



**T.C.  
GAZI ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA  
TEZİ**

**REZORBE OLMUŞ TAM DIŞSIZ ÜST ÇENENİN  
FARKLI AÇI VE KONUMDA İMPLANT UYGULAMALARI  
İLE ALTERNATİF TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ  
İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**VOLKAN ATAK**

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

**OCAK 2018**



**REZORBE OLMUŞ TAM DİŞSİZ ÜST ÇENENİN FARKLI AÇI VE  
KONUMDA İMPLANT UYGULAMALARI İLE ALTERNATİF TEDAVİ  
SEÇENEKLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**Volkan ATAK**

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

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**OCAK 2018**



Volkan ATAK tarafından hazırlanan “Rezorbe olmuş tam dişsiz üst çenenin farklı açı ve konumda implant uygulamaları ile alternatif tedavi seçeneklerinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Prof. Dr. Gökhan ALPASLAN  
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi  
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



**Başkan:** Prof. Dr. Mehmet Barış ŞİMŞEK  
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi  
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



**Üye:** Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi  
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



**Üye:** Doç. Dr. Süleyman BOZKAYA  
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi  
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



**Üye:** Prof. Dr. Necdet DOĞAN  
Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı,  
Sağlık Bilimleri Üniversitesi  
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Tez Savunma Tarihi: 11 / 01 / 2018

Jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

.....



## 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.



Volkan ATAK

11/01/2018

REZORBE OLMUŞ TAM DIŐSİZ ÜST ÇENENİN FARKLI AÇI VE KONUMDA  
İMLANT UYGULAMALARI İLE ALTERNATİF TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI  
(Doktora Tezi)

Volkan ATAK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
Ocak 2018

ÖZET

Günümüzde tam dişsizlik vakalarının tedavisinde genellikle ilk tercih hem hasta hem de klinisyen açısından implant destekli sabit protezlerdir. Ancak bu tedavi, maksilla posterior bölge sinüs tabanı-kret tepesi mesafesinin kısa olması gibi anatomik zorluklar sebebiyle her zaman kolaylıkla uygulanamamaktadır. Klinisyenler çoğu zaman bölgeye implant uygulaması öncesi sinüs tabanı yükseltme işlemi gibi ilave veya zigoma implantı yerleştirilmesi gibi ileri cerrahi müdahaleler yapmak durumunda kalmaktadır. Son yıllarda protetik restorasyon için mümkün olan en az seansta ve morbiditesi düşük cerrahi işlem, hem maliyet hem de hastanın konforu için en az sayıda implant kullanılması hastanın dişsiz kalma süresinin mümkün olduğunca kısa tutulması tedavide tercih edilmektedir. Sinüs tabanı yükseltilmesi sistemik hastalıklar, maksiller sinüs patolojileri varlığı ve anksiyete gibi durumlarda uygulanamamakta olup ayrıca bu işlem ileri rezorbe vakalarda başarısızlık oranını arttırmakta ve hastalar tarafından konforsuz bulunmaktadır. Zigoma implantı uygulamasının ise aşırı rezorbe maksillalarda uygulanabilme, erken yükleme gibi avantajları bulunmaktadır. Bu gibi durumlarda başvurulabilecek tedavinin tamamlanması için daha az zaman ve maliyet gerektiren alternatif tedavi yöntemleri komplikasyonları azaltmakla birlikte hastanın operasyon sonrası yaşayacağı süreci de belirgin şekilde rahatlatmaktadır. Bu çalışmamızda, tam dişsiz maksillada gerek implant sayısı gerekse konumları ve açıları değiştirilerek uygun tedavi metodlarının başarıları, sonlu elemanlar stres analiz metodundan faydalanarak karşılaştırılmıştır.

Bilim Kodu : 1003  
Anahtar Kelimeler : Sinüs Tabanı Yükseltme, Dental Implant, Zigoma İmplantı, All-on-4, Açılı Yerleştirilen İmplant, Sonlu Elemanlar Stres Analiz Metodu  
Sayfa Adedi : 139  
Danışman : Prof. Dr. Gökhan ALPASLAN

THE COMPARISON OF ALTERNATIVE TREATMENT METHODS FOR  
REHABILITATING RESORBED TOTAL EDENTULOUS MAXILLA WITH DENTAL  
IMPLANTS IN DIFFERENT ANGLE AN POSITIONS BY IMPLEMENTING FINITE  
ELEMENT ANALYSIS

(Ph. D. Thesis)

Volkan ATAK

GAZİ UNIVERSITY  
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

January 2018

ABSTRACT

The use of implant supported fixed prosthesis is currently an efficient, reliable method for treatment of total edentulous patients. Posterior maxilla has always been a challenging 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. This makes the procedure takes more time and makes the using a fixed provisional prosthesis impossible. 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 convenient for the patient. These methods can reduce the healing period such as angled/tilted and zygoma implants Thus in the present study sinus floor elevation procedure and its alternative treatment methods like zygoma impants and tilted/angled implants have been compared by using finite element analysis method and the results are discussed.

Science Code : 1003  
Key Words : Sinus Lifting, Dental Implant, Zygoma Implant, All-on-4  
Angled/Tilted Dental Implants, Finite Element Analysis  
Page Number : 139  
Supervisor : Prof. Dr. Gökhan ALPASLAN



## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Kemik.....	3
2.1.1. Kemik embriyolojisi, anatomisi, fizyolojisi ve histolojisi .....	3
2.1.2. Alveoler kemik.....	8
2.1.3. Maksilla.....	11
2.2. Maksiller Sinüs.....	13
2.2.1. Maksiller sinüs embriyolojisi ve gelişimi .....	13
2.2.2. Maksiller sinüs anatomisi.....	14
2.2.3. Maksiller sinüs fizyolojisi .....	15
2.2.4. Maksiller sinüs membranı ve histolojisi .....	15
2.2.5. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu .....	15
2.3. Dental İmplantlar .....	16
2.3.1. Dental implantolojinin tarihçesi ve gelişimi .....	17
2.3.2. İdeal implant materyalinde bulunması gereken özellikler .....	18
2.3.3. Dental implantlarda osseointegrasyon tanımı .....	18
2.3.4. Dental implant endikasyonları .....	20
2.3.5. Dental implant kontrendikasyonları.....	20

