan analizler oldukça fazla sayıda varsayım içermektedir ve birçok etken ihmal edilmektedir. Açılı implant uygulanan modeller ile STY sonrası düz implant uygulanan modeller karşılaştırıldığında vertikal kuvvet uygulaması sonucu, kortikal kemikte gerilme stresinde ciddi bir fark olmazken sıkışma stresi açılı implantın uygulandığı modellerde çok daha yüksek çıkmıştır. Oblik kuvvetlerde ise, kortikal kemikte gerilme ve sıkışma streslerinin her ikisi de açılı implantların uygulandığı modellerde çok daha yüksek bulunmuştur. Ancak çalışmada özellikle Model 6'da abutmentin kemik içerisinde kalması SESA sonuçlarının optimal seviyede elde edilmesine engel olmuştur. Klinik uygulamalarda açılı abutment yerleştirilmesine imkan veren yeni dizaynı gösteren Model 5'teki implantın kullanımı bu problemin çözümüne ön ayak olacaktır.

İmplantın yiv tasarımının rolü, daha fazla kemik-implant etkileşimi sağlayan ve implant çevresi kemik bölgesinde daha iyi stres dağılımı anlamına gelen artmış bir temas yüzeyi alanı ile ilgilidir. Yiv tasarımı, özellikle implantlar maksiller kemiğe yerleştirildiğinde, immedat yükleme koşulları için çevre kemiğin korunmasına ve primer stabilitenin belirlenmesine yardımcı olur. Bununla birlikte literatürde implant makrotasarımı ile ilgili veri eksikliği vardır [145].



Menicucci ve ark. [146] son zamanlarda konik ve silindirik implantların bulgularını karşılaştırarak, konik implantlar için düz duvarlı implantlara kıyasla daha yüksek yerleştirme torku değerleri vermişlerdir.

Başka bir çalışmada, O'Sullivan ve ark., [146] bir hayvan modelinde, konik implantların standart Branemark implantlara kıyasla daha yüksek ISQ değerleri ve yerleştirme torku sergilediğini bildirmişlerdir.

Farklı implant tasarımlarını karşılaştıran bir hayvan çalışması, konik implantların diğer geleneksel silindirik implantlara göre çok daha yüksek stabilite gösterdiği sonucuna varmıştır. RKN ve diğerleri konik implantların implantın etrafını çevreleyen kemik duvarlar üzerinde daha fazla lateral basınç uyguladığını, bu nedenle kemik kalitesi ve miktarının yetersiz olduğu bölgelerde, daha iyi primer stabilite elde etmek için konik implantların kullanılması gerektiğini önermişlerdir [147].

Dos Santos konik implantlar için silindirik implantlardan daha yüksek primer stabilite değeri bulmuştur. Sakoh ve ark. biri konik diğeri silindirik olan farklı makrodinamik tasarımlı iki implantın in vitro primer stabilitesini karşılaştırmış; mevcut sonuçlarla uyumlu olarak, konik implantlarda belirgin şekilde daha yüksek yerleştirme torku değeri bulunurken, daha düşük ISQ değerleri rapor edilmiştir [146].

Çeşitli çalışmalarda, farklı endosseöz implant tasarımlarının SESA ile stres dağılımı üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Bununla birlikte, sonuçlar hala tartışmalıdır. Siegele ve Soltez, farklı tipte dental implant tasarımlarını (silindirik, konik, basamaklı, vidalı, içi boş silindirik) çevreleyen kemikte meydana gelen stres dağılımını 2D SESA ile araştırmıştır. Farklı implant şekillerinin kemikteki stres dağılımında önemli değişikliklere yol açtığı sonucuna varmışlardır. Konik formdaki implantların, silindirik ve vida şeklindeki implant tasarımlarından belirgin şekilde daha yüksek stresler yarattığını rapor etmişlerdir [120].