	<b>Sayfa</b>
2.3.6. İmplant uygulamasında dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar .....	21
2.3.7. İmplant makrotasarımı .....	22
2.4. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemleri .....	26
2.4.1. Tarihçe.....	26
2.4.2. Sinüs tabanı yükseltme işleminin endikasyonları ve kontrendikasyonları.....	27
2.4.3. Sinüs tabanı yükseltilmesinde uygulanan teknikler .....	28
2.4.4. Sinüs tabanı yükseltilmesi işlemlerinin komplikasyonları.....	31
2.4.5. Greft materyalleri .....	33
2.4.6. Okluzal yüklerin peri-implant kemiğe etkisi.....	35
2.4.7. Kemik ve greft materyallerinin mekanik streslere yanıtı.....	36
2.5. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemine Alternatif Tedavi Yöntemleri.....	38
2.5.1. Zigoma implantları.....	38
2.5.2. All on four implantlar.....	40
2.5.3. Kısa dental implantlar .....	43
2.5.4. İmplant üzeri distal kantilever uygulaması .....	45
2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi .....	45
2.6.1. Kuvvet analizleri .....	45
2.6.2. SESA ile ilgili kavramlar .....	46
2.6.3. Sonlu eleman stres analiz yöntemi.....	50
2.6.4. SESA yönteminin avantajları.....	52
2.6.5. SESA yönteminin dezavantajları .....	52
2.6.6. Sonlu elemanlar analizlerinde elemanlar ve çeşitleri.....	52
2.6.7. SESA yönteminde çözüm tekniği .....	53
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	57
3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi .....	57

3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması .....	59
3.2.1. Model 1 .....	61
3.2.2. Model 2 .....	62
3.2.3. Model 3 .....	63
3.2.4. Model 4 .....	64
3.2.5. Model 5 .....	65
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi .....	66
3.4. Sistemin Birleştirilmesi .....	66
3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları .....	67
3.6. Materyal Özellikleri .....	68
3.7. Yükleme Koşulları .....	68
3.8. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi .....	68
4. BULGULAR .....	71
4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri .....	71
4.1.1. Model 1 .....	71
4.1.2. Model 2 .....	75
4.1.3. Model 3 .....	79
4.1.4. Model 4 .....	84
4.1.5. Model 5 .....	88
4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri .....	93
4.2.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri .....	93
4.2.2. Vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmax stres değerleri .....	94
4.2.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri .....	96



**Sayfa**

4.2.4. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	97
4.2.5. Lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	98
4.2.6. Lateral yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	99
4.2.7. Lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	100
4.2.8. Lateral yüklemde spongioz kemikte oluşan pmin stres değerleri .....	101
4.2.9. Uygulanan kuvvetin yönüne göre kemikte oluşan stres değerleri .....	102
4.2.10. Yüklemeler sonucu implantlar üzerinde oluşan von misses değerleri.....	105
5. TARTIŞMA.....	109
6. SONUÇLAR.....	123
KAYNAKÇA.....	125
ÖZGEÇMİŞ .....	139

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Kemik iyileşmesini etkileyen faktörler.....	8
Çizelge 3.1. Materyal özellikleri.....	68
Çizelge 4.1. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	94
Çizelge 4.2. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri .....	95
Çizelge 4.3. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	96
Çizelge 4.4. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri .....	97
Çizelge 4.5. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	98
Çizelge 4.6. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri .....	100
Çizelge 4.7. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	101
Çizelge 4.8. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri .....	102

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 2.1. Cawood ve Howell'in maksilla için sınıflaması.....	10
Şekil 2.2. Leckholm ve Zarb'ın kemik yoğunluğu sınıflaması.....	11
Şekil 2.3. Çene kemiklerinde rezorpsiyon süreci.....	13
Şekil 2.4. Maksiller sinüs pnömatizasyonu.....	16
Şekil 2.5. İmplant geometrisi .....	25
Şekil 2.6. İmplant tasarımında en çok kullanılan yiv şekilleri.....	26
Şekil 2.7. Lateral sinüs yükseltme tekniği .....	31
Şekil 2.8. Çizgisel eleman tipleri .....	53
Şekil 2.9. İki boyutlu eleman tipleri.....	53
Şekil 2.10. Üç boyutlu eleman tipleri .....	53
Şekil 3.1. Protetik üst yapının modellenmesi.....	59
Şekil 3.2. Model 1 .....	62
Şekil 3.3. Model 2 .....	63
Şekil 3.4. Model 3 .....	64
Şekil 3.5. Model 4.....	65
Şekil 3.6. Model 5 (45 derece açılı implant uygulanmış grup).....	66
Şekil 4.1. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	72
Şekil 4.2. Model 1'de lateral 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 lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin dağılımları.....	74



<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.6. Model 1’de lateral yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	74
Şekil 4.7. Model 1’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	75
Şekil 4.8. Model 1’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	75
Şekil 4.9. Model 2’de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler .....	76
Şekil 4.10. model 2’de lateral yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler .....	76
Şekil 4.11. Model 2’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	77
Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları.....	77
Şekil 4.13. Model 2’de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	78
Şekil 4.14. Model 2’de lateral yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	78
Şekil 4.15. Model 2’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	79
Şekil 4.16. Model 2’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	79
Şekil 4.17. Model 3’de vertikal yüklemde oluşan kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler.....	80
Şekil 4.18. Model 3’de lateral yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler .....	81
Şekil 4.19. Model 3’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	81
Şekil 4.20. Model 3’de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları.....	82
Şekil 4.21. Model 3’de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	82
Şekil 4.22. Model 3’de lateral yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	83

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.23. Model 3’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	83
Şekil 4.24. Model 3’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	84
Şekil 4.25. Model 4’de vertikal yüklemde kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler.....	85
Şekil 4.26. Model 4’de lateral yüklemde kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler.....	85
Şekil 4.27. Model 4’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	86
Şekil 4. 28. Model 4’de vertikal yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	86
Şekil 4.29. Model 4’de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	87
Şekil 4.30. Model 4’de lateral yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	87
Şekil 4.31. Model 4’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	88
Şekil 4.32. Model 4’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	88
Şekil 4.33. Model 5’de vertikal yüklemde kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler.....	89
Şekil 4.34. Model 5’de lateral yüklemde kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler.....	90
Şekil 4.35 Model 5’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	90
Şekil 4.36. Model 5’de vertikal yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	91
Şekil 4.37. Model 5’de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	91
Şekil 4.38. Model 5’de lateral yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax(mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları .....	92
Şekil 4.39. Model 5’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	92

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.40. Model 5’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	93
Şekil 4.41. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	93
Şekil 4.42. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri .....	95
Şekil 4.43. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	96
Şekil 4.44. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri.....	97
Şekil 4.45. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	98
Şekil 4.46. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri .....	99
Şekil 4.47. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	100
Şekil 4.48. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri .....	101
Şekil 4.49. Tüm modellerde vertikal ve lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri.....	103
Şekil 4.50. Tüm modellerde vertikal ve lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri.....	104
Şekil 4.51. Tüm modellerde vertikal ve lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	104
Şekil 4.52. Tüm modellerde vertikal ve lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri .....	105
Şekil 4.53. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	106
Şekil 4.54. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	107



## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

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

## 1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde, hastalar kaybettikleri dişlerin normal kontur, fonksiyon, konfor, estetik ve fonetik açıdan restore edilmesini gerektiren istekler ile başvurumaktadırlar. İmplant cerrahisinin maksillofasiyal cerrahide rutin kullanıma girmesi restorasyon için eşsiz bir seçenek sunmaktadır [1, 2]. Bu uygulama tam dişsiz hastalarda gerek rezorbsiyon miktarı, gerekse maksiler sinüs gibi anatomik sınırlamalar dolayısıyla daha zorlayıcı bir hal almaktadır. Dişlerin kaybı alveolar kemikte rezorbsiyona bağlı atrofiye yol açarak implant sayısı, uzunluğu, açığı ve pozisyonlarında değişiklik, sinus tabanı yükseltmesi, zigoma implantlarının kullanımı gibi alternatif seçeneklerin gündeme getirilmesine neden olmuştur [3].

Dental implantların uzun dönem başarısında biyomekanik faktörlerin ve protetik planlamanın etkisi tartışılmazdır [4, 5]. Oklüzal yükler implant üstü protezler aracılığı ile dental implantlara ve çevresindeki kemiğe iletilmektedir. İmplantlar üzerine iletilen yükler; yükün tipine, implantların boyutlarına, implantların yüzey özelliklerine, protez tipine, implantlar çevresindeki kemiğin yapısal özelliklerine ve implantların yerleşimine göre implant-kemik ara yüzünde gerilmelere neden olmaktadır. İmplant-kemik ara yüzünde kemiğin taşıma kapasitesini aşan aşırı yükler ise kemiğin yeniden şekillenmesini etkileyerek rezorpsiyona veya implantın kaybına neden olabilmektedir [6].

Restorasyonların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki mekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden yararlanılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenebilmesi ile uygulanacak sanal yükler altında, protetik üst yapı, implantlar ve çevresindeki kemik yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir [7].

Literatür taramasında sonlu elemanlar kuvvet analizi yöntemi kullanılarak üst çenede uygun implant yerleştirilmesi amacıyla greftleme yapılmış ve greftleme yapılmamış ve farklı tür ve konumda implantların yerleştirildiği maksiler posterior bölgeyle ilgili çok kısıtlı bilgi bulunmaktadır.

Bu çalışmada implant destekli sabit protez uygulaması endikasyonu olan, maksilla da tam dişsizliğe sahip, maksiller sinüs sınırlaması nedeniyle vertikal yönde kemik yetersizliği bulunan hastalardan daha önce alınmış bilgisayarlı tomografi (BT) görüntü kayıtları yardımıyla üç boyutlu sanal bir model elde edilmiştir.

Oluşturulan sanal maksilla modeli üzerinde sinüs tabanı yükseltme operasyonunu takiben greft uygulaması yapılmış ve yapılmamış maksiller sinüs yapısı, mevcut kemik yapısı, farklı uzunluk ve konuma sahip implantlar ve aynı protetik üst yapı özellikleri tanımlanan beş ayrı analiz modeli elde edilmiştir. Her model üzerinde çiğneme kuvvetlerini simüle etmek amacıyla belirli oklüzal noktalara belirli oranlarda kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucu üç boyutlu model üzerinde tanımlanan farklı alanlarda oluşan stres değerleri, lokalizasyonları, dağılımları ve kuvvet altında yer değiştirme miktarları incelenmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kemik

Kemik, inorganik tuzların hücreler arası madde üzerine çökmesi sonucu oluşan, bu sayede sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış olan bir bağ dokusu çeşididir [8]. Kemik dokusu; kas ve tendonları taşımak üzere iskelet sistemini oluşturur, vücudun hareket etmesini sağlar, organları ve hassas dokuları korur, eklemlere destek olur, kemik iliğini barındırır ve magnezyum, fosfor, sodyum, kalsiyum gibi mineralleri depolar [9, 10].

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

##### Kemik hücreleri

Kemik dokusunda 3 çeşit hücre bulunmaktadır.

##### *Osteoblastlar*

Osteoblastlar mezenkim dokusundan köken alır. Kemik matriksinin üretilmesinden sorumlu hücrelerdir. Kemik yüzeyinde tek katlı epitel görünümünde, yanyana dizilirler [10, 11].

Osteoblastların görevleri; matriks fibrillerinin düzenlenmesini yönetmek, organik kemik matriksinin proteinlerini sentezlemek, sitokin salgılayarak rezorpsiyon işlemi aktive etmek, büyüme faktörlerini sentezlemek ve osteoid materyalin mineralizasyonuna katkıda bulunmaktır [12].

##### *Osteositler*

Osteositler, osteoblastların sert matriks içine gömülmesiyle oluşur. Osteositler, organik matriks sentezlenmesinde ve mineralizasyonunda görev almaktadır. Osteositler, kemiğin yeniden şekillenmesini kontrol eder [12].

### *Osteoklastlar*

Osteoklastlar kemik iliğinden köken alan, çok çekirdekli hücrelerdir. Bu hücreler kemik rezorpsiyonundan sorumludur. Kemik rezorpsiyonunun belirleyicisi olan tartarat-rezistant asit fosfotaz (TRAP) enzimini salgırlar [12].

### Kemik matriksi

Kemik dokusunun büyük bir kısmını (%90) kemik matriksi oluşturmaktadır. Kemik matriksi; %70 inorganik yapı ve %30 organik yapıdan oluşmaktadır [9].

### *Organik matriks*

Osteoid adı verilen organik matriks, osteoblastlar tarafından üretilmektedir[13] . Bu yapı, %90 oranında tip I kollajen içerirken, %10'luk kısmını kollajen olmayan proteinler oluşturur. Organik matriks, kemiğin mekanik, yapısal ve biyokimyasal özelliklerini belirler [9].

### *İnorganik matriks*

İnorganik matriksin en önemli içeriği hidroksiapatittir. Bunun yanı sıra az miktarda da magnezyum, sodyum ve florid içerir. Bu yapı kemiğin basınç karşısındaki dayanıklılığını sağlar ve vücuttaki kalsiyumun %99'unu bulundurur [9, 13].

### Kemik tipleri

\_Kemik dokusunu makroskopik olarak kortikal ve spongioz olmak üzere 2 şekilde inceleyebiliriz.

### *Kortikal (kompakt) kemik*

Kortikal kemik, vücuttaki toplam kemik miktarının %58'ini oluşturur. Tüm kemiklerin dış yüzeylerini çevreler. Kortikal kemik, lameller ve kompozit yapıdaki kemiklerden oluşmaktadır [10, 14] .

Kortikal kemik iki tür kanaldan oluşmaktadır. Havers kanalları dış yüzeye paralel seyreden silindirik yapılardır [14] . Bu yapı damar-sinir demetlerini içerir ve bu sebeple besleyici kanallardır[11]. Havers kanallarını Volkmann kanalları adı verilen yan kanallar birbirine bağlar. Volkmann kanalları, periost ile kemik iliği boşluğu arasındaki bağlantıyı sağlar [9, 15] .

### *Spongioz (kansellöz) kemik*

Spongioz kemik, bal peteği şeklinde olup, kansellöz ve trabeküler kemik olarak da adlandırılabilir. Düşük yoğunluklu kemik yapısıdır. Kemik trabekülleri arasında düzensiz boşluklar vardır ve bu boşluklar kemik iliği ile doludur. Bu kemik yapısının beslenmesi çevresindeki kemik iliğindeki kan damarları tarafından sağlanmaktadır. Bu nedenle Havers kanalları yoktur [9, 11, 14].