Çalışmada oluşturulan senaryolarda vertikal ve oblik kuvvet uygulamalarında kortikal kemiğe gelen sıkışma ve gerilme streslerinde konik formlu implantlarda silindirik formlu implantlara göre daha yüksek değerler elde edilmiştir. Ancak STY uygulanan gruplarda iki implantın da yaklaşık olarak eşit değerlerde stres olduğu gözlenmiştir. Buradan greft

materyalinin oluşturulan stres üzerinde etkisi olduğu varsayımı çıkartılabilmektedir. Konik formlu implantlar primer stabiliteyi artırırken kemik üzerinde oluşan stres değerlerini de artırmaktadır.



## 6. SONUÇLAR

Çalışmada **konik formlu implantın açılı yerleştirildiği MODEL 6** uygulanan vertikal ve lateral kuvvetler karşısında kortikal kemikte en yüksek gerilme stres değerini göstermesi nedeniyle **başarısız** bir görüntü çizmiştir. İmplantlar açısından değerlendirildiğinde, bu modelde posterior implant üzerine gelen stres **en düşük Von Mises değerini** vermiştir.

Sinüs lift uygulaması yapılmayan, yeterli kemik yüksekliği bulunan ilk iki model karşılaştırıldığında **SİLİNDİRİK İMPLANT UYGULANAN Model 1** uygulanan kuvvetler karşısında kortikal ve spongioz kemikte oluşan hem gerilme hem de sıkışma stresleri açısından daha avantajlı bulunmuştur. implantlar açısından değerlendirildiğinde de **konik formlu implant uygulanan Model 2'de** implant üzerine gelen stres daha yüksek ölçülmüştür.

STY uygulanan iki grup ve açılı implantların uygulandığı iki grup karşılaştırıldığında vertikal ve oblik kuvvet uygulamalarında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi karşılaştırıldığında **STY uygulanan gruplarda kemikte daha az stres oluştuğu** gözlenmiştir. Bu durum açılı implantlarda kuvvetin ilk olarak kemiğe aktarılıp daha sonra implanta ulaşıyor olmasına bağlanabilmektedir. Açılı implantların üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin daha düşük olması da bu durumu desteklemektedir.

**30 derece açılı konik formlu implantın uygulandığı Model 5'te** oblik ve vertikal kuvvet uygulandığında, kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stresler diğer gruplardan anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Oblik kuvvetler karşısında **Model 6'da** diğer gruplarla karşılaştırıldığında daha düşük değerlerde kortikal sıkışma stresi bulunmuştur.

**Açılı konik formlu implantın kullanıldığı Model 5 ile 30 derece açıyla yerleştirilen konik formlu implantın kullanıldığı Model 6** karşılaştırıldığında, oblik kuvvet uygulamasında kortikal kemikte meydana gelen gerilme kuvvetleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, sıkışma kuvveti Model 5'te anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Vertikal kuvvet uygulandığında ise kortikal kemikte açılı yerleştirilen implantta gerilme stresi daha yüksek olurken sıkışma stresi açılı implantta anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. implantların

prognozu açısından gerilme kuvvetleri daha önemli olduğundan, modeller karşılaştırıldığında açılı implant ile açılı yerleştirilen implantın birbirlerine üstünlüğü bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar klinik uygulanabilirlik açısından yorumlandığında; AÇIK STY işleminin tedavi seçenekleri arasında ilk tercih olması gerektiği kanısına varılmıştır. STY uygulamasının tedavi süresini uzatması ve maliyeti arttırması gibi nedenler tedavi planlamasını ve klinik değerlendirmeyi önemli kılmaktadır. Oblik kuvvetler karşısında elde ettiği başarılı sonuçlara dayanarak, STY işlemlerinin uygulanmadığı ve sinüse teğet implant yerleştirilmesinin planlandığı durumlarda ilk tercih, açılı yerleştirilmeye uygun formda tasarlanmış implant uygulaması olması gerektiğine inanılmaktadır. Modeller arasında en başarısız sonuçları veren açılı yerleştirilmiş konik formdaki implantın uygulamasından mümkün olduğunca kaçınılması gerektiği kanısına varılmıştır. Diğer yönden STY uygulandığı veya uygulanmadığı her durumda konik formlu implantlar silindirik formlu implantlardan daha başarısız bir tablo çizerek uygulamasından olabildiğince kaçınılması gerektiğini düşündürmüştür.