Spongioz kemik, toplam kemik miktarının %15'ini oluşturmaktadır. Yoğunluğu kortikal kemikten daha azdır, mekanik etkilere karşı daha zayıf bir kemiktir. Bu kemik dokusu kortikal kemiğe oranla metabolik bakımdan daha aktiftir [9, 15].

### Kemik yapımı (osteogenezis)

Kemikleşmenin, intramembranöz kemikleşme ve endokondral kemikleşme olmak üzere tanımlanan iki farklı modeli vardır. Her iki şekilde de ilk olarak primer kemik meydana gelir. Kısa süre sonra bu yapı sekonder kemikle yer değiştirir [10].

### *Intramembranöz kemikleşme*

Kemik oluşumunun ilkel konnektif dokudan (mezenkim dokusu) meydana gelmesidir[9, 10] . Parietal kemik, temporal kemik, frontal kemik, oksipital kemik, maksilla ve mandibulanın bazı kısımları, kısa ve uzun kemiklerin kompakt kısımları intramembranöz kemikleşme ile oluşur. Bu kemikleşme şekli kemik iyileşmesinde de görülür [10, 14] .

### *Endokondral kemikleşme*

Endokondral kemikleşme; kemik yapının kıkırdak modelden oluşmasını ifade eder. Bu kemikleşme şekli, hiyalin ve hiyalin benzeri yapılardan oluşan, meydana getirilecek

kemiğin şekline benzeyen, küçük bir model içinde oluşur[9, 16]. Endokondral kemikleşme kısa ve uzun kemiklerde gözlenir [14].

### Kemiğin büyüme ve gelişimi

Kemiğin büyüme ve gelişimi 2 farklı süreçten meydana gelmektedir [10, 17]:

- Şekillendirme (modelling)
- Yeniden şekillendirme (remodelling)

#### *Modelling (kemiğin şekillenmesi)*

Kemik modelasyonu, kemiğin rezorpsiyonu ve kemik yapımı mekanizmalarının birbirini izlemesi sonucu meydana gelir. Bu şekilde, kemiğin şekil ve boyutunda değişiklikler olmaktadır. Bu süreçte osteoblastlar ve osteoklastlar birbirinden bağımsızdır. Kemik şekillenmesini mekanik faktörler de etkilemektedir[10, 15, 18] .

#### *Remodelling*

Yeniden şekillendirme olarak adlandırdığımız remodelling, kemiğin önce rezorbe olması bunu takiben lamellar yapıda yeni kemik oluşması olarak tanımlanır. Osteoblastlar ve osteoklastlar bu süreçte ardışık hareket ederler. Bu döngü sırasında, genellikle kemiğin yapısı ve boyutu değişmez[10, 15, 18].

Kemik remodelasyonunda bir kısım kemik rezorbe edilir, bunun yerine yeni kemik dokusu yapılır. Remodelasyon yaşam boyu devam eden bir süreçtir ve bu özelliği modelayondan farkını rotaya koymaktadır [19].

### Kemik iyileşmesi

Yaralanma sonrası, vücutta tamamen restore olabilen tek doku kemik dokusudur. Kemik dokusu mekanik bütünlüğünü ve anatomik şeklini tamamen geri kazanabilir[12, 20] .



### *Primer kemik iyileşmesi*

Bu iyileşme tipinde kemik, yeniden şekillenmeyle iyileşir. Kırık fragmanları arasında boşluk ve/veya deplasman olmadığı zamanlarda görülür. Kırık sahaları arasında hareketlilik yoktur ve kesin stabilite sağlanır. Bu iyileşme tipinde kallus formasyonu gözlenmemektedir [11].

### *Sekonder kemik iyileşmesi*

Kırık sahasında hareket varlığında sekonder iyileşme görülür. Bu iyileşme şeklinde kallus oluşumu izlenir. Sekonder iyileşme 3 evrede gerçekleşir[11, 21, 22] .

*İnflamasyon evresi:* Kemik kırıklarında vücudun verdiği ilk tepki inflamasyondur. Bu safhada kemik ve yumuşak dokularda meydana gelen kanama, hematoma ve fibröz kan pıhtısı oluşumunu meydana getirir[11] . Oluşan pıhtı kemik uçları ve yumuşak dokuların arasını doldurur ve kırık bölgesinde bir miktar mekanik stabilite sağlar. Bölgeye gelen fibroblastlar kollajen salgılar ve kırık uçları liflerle birbirine bağlar. Bunun sonucunda genç granülasyon dokusu oluşur.

Hematoma bölgeye öncü hücreleri getirerek matriks oluşumunu da sağlar. Büyüme faktörleri ve sitokin salınımı için rezervuar görevi yapar. Bu salınım, fibroblastların, makrofajların, mezenkimal hücrelerin ve osteoklastların ilgili bölgeye göçünü başlatır. Osteoklastlar ve makrofajlar bakterileri fagosite eder ve bölgedeki nekrotik kemiği uzaklaştırarak rezorpsiyonunu başlatırlar [11].

*Onarım evresi:* Bu evrenin belirgin hale gelmesi kırık oluşumundan sonra 7-12 gün sürer [21] .

Glikoproteinler ve kollajenden oluşan matriks içine gömülmüş olan osteoblastlar, fibroblastlar, kondroblastlar ve kapiller damarları kapsayan granülasyon dokusu, yumuşak kallus olarak da adlandırılır[17] . Yumuşak kallus dayanıksız olduğu için kırık bölgesinin hareketsizliği sağlanmalıdır. Hareketsizlik sağlanamazsa fibröz iyileşme gözlenir[20, 22] . Oluşan yumuşak kallus, kan damarlarıyla çevrelenir, osteoblastlar tarafından osteoid sentezi gerçekleşir, osteoid kalsifiye olarak sert kallusa dönüşür[11] .

*Yeniden şekillenme evresi:* Bu evre genelde 4-16 hafta sürerken, yıllar boyunca da devam edebilir[23]. Düzensiz kemik yapısı zamanla osteoklastlar tarafında rezorbe edilir ve düzenli kemik yapımı sağlanır[17] . Bu evrede sert kallus, normal lameller kemiğe dönüşür[11, 13]. İlgili sahada damarlanmanın normale dönmesi ile dokudaki oksijenlenme de normalleşir[17] .

### Kemik iyileşmesine etki eden faktörler

Lokal ve sistemik olmak üzere iki gruba ayrılırlar[11, 21] (Tablo1).

Çizelge 2.1. Kemik iyileşmesini etkileyen faktörler[11, 21]

SİSTEMİK FAKTÖRLER	Yaş
	Genel durum
	Hormonlar
	İlaçlar
	Vitaminler
	Beslenme
	Sigara kullanımı
LOKAL FAKTÖRLER	Enfeksiyon
	Yumuşak doku yaralanması
	Kırık uçların birbirine göre konumu
	Kemik kaybı
	Kırık bölgesinin yeri
	İlgili bölgedeki nörovasküler yaralanmalar
	Kullanılan fiksasyon türü
	Kırık uçları arasındaki boşluğun durumu
	Patolojik durumlar
Radyoterapi	

### **2.1.2. Alveoler kemik**

Alveoler kemik, maksiller ve mandibular kemiğin özelleşmiş bir yapısıdır. Dişlerin uzun aksına paralel dizilen kemik lamellerinin oluşturduğu spongioz, kortikal ve bazal kemikten oluşur [9, 24].

Alveoler kemik fonksiyonel olarak dişleri destekler. Diş kayıpları sonucu alveoler kemikte geri dönüşümsüz rezorpsiyonlar gözlenir [25] .

### Alveoler kemik rezorpsiyonu

Çene kemiklerinde meydana gelen dikey ve yatay kemik kayıplarının çevresel, fizyolojik ve patolojik gibi farklı etkenler ile meydana gelebileceği bildirilmektedir. Birçok sistemik faktör alveoler kemik rezorpsiyonunda etkilidir. Bunlara örnek olarak yaş, hormonlar, beslenme, tiroid fonksiyon bozukluğu verilebilir. Bunların yanı sıra travma, kist, tümör, diş çekimi, enfeksiyon gibi faktörler ise lokal kemik yıkımı ile ilişkilendirilebilir[26, 27] .

### Alveoler kemiğin sınıflandırılması

Watzek, alveoler kemikte meydana gelen rezorpsiyonu tanımlamak için pek çok çalışma yapmıştır. Atwood, diş kayıpları sonrasında mandibulada meydana gelen kemik hacmindeki değişiklikleri 1963 yılında sınıflarken, Fallschussel ise 1986 yılında maksilladaki değişiklikleri sınıflandırmıştır[28].

Cawood ve Howell[29] , 1988 yılında Fallschussel'in sınıflandırmasını modifiye ederek, dişsiz çenelerdeki şekil değişikliklerini değerlendirmek suretiyle bir sınıflama yapmışlardır.

Sınıf 1: Dişli alveoler kemik

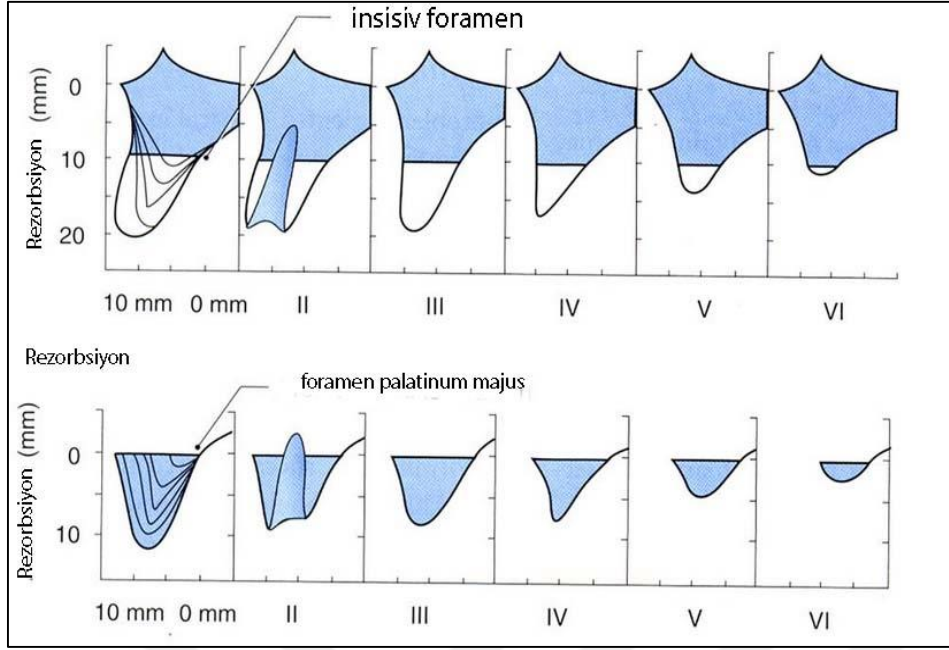
Sınıf 2: Çekim sonrası yeni iyileşmiş alveoler kemik

Sınıf 3: Uygun genişlik ve yükseklikte olan, çekimden sonra şekillenmiş alveoler kemik

Sınıf 4: Bıçak sırtı şeklinde, yeterli yükseklikte ancak kalınlık olarak yetersiz alveoler kemik

Sınıf 5: Yetersiz boy ve genişlikte, düz formda alveoler kemik

Sınıf 6: Aşırı rezorbe alveoler kemikle birlikte bazal kemikte belirgin rezorpsiyon (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Cawood ve Howell'in maksilla için sınıflaması [30]

Leckholm ve Zarb, 1985 yılında yaptıkları çalışmalarda kemik kalitesini değerlendirmiş olup kortikal ve kansellöz kemik oranlarını dikkate alarak dişsiz çeneleri 4'e ayırmışlardır [28].

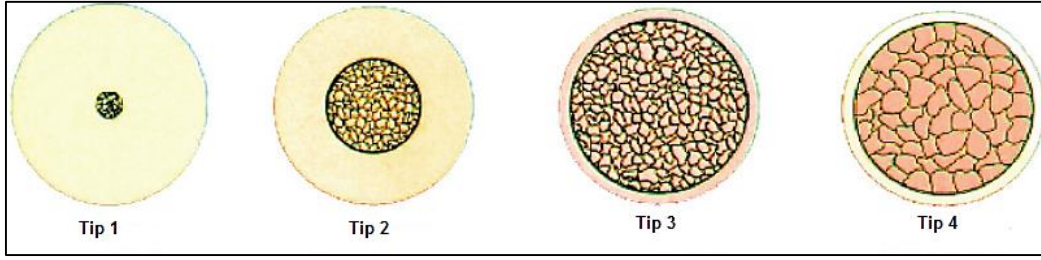
Tip I: Kansellöz kemik içermeyen kalın homojen kortikal kemik

Tip II: Kalın kortikal kemik ve genellikle kalın olmakla birlikte değişken boyutlardaki kansellöz kemik

Tip III: İnce kortikal kemik ve yoğun kansellöz kemik

Tip IV: Oldukça ince kortikal kemik ve azalmış yoğunluktaki çok boşluklu kansellöz kemik (Şekil 2.2.).

Mandibulada genellikle tip I veya tip II kemik görülürken, maksillada tip III veya tip IV kemik görülür [28]. Maksilla posterior bölgede ise genellikle tip IV kemik görülür[31].



Şekil 2.2. Leckholm ve Zarb'ın kemik yoğunluğu sınıflaması

Dişsiz maksilladaki kansellöz kemik oranı, dişli maksilla ile kıyaslandığında daha fazladır. Maksilla posterior bölgede, anterior bölgeye nazaran kansellöz kemik daha yoğun görülmektedir[28]. Bu durum implant uygulaması sırasında posterior bölgede vakaların cerrahi işlemini zorlaştırmakta olup tedavi süresini kimi vakalarda uzatmaktadır[30].