## KAYNAKÇA

1. Bosse, L. P., Taylor, T. D. (1998). Problems associated with implant rehabilitation of the edentulous maxilla. *Dental Clinics of North America*, 42(1), 117-127.
2. Kourkouta, S., Dedi, K. D., Reside, G., Kontogeorgakos, V. (2009). Heterotopic ossification as a complication of iliac crest bone harvesting in a case of implant therapy. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(2), 353-358.
3. Lozada, J. L., Al-Ardah, A. J., Rungcharassaeng, K., Kan, J. Y., Kleinman, A. (2004). Immediate functional load of mandibular implant overdentures: a surgical and prosthodontic rationale of 2 implant modalities. *Journal of Oral Implantology*, 30(5), 297-306.
4. Chen, S., Buser, D., Wismeijer, D., Vol, I. T. G. (2011). *Sinus Floor Elevation: Procedures*. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing.
5. Şahin, S., Cehreli, M. C., Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*, 30(7-8), 271-282.
6. Van Staden, R. C., Guan, H., Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9(4), 257-270.
7. Geng, J. P., Tan, K. B., Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
8. Bölükbaşı, N. (2008). *Anterior Maksillada Farklı Lokalizasyonlarda Uygulanan Dental İmplantların Çene Kemiğindeki Kuvvet Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi.
9. Soydan, N. (1985). *Genel Histoloji*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fak. Yayınları.
10. Mescher, A.L. (2013). *Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas*. (Vol. 13.). New York: McGraw-Hill Medical.
11. Arıncı, K.E.A. (2006). *Anatomi*. (Vol. 1). Ankara: Gazi Kitabevi.
12. Nanci, A. (2012). *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function*. (Eighth Edition). Amsterdam: Elsevier.
13. Hernandez-Gil, I. F. T., Gracia, M. A., del Canto Pingarrón, M., Jerez, L. B. (2006). Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral*, 11(1), 47-51.

14. Gartner, G., Hiatt, J. (2001). *Color Textbook of Histology* (Second ed.). Philadelphia: W.B. Saunders Company, 29-153.
15. Suda, T., Takahashi, N., Udagawa, N., Jimi, E., Gillespie, M. T., Martin, T. J. (1999). Modulation of osteoclast differentiation and function by the new members of the tumor necrosis factor receptor and ligand families. *Endocrine reviews*, 20(3), 345-357.
16. Kalfas, I. H. (2001). Principles of bone healing. *Neurosurgical focus*, 10(4), 1-4.
17. Roberts, W. E., Stanford, C. M. (2014). Chapter 4 - Bone Physiology, Metabolism, and Biomechanics in Implant Therapy, in *Principles and Practice of Single Implant and Restorations*, M. Torabinejad, M.A. Sabeti, and C.J. Goodacre, (Editors). W.B. Saunders: Saint Louis, 53-73.
18. Lien, Y. H., Tseng, M. M., Stern, R. (1992). Glucose and glucose analogs modulate collagen metabolism. *Experimental and Molecular Pathology*, 57(3), 215-221.
19. Kadler, K. E. (2017). Fell Muir Lecture: Collagen fibril formation in vitro and in vivo. *International Journal of Experimental Pathology*, 98(1), 4-16.
20. Topaloğlu U., K.M.A., Güney Saruhan B., (2017). Kemik Doku ve Kemikleşme Çeşitleri. *Dicle Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*, 10, 62-71.
21. Stevens, M.M. (2008). *Biomaterials for bone tissue engineering*. *Materials Today*, 11(5), 18-25.
22. Garg, A.K. (2004). *Bone Biology, Harvesting, and Grafting For Dental Implants: Rationale and Clinical Applications*. Florida: Quintessence Publishing.
23. Fawcett, D.W., J.R.P., (2002). *Bloom & Fawcett's Concise Histology*. (second edition) London: Arnold A Member of the Hodder Headline Group, 87-99.
24. Pelled, G., et al., (2010). *Direct gene therapy for bone regeneration: gene delivery, animal models, and outcome measures*. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 16(1), 13-20.
25. Erdoğan, D., Hatipoğlu, M.T., Görgün, M., Ilgaz, C. (2011). *Genel Histoloji. Kemik Dokusu*. Ankara: Hatipoğlu Yayınevi.
26. Çay, H.F., Sezer, N. (2002). Kemik Yapısı ve Kemik Döngüsü Üzerine Bir Derleme. *Fiziksel Tıp*, 5, 177-184.
27. Cowin, Stephen C. (2001). *Bone MEchanics Handbook*. Florida: CRC Press. 1-68.
28. Rosen, C. J. (2013). *Primer on The Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism* (8th ed.). US: Ames Iowa.
29. Ovallae W., Nahirney, P. (2013). *Netter's Essential Histology*. (1st ed.). Philadelphia: Saunders/Elsevier.