### 2.1.3. Maksilla

Maksilla, yüz iskeleti kemiklerinin en büyüğüdür. Tamamen hareketsiz bir kemik olan maksilla, kafatasının tam ortasında yer alır. İki parçadan oluşan maksilla sutura intermaksillarisle birleşerek üst çeneyi meydana getirir[9].

#### Maksillanın anatomisi

Maksilla 4 boşluğun ve 2 fossa yapısına katılır. Bunlar; burun boşluğu, ağız boşluğu, orbita ve sinüs maksillaris ile fossa pterygopalatina ile fossa infratemporalistir. Maksilla'nın dört çıkıntısı ile bir korpusu bulunmaktadır. Çıkıntıları; processus frontalis, processus palatinus, processus zygomaticus ve processus alveolaris olarak sıralanır.

Maksilla, burun boşluğu ile solunum sistemine ait conchalari taşıır.

Maksilla alveolar parçasında üst dişler bulunur. Bu bölgenin alveol kemik adını almasının sebebi normal kemik yapısına göre biraz daha gözenekli olmasıdır. Maksillanın alt sınırını sert damak denilen, ağız boşluğunun üst sınırını palatinal kemik oluşturur[9].

#### Maksillada görülen anatomik şekil değişiklikleri

Diş çekimi sonrasında maksiller alveolar kemikte dikey ve yatay yönde büyük miktarda madde kaybıyla sonuçlanan, geri dönüşümsüz bir rezorpsiyon görülmektedir. Kemik

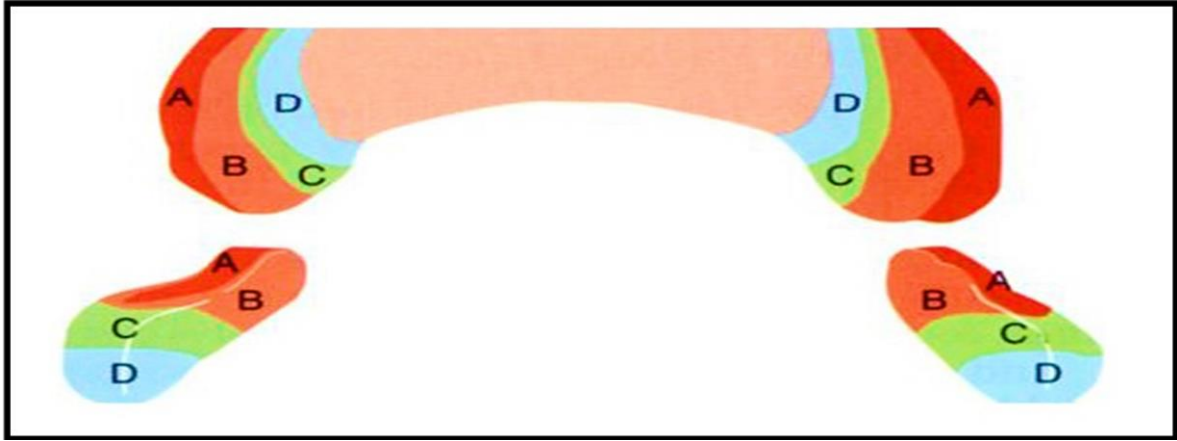
rezorpsiyonu sonrasında zaman içerisinde kemik, implant uygulaması için elverişsiz bir hale gelebilir.

Maksiller alveolar kemiğin yapısı mandibulaya göre daha ince bir kortikal tabakaya sahiptir. Maksilla posterior bölgenin kortikal tabakası, maksillanın diğer bölgelerine nazaran daha incedir. Posterior maksillada oluşan kemik kaybı, çenelerin diğer bölgelerinde oluşan kemik kaybından daha hızlıdır. Diş çekimi sonrası alveolar kemiğin damarsal beslenmesinin ve kas uyarımının azalması ve posterior maksilladaki kortikal kemiğin daha ince yapıda olması maksillanın rezorpsiyonunun hızlanmasına neden olmaktadır [1].

Kemikteki en hızlı ve en fazla rezorpsiyon, diş çekiminin hemen sonrasında görülmektedir. Bunun nedeni; fonksiyonel yüklenme yokluğu nedeniyle boş çekim socketinin rezorpsiyon ve yeniden şekillenme prosedüründen etkilenmesidir

Kemik kaybının posterior maksilladaki miktarı, bu bölgenin dişsiz kalma süresine ve maksillada kalan diş sayısına bağlıdır. Maksilladaki vertikal alveolar kemik kaybı, yılda yaklaşık olarak 0.1 mm olmakta ve kişiden kişiye değişiklik göstermektedir. Alveolar kemik üzerine etki eden kuvvetlerin yönü, yoğunluğu, protez uyumu rezorpsiyonun meydana geldiği bölgeyi ve miktarını etkileyen faktörlerdir. Hastanın yaşı, cinsiyeti, diş çekiminin travmatik olup olmaması ve enflamasyon rezorpsiyonunun hızını ve kemik yoğunluğunu etkilemektedir [32].

Branemark ve ark. yaptıkları çalışmada diş çekimi sonrası alveolar kemik kaybının büyük oranda ilk yıl gerçekleştiğini, sonrasında rezorpsiyonun azalarak devam ettiğini göstermişlerdir [33].



Şekil 2.3. Çene kemiklerinde rezorpsiyon süreci

Maksiller kemik, ağız içindeki diğer bölgelere göre buko-lingual yönde çok daha hızlı bir rezorpsiyon gösterir. Şekil 2.3’de çene kemiklerinin rezorpsiyon süreci şematize edilerek A, B, C, D şeklinde bölümlere ayrılmıştır. İlk etapta kret genişliği ve yüksekliği A görünümünden mediale rezorbe olarak B görünümüne dönüşür. Daha sonraki süreçte posterior maksillada rezorpsiyon devam ederse, kret genişliğinin orta hattını geçerek C ve D görünümlerine dönüşür.

## 2.2. Maksiller Sinüs

Maksiller sinüs, Higmore Boşluğu ya da Cavum Higmore olarak da adlandırılmaktadır. Nathaniel Highmore tarafından 17. Yüzyılda tanımlanmıştır. İnsan vücudundaki en büyük sinüs boşluğudur ve paranasal sinüsler içinde ilk gelişendir [9, 34] .

### 2.2.1. Maksiller sinüs embriyolojisi ve gelişimi

Maksiller sinüs, hamileliğin üçüncü haftasında gelişmeye başlar ve üçüncü ayda inferior nazal konka ve medial nazal konka arasındaki meatus medianın infundibulum bölgesinden ektodermal bir invajinasyon şeklinde ortaya çıkar [35, 36].

Doğumda bir bezelyeye benzeyen şekilde gözlenen maksiller sinüs, orbita tabanına çok yakındır ve gelişimi maksiller kemikle paralel gerçekleşir[35, 36]. Üç yaşına kadar hızla büyüyen maksiller sinüs gelişimi daha sonra yavaşlar. Bu gelişimi yumuşak damak kaslarının ve yüz kaslarının maksillanın alt kısmına uyguladıkları çekme kuvveti, göz küresinin orbita tabanına yaptığı baskı ve süt dişlerinin sürmesi tetikler. Maksiller sinüsün



büyümesi yedi yaşında tekrar hızlanır ve bu hız 12 yaşına kadar devam eder. Üçüncü molar dişlerin sürmesi ile büyüme sonlanır [35-37].

### **2.2.2. Maksiller sinüs anatomisi**

Normal bir maksiller sinüs yüksekliği, 1. Molar diş hizasında 3,75 cm'dir. Genişliği 3 cm, uzunluğu 2,5 cm kadardır. Hacmi ise kişiden kişiye ve aynı kişide iki tarafta çok değişkenlik gösterir [9].

#### Maksiller sinüsün sınırları

*Ön duvar;* Sub-orbital oluk ve fossa kanina iki önemli sınıridir. İnce kompakt bir kemikten oluşur. Ön duvar, Caldwell-Luc operasyonlarında pencerenin açıldığı duvardır [34].

*Arka duvar;* Pterygomaksiller bölgede tüber maksilla ile ilişkilidir. Posterior duvar maksiller sinüsü, Pterygopalatin Fossadan ayırır [35].

*Üst duvar;* göz küresinin tabanını oluşturur. Bu duvarda Canali Infraorbitalis bulunur. Fissura Orbitalis Inferior'a kadar uzanır [9, 34].

*İç duvar;* maksiller sinüsü nazal fossadan ayırır, burun boşluğunun dış duvarını oluşturur. Üzerinde maksiller ostium bulunur ve bu ostium orta meatusa açılır [34, 36, 37].

*Dış duvar;* zigomatik çıkıntı ve posterior maksillayı oluşturur [34].

*Alt duvar;* sinüsün tabanını oluşturur. Maksillanın processus alveolarisi tarafından oluşturulur. Premolar ve molar dişlerle ilişkidir. Diş kökleri ile sinüs tabanı sinüs mukozası ile ayrılır. Diş kökleri bazen sinüs tabanını delerek sinüz boşluğuna girer[34, 37, 38].

#### Maksiller sinüsün beslenmesi, lenf drenajı ve innervasyonu

Maksiller sinüsün beslenmesini A. İnfraorbitalis, A. Palatina Major ve A. Facialis sağlar. Venöz drenajı ise aynı isimli venlerle olur. Venöz kan pterygoid pleksusa dökülmektedir. Maksiller sinüsün lenf drenajı; submandibular lenf nodlarına olur. Sinüs innervasyonu;

posterior alveolar sinir, anterior palatin sinir ve infraorbital sinir tarafından sağlanır[34, 37].

### **2.2.3. Maksiller sinüs fizyolojisi**

Maksiller sinüsün çeşitli fizyolojik görevleri vardır. Bunlar:[39]

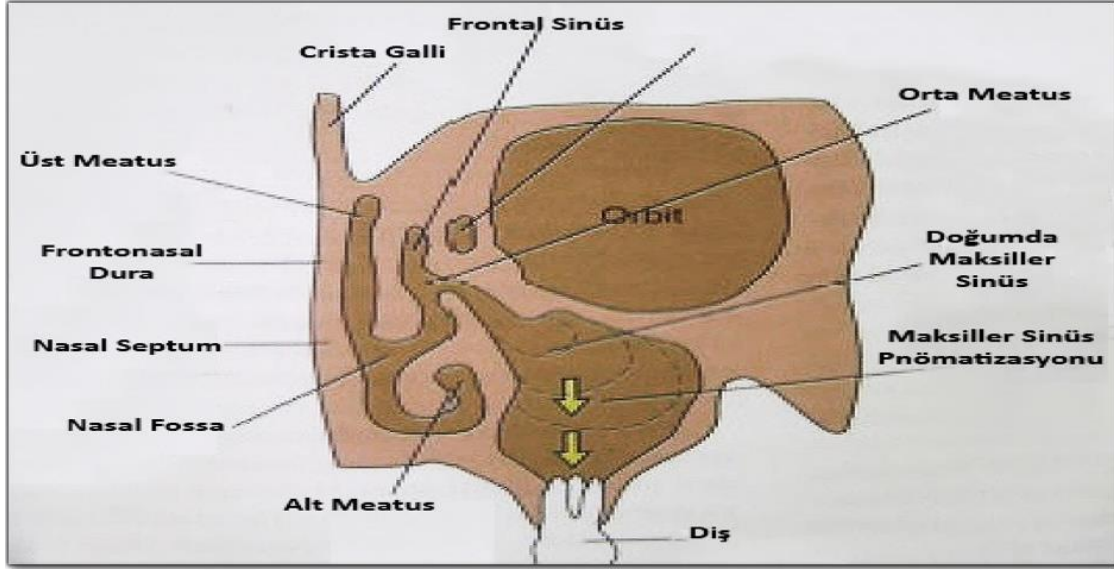
- Kafatasının ağırlığının azaltılması,
- Bölgeye gelen darbelerde emilim sağlaması,
- Nazal mukozanın nemlendirilmesi,
- Solunan havanın temizlenmesi ve nemlendirilmesi,
- Koku alma duyusunun geliştirilmesi,
- Sesin rezonansının sağlanması,
- Merkezi sinir sistemine ısı izolasyonu sağlanmasıdır.

### **2.2.4. Maksiller sinüs membranı ve histolojisi**

Maksiller sinüs yüzeyi, Schneiderian Membranı denilen, burun mukozasının devamı olan, ince, silyalı respiratuar epitel ile kaplıdır. Sinüs mukozası, burun mukozasından daha ince ve 0,45-1,40 mm kalınlığında olan ince bir örtüdür [9, 40]. Schneiderian Membranı yabancı maddeleri tutar ve dalga hareketiyle ostiuma taşır [38, 41]. Sinüste patolojik bir durum geliştiğinde bu hareket bozulur ve membranda kalınlaşma gözlenir [41].

### **2.2.5. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu**

Pnömatizasyon; doğumdan sonra maksiller sinüslerin havayla dolmasına ve hacim artışına neden olan fizyolojik bir süreçtir (Şekil2.4). Maksiller sinüs yaşam boyunca hacmini artırma eğilimindedir [42]. Diş köklerinin varlığı bölgede pnömatizasyonu bir miktar kısıtlamaktadır. Diş çekimini takiben sinüs pnömatizasyonu artar ve sinüs alveolar kret ile arasında ince bir kemik bırakacak kadar genişleyebilir [34, 35].



Şekil 2.4. Maksiller sinüs pnömatizasyonu

Maksiller sinüs pnömatizasyonunu; kraniofasiyal yapı, kalıtım, kemik yoğunluğu, sinüs içindeki hava basıncı, büyüme hormonları, sinüs mukozasının pnömatizasyon eğilimi ve sinüs cerrahisi gibi faktörler etkilemektedir [43].