30. Kılıçoğlu, S.S. (2002). Mikroskopi Düzeyinde Kırık İyileşmesi. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, 55, 143-150.
31. Öztemel, A. (2013). *Ankaferd Blood Stopper'in Kemik Dokusu İyileşmesi Üzerine Olan Etkilerinin Deneysel Olarak İncelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
32. Lieberman J.R., Friedlaender, G.E. (2005). *Bone Regeneration and Repair. Biology and Clinical Applications*. Totowa NJ: Humana Press.
33. Miller, M.D. (1996). *Review of ORthopaedics* (2nd ed.). Amsterdam: Elsevier.
34. Lienemann, P.S., Lutolf, M.P., Ehrbar, M. (2012). *Biomimetic hydrogels for controlled biomolecule delivery to augment bone regeneration. Advanced Drug Delivery Reviews*, 64(12), 1078-1089.
35. Boden, S. D. (2002). Overview of the biology of lumbar spine fusion and principles for selecting a bone graft substitute. *Spine*, 27(16), 26-31.
36. Bodic, F., Hamel, L., Lerouxel, E., Baslé, M. F., Chappard, D. (2005). Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*, 72(3), 215-221.
37. Carlsson, G. E. (2014). Implant and root supported overdentures-a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *The Journal of advanced Prosthodontics*, 6(4), 245-252.
38. Norton, M. R., Gamble, C. (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clinical Oral Implants Research*, 12(1), 79-84.
39. Cawood, J. I., Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232-236.
40. Sutton, D. N., Lewis, B. R. K., Patel, M., Cawood, J. I. (2004). Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 33(7), 676-682.
41. Lekholm, U. (1985). *Tissue Integrated Protheses: Osteointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub., 199-209.
42. Alghamdi, H. (2018). Methods to improve osseointegration of dental implants in low quality (type-IV) bone: an overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 9(1), 7.
43. Misch, C. E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry*. Amsterdam: Mosby Elsevier.
44. Chanavaz, M. (1990). Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990). *The Journal of Oral Implantology*, 16(3), 199-209.

45. Van Den Bergh, J. P., Ten Bruggenkate, C. M., Disch, F. J., Tuinzing, D. B. (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical Oral Implants Research: Treatment Rationale*, 11(3), 256-265.
46. Gerçeker, M. (2014). *Kulak Burun Boğaz Hastalıkları ve Baş Boyun Cerrahisi*. Ankara: Nobel Tıp Kitabevi.
47. Çakır, M. (2014). *Ankaferd Kanama Durdurucu ve Kollajenize Heterolog Kemik Greftinin Sinüs Tabanı Yükseltilmesi Uygulamalarında Kemik İyileşmesine Etkisinin Deneysel Olarak İncelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
48. Küçükkurt, S. (2014). *Dental İmplant Uygulaması Amacıyla İhtiyaç Duyulan Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemi ve Alternatif Tedavi Seçeneklerinin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
49. Zijdeveld, S. A., van den Bergh, J. P., Schulten, E. A., Christiaan, M. (2008). Anatomical and surgical findings and complications in 100 consecutive maxillary sinus floor elevation procedures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(7), 1426-1438.
50. Atak, V. (2018). *Rezorbe Olmuş Tam Dişsiz Üst Çenenin Farklı Açılı ve Konumda İmplant Uygulamaları İle Alternatif Tedavi Seçeneklerinin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle Karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
51. Peterson L.J., E.E., Hupp J.R., Tucker M.R., (2004). *Principles of Oral and Maxillofacial Surgery* (Vol. 2nd ed.). Amsterdam: Mosby.
52. Albrektsson, T., Wennerberg, A. (2005). The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *Journal of the Canadian Dental Association*, 71(5), 327.
53. Gotfredsen, K., Karlsson, U. (2001). A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO<sub>2</sub>-blasted surface. *Journal of Prosthodontics*, 10(1), 2-7.
54. Fredrickson C., W.J., Berglundh T., (1994). *Implant Prosthodontics, Clinical and Laboratory Procedures*, ed. Amsterdam: Mosby.
55. Steinemann, SG. (1998). *Titanium-The Material of Choice?* *Journal of Periodontology* 2000, 17(1), 7-21.
56. Newman, M., Takei, H., Klokkevold P., Carranza, F. (2014). *Carranza's Clinical Periodontology*. Amsterdam: Elsevier. Chapter 73.
57. Çetiner, S, Zor, F. (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24 (1), 51-56
58. Türker, M., Yücetaş, Ş. (2004). *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi*. Ankara: Özyurt Yayınları, 368-369



59. Carlsson, L., et al. (1986). *Osseointegration of titanium implants. Acta Orthop Scand.*, 57(4), 285-9.
60. Schenk, R.K, Buser, D. (1998). *Osseointegration: a reality. Periodontol 2000*, 17, 22-35.
61. Lioubavina-Hack, N., Lang, N.P. Karring, T. (2006). *Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. Clin Oral Implants Res*, 17(3), 244-50.
62. Song, S.Y., Lee, J.Y., Shin, S.W. (2017). *Effect of Implant Diameter on Fatigue Strength. Implant Dent*, 26(1), 59-65.
63. Al-Johany, S.S., et al., (2017). *Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252-260.
64. Hsu, J.T., et al. (2017). Impacts of 3D bone-to- implant contact and implant diameter on primary stability of dental implant. *Journal of the Formosan Medical Association*, 116(8), 582-590.
65. Ertugrul, H.Z., Pipko, D.J. (2006). *Measuring mobility of 2 dental implant fixtures of different configurations: an in vitro study. Implant Dent*, 15(3), 290-7.
66. Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. Amsterdam: Mobsy Elsevier.
67. Kong, L., Gu, Z., Hu, K., Zhou, H., Liu, Y., Liu, B. (2009). Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, 40(9), 935-940.
68. Olate, S., Lyrio, M. C. N., de Moraes, M., Mazzonetto, R., Moreira, R. W. F. (2010). Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(2), 414-419.
69. Tatum, J. H. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*, 30(2), 207-229.
70. Boyne, P. J. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *The Journal of Oral Surgery*, 38, 613-616.
71. Misch, C. E. (1987). Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. *International Journal of Oral Implantology*, 4, 49-58.
72. Garg, A. K., Quiñones, C. R. (1997). Augmentation of the maxillary sinus: a surgical technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 9(2), 211-9.
73. Jensen, S., Katsuyama, H., Chen, S., Buser, D., Wismeijer, D. (2012) *ITI Treatment Guide: Sinus Floor Elevation*. Berlin: Quintessence.
74. Woo, I., Le, B. T. (2004). Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. *Implant Dentistry*, 13(1), 28-32.

75. Khatiblou, F. A. (2005). Sinus floor augmentation and simultaneous implant placement, part I: the 1-stage approach. *Journal of Oral Implantology*, 31(4), 205-208.
76. Güven, O., & Kaymak, T. E. (2010). Importance of Maxillary Sinus in Implantology and Sinus Lifting Procedures. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences-Special Topics*, 1(1), 31.
77. Rocuzzo, M., Aglietta, M., Cordaro, L. (2009). Implant loading protocols for partially edentulous maxillary posterior sites. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 24.
78. Jensen, O.T., (1994). *Guided Bone Regeneration in Implant Dentistry. Guided Bone Graft Augmentation*. Chicago: Quintessence, 235-264.
79. Chiapasco, M., Casentini, P., Zaniboni, M. (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24(Suppl), 237-259.
80. Roberts, W. E., Smith, R. K., Zilberman, Y., Mozsary, P. G., Smith, R. S. (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American Journal of Orthodontics*, 86(2), 95-111.
81. Piattelli, A., Corigliano, M., Scarano, A., Costigliola, G., Paolantonio, M. (1998). Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *Journal of periodontology*, 69(3), 321-327.
82. Piattelli, A., Corigliano, M., Scarano, A., Quaranta, M. (1997). Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 17(2), 162-169.
83. Anusavice, K.J. (2003). *Phillip's Science of Dental MAterials*. (11th ed.). St. Louis: Elsevier Mosby.
84. Frost, H.M. (1987). *Bone 'Mass' and the 'Mechanostat': a Proposal*. *Anatomical Record*, 219, 1-9.
85. Fanuscu, M. I., Iida, K., Caputo, A. A., Nishimura, R. D. (2003). Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 667-674.
86. Frost, H. M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 74(1), 3-15.
87. Ulusoy, M.A., Aydın, A.K. (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
88. Stanford, C. M. (1999). Biomechanical and functional behavior of implants. *Advances in Dental Research*, 13(1), 88-92.

89. Esfahrood, Z. R., Ahmadi, L., Karami, E., Asghari, S. (2017). Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 43(2), 70-76.
90. Jain, N., Gulati, M., Garg, M., Pathak, C. (2016). Short implants: new horizon in implant dentistry. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 10(9), 14-17.
91. Monje, A., Chan, H. L., Fu, J. H., Suarez, F., Galindo-Moreno, P., Wang, H. L. (2013). Are short dental implants (< 10 mm) effective? A meta-analysis on prospective clinical trials. *Journal of Periodontology*, 84(7), 895-904.
92. Ata-Ali, J., Peñarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E., Peñarrocha-Diago, M. (2012). Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 17(4), 582-587.
93. Hamed, H. A., Marzook, H. A., Ghoneem, N. E., El-Anwar, M. I. (2018). Angulated Dental Implants in Posterior Maxilla FEA and Experimental Verification. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(2), 397.
94. de Souza Batista, V. E., Verri, F. R., Almeida, D. A. D. F., Santiago Junior, J. F., Lemos, C. A. A., Pellizzer, E. P. (2017). Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 20(6), 663-670.
95. Ujigawa, K., Kato, Y., Kizu, Y., Tonogi, M., Yamane, G. Y. (2007). Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 36(7), 620-625.
96. Aparicio, C., Manresa, C., Francisco, K., Claros, P., Alánde, J., González-Martín, O., & Albrektsson, T. (2014). Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the zygomatic success code. *Periodontology 2000*, 66(1), 41-58.
97. Bidez, M. W., Misch, C. E. (2005). *Clinical biomechanics in implant dentistry*. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby.
98. Nanda, R. (2005). *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*. Şehir: Elsevier Health Sciences.
99. Adıgüzel, O. (2010). *Sonlu Elemanlar Anlizi: Derleme bölüm I: Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları*. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
100. Stegarolu, R., Khraisat, A., Nomura, S., Miyakawa, O. (2004). Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(5), 735-742.
101. Baran, N.M. (1991). *Finite Element Analysis on Microcomputers*. New York : McGraw-Hill.

102. Avallone, E.A., Baumeister, T., Sadegh, A.M. (2006). *Mark's Standard Handbook for Mechanical Engineers* (11 ed.). New York: McGraw-Hill.
103. Fisher, F.E. (2005). *Stress Analysis in Mechanical Engineer's Handbook*. St.Louis: Elsevier.
104. İnan, M. (1998). *Cisimlerin Mukavemeti*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi İTÜ Vakfı.
105. Sakaguchi, R., Powers, J. (2006). *Craig's Restorative Dental Material* (20th ed.). St.Louis: Elsevier Mosby.
106. Shigley, J.E.M., C.R.; Budynas, R.G. (2004). *Mechanical Engineering Design* (7th ed.). New York: McGraw-Hill Companies.
107. Ramoğlu, S., Ozan, O. (2013). *Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24(3), 175-180.*
108. Gümrükçü, Z., Kurt, S. (2017). *Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İmplant Cerrahisinde Kullanımı. Atatürk Üni Diş Hek Fak Dergisi.*
109. Pekbey, Y. (2002). *Değişik Türden Malzeme ile Kaplanmış Dişin Gerilme Zorlanma Analizi*. İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi.
110. Akça, K., Çehreli, M. C., İplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics, 15(2), 115-121.*
111. Geng, J., Yan, W., Xu, W. (2008). *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry*. Berlin: Springer.
112. Nelson, S.J. (2009). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. (Vol. 9). Philadelphia: Saunders.
113. Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W., Watzek, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical Oral Implants Research, 13(6), 657-665.*
114. Fanuscu, M. I., Vu, H. V., Poncelet, B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology, 30(2), 59-68.*
115. Bueche, F., (1977). *Principles of Physics*. USA: McGraw Hill Companies.
116. Huang, H. L., Fuh, L. J., Ko, C. C., Hsu, J. T., Chen, C. C. (2009). Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 24(3), 455-462.*
117. Baggi, L., Pastore, S., Di Girolamo, M., Vairo, G. (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-

- dimensional finite element approach. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 9-21.
118. Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., Tartaglia, G. M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(1), 18-22.
  119. Tanino, F., Hayakawa, I., Hirano, S., Minakuchi, S. (2007). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(2), 193-198.
  120. Siegele, D., Soltesz, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4), 333-340.
  121. Misch, C. E. (1988). Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today*, 7(5), 39-40.
  122. Kahnberg, K. E., Henry, P. J., Hirsch, J. M., Öhrnell, L. O., Andreasson, L., Brånemark, P. I., ... Isaksson, S. (2007). Clinical evaluation of the zygoma implant: 3-year follow-up at 16 clinics. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(10), 2033-2038.
  123. Block, M. S., Haggerty, C. J., Fisher, G. R. (2009). Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(4), 872-881.
  124. Keller, E. E., Tolman, D. E., Eckert, S. E. (1999). Maxillary antral-nasal inlay autogenous bone graft reconstruction of compromised maxilla: a 12-year retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(5), 707-721.
  125. Widmark, G., Andersson, B., Carlsson, G. E., Lindvall, A. M., Ivanoff, C. J. (2001). Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts: a 3-to 5-year follow-up clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(1), 73
  126. Koriath, T. W. P., 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.
  127. Baiamonte, T., Abbate, M. F., Pizzarello, F., Lozada, J., James, R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of Oral Implantology*, 22(2), 104-110.
  128. Ismail, Y. H., Pahountis, L. N., Fleming, J. F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International journal of oral implantology: implantologist*, 4(2), 25-31.
  129. DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.

130. Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Bosman, F., Steen, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*, 20(2), 147-157.
131. Şimşek, B., Erkmen, E., Yilmaz, D., Eser, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 28(3), 199-213.
132. Chu, C. M., Huang, H. L., Hsu, J. T., Fuh, L. J. (2012). Influences of Internal Tapered Abutment Designs on Bone Stresses Around a Dental Implant: Three-Dimensional Finite Element Method With Statistical Evaluation. *Journal of Periodontology*, 83(1), 111-118.
133. Arisan, V., Karabuda, Z. C., Avsever, H., & Özdemir, T. (2013). Conventional multi-slice computed tomography (CT) and cone-beam CT (CBCT) for computer-assisted implant placement. Part I: Relationship of radiographic gray density and implant stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(6), 893-906.
134. Schuller-Götzburg, P., Entacher, K., Petutschnigg, A., Pomwenger, W., Watzinger, F. (2009). *Finite Element Analysis Of Sinus Lift With Cancellous Bone Graft Block*. In Proceedings of the 2nd South-East European Conference on Computational Mechanics SEECCM,
135. Chou, H. Y., Jagodnik, J. J., Müftü, S. (2008). Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1365-1373.
136. Erkmen, E., Şimşek, B., Yücel, E., Kurt, A. (2005). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(2), 97-104.
137. Sreekha, A., Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 425.
138. Almeida, E. O., Rocha, E. P., Júnior, A. C. F., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., Coelho, P. G. (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, 332-342.
139. Aparicio, C., Perales, P., & Rangert, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 39-49.
140. Agliardi, E., Panigatti, S., Clerico, M., Villa, C., Malo, P. (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(5), 459-465.

141. Peñarrocha, M., Carrillo, C., Boronat, A., Peñarrocha, M. (2010). Maximum use of the anterior maxillary buttress in severe maxillary atrophy with tilted, palatally positioned implants: a preliminary study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(4), 813-20.
142. Maló, P., Rangert, B., Nobre, M. (2005). All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7, 88-94.
143. Rosén, A., Gynther, G. (2007). Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(5), 1010-1016.
144. Cavalli, N., Barbaro, B., Spasari, D., Azzola, F., Ciatti, A., Francetti, L. (2012). Tilted implants for full-arch rehabilitations in completely edentulous maxilla: a retrospective study. *International Journal of Dentistry*, 2012, 180379.
145. de Andrade, C.L., Carvalho, M.A., Bordin, D., da Silva, W.J., Del Bel Cury, A.A., Sotto-Maior, B.S. (2017). Biomechanical Behavior of the Dental Implant Macrodesign. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(2), 264-270.
146. Lozano-Carrascal, N., Salomó-Coll, O., Gilabert-Cerdà, M., Farré-Pagés, N., Gargallo-Albiol, J., Hernández-Alfaro, F. (2016). Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal*, 21(2), 214-221.
147. Toyoshima, T., Tanaka, H., Ayukawa, Y., Howashi, M., Masuzaki, T., Kiyosue, T., ... Nakamura, S. (2015). Primary Stability of a Hybrid Implant Compared with Tapered and Cylindrical Implants in an E x Vivo Model. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(5), 950-956.





## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇEBİ ATAK Sibel  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 30.01.1990 / Trabzon  
Medeni hali : Evli  
Telefon : 05054344310  
e-mail : sibelcebi90@hotmail.com



### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	Vefa Lisesi	2008

### Yabancı Dil

İngilizce

### Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar:

- Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği (2013-halen üye)
- International Team for Implantology (2013-halen üye)



*GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..*