Maksilla posterior bölgede rezorbsiyon süreci, diş çekiminin üstünden geçen süreye bağlı olarak yatay ve dikey yönde ilerlediği gibi sinüs pnömatizasyonunun da katılımıyla 3 yönlü izlenir[44]. Bu pnömatizasyon eğilimini açıklayan deneysel çalışmalar mevcuttur ve bu durum 'kullanılmama atrofisi' ile açıklanmaktadır [43]. Diş çekimi sonrasında sinüs pnömatizasyonunun nedenleri; maksillayı etkileyen çiğneme kuvvetlerinin ve kemiğin damarlanmasının azalması sonucu görülen kemik rezorpsiyonu, sinüs hacminin artması ve sinüs mukozasının osteoklastik aktiviteyi desteklemesidir [35, 43, 45].

### 2.3. Dental İmplantlar

Maksilla veya mandibulada diş kaybı sonrasında, alveol kreti yüzeyine ya da içine cerrahi olarak yerleştirilen, üzerine sabit ya da hareketli protetik yapının yapılacağı alloplastik materyallere 'dental implant' denir [46].

### 2.3.1. Dental implantolojinin tarihçesi ve gelişimi

Oral implantlar ile ilgili en eski bilgiler, M.Ö. 3210 yılında Çin’de Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yılında Hon-Ang-Tu dönemlerinde bambu çubuklarının transplantasyon ile sabit diş restorasyonları ile ilgili yazılı belgelerdir [46].

Yaşayan bir kişiye ilk kemik içi alloplastik diş implantı uygulaması ise, Maya uygarlığında çekim soketine yerleştirilen deniz kabukları ile tarihe geçmiştir [47].

Kemik içi implantları tarihte ilk uygulayan kişi, 1809 yılında, altın materyaline diş kökü şekli vererek çekim soketine yerleştiren ve iyileşme tamamlandıktan sonra üst yapı restorasyonu yapan Maggiolo’dur.

1909 yılında, diş kökünden farklı şekillendirilen, platinyum-iridyumdan yapılan, ilk implant tasarımı “Greenfield lattice-caged tasarımıdır”. Bu implant cerrahi işlemle kemik içine yerleştirilen ilk implanttır [46].

1937 yılında Müller tarafından kemik üzerine ve periosteum altına yerleştirilen, ilk subperiosteal implant tanıtılmıştır. Sonrasında birçok araştırmacı tekniği ve tasarımı geliştirerek çeşitli modifikasyonlarını tanıtmışlardır [48]. Per-Ingvar Branemark’ın 1952 yılında başladığı çalışmalar ile implanttaki gelişmeler yön değiştirmiştir. Branemark, köpekler üzerinde kemik iliğinin mikroskobik düzeydeki iyileşmesi üzerine yapmış olduğu 10 yılı kapsayan çalışmalar sonucunda, implant integrasyonunun sert ve yumuşak dokuda ciddi yan etkilere neden olmadığını göstermiş ve osseointegrasyonun tanımını yaparak, Linkow ve arkadaşları tarafından öne sürülen implant ve kemik arasında fibröz bağ dokusu oluşumunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirerek implantolojideki en büyük adımı atmıştır [49].

İmplant gelişimi tasarım ve materyal değişiklikleri ile devam etmiştir. Günümüzde en sık kullanılan endoösseoz implantlar ilk olarak 1982 yılında piyasaya sürülmüştür. O yıllardan günümüze kadar birçok implant sistemi tüm diş hekimliği alanlarında başarı ile kullanılır hale gelmiştir. Osseointegrasyon kavramı üzerindeki tüm şüphelerin ortadan kalktığı günümüzde çalışmalar; her türlü dişsizlik durumunda, hastaların en kısa sürede, en hızlı,

estetik, konforlu ve en az travmatik şekilde tedavisini gerçekleştirebilmek için bilimin her alanındaki gelişimini kullanarak en başarılı implant tedavisini oluşturmaya yönelmiştir.

### **2.3.2. İdeal implant materyalinde bulunması gereken özellikler**

Günümüz diş hekimliğinde kullanılan implantların çok büyük bir kısmı titanyumdan üretilmektedir. Bu metalin gittikçe artan bir şekilde daha çok vakada ve farklı implant tiplerinde kullanılmasının nedeni organizmadaki sıvı hücumlarına karşı gösterdiği dirençtir. Bu direnç titanyumun organizmada kendiliğinden pasifize olarak yüzeyinde bir titanyum oksit tabakasının gelişmesinden kaynaklanmaktadır. Saf titanyumun yüzeyi plazma sprey ve hidroksil apatit ile kaplanarak hem iyileşme hem de yabancı madde reaksiyonu azaltılmıştır.

İdeal bir implant materyalinden beklenen özellikler şunlardır;

- Sitotoksik, karsinojen, iritan olmamalı ve alerji yapmamalıdır.
- Biyomekanik olarak dokuların fiziksel özelliklerine uyum gösterebilmelidir.
- Mekanik basınçlarla fiziksel değişimlere uğramamalıdır.
- Çevre dokular ile uyumlu olmalıdır.
- Bioadeziv olmalıdır.
- Biokorozyona karşı dirençli olmalıdır.
- Hafif, dayanıklı, aşınmaya dirençli ve üstün şekillendirme yeteneğine sahip olmalıdır.
- Değişik sistemlerle steril edilebilmelidir.
- Üretimleri ekonomik olmalıdır [50].

### **2.3.3. Dental implantlarda osseointegrasyon tanımı**

Osseointegrasyon kelimesi 1969 yılında Branemark tarafından ortaya atılmıştır[51]. Canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında ışık mikroskobu düzeyinde izlenebilen yapısal ve fonksiyonel temas olarak tanımlanmaktadır. Osseointegrasyon klinik değil histolojik bir tanımlamadır [52].

Osseointegrasyonun gelişim safhaları; başlangıçta alveolar kemik ile implant gövdesi arasında primer stabilizasyon, sonrasında devamlı kemik apozisyonu ile biyolojik fiksasyon ve bunu takiben implant boyunca kemiğin yeniden şekillenmesinden oluşur [53].

Osseointegrasyon süreci 3 aşamada gerçekleşmektedir. Bu aşamalar;

1. Osteofilik faz
2. Osteokonduktif faz
3. Osteoadaptif faz [17]

*Osteofilik faz:* İmplant maksilla ya da mandibulaya yerleştirildiğinde ilk olarak iki yüzey arasında kan birikir ve pıhtı oluşur. Kemik ile temasta olmayan implant yüzeyinin, organizmalarla teması sonucu adezyon moleküllerinin üretilmesi sağlanır. Bu da kollajen sentezini artırır ve kemik metabolizmasında sitokinler salgınır. Bu aşamada iltihabi faz aktiftir ve osteolitik faz 1 ay sürer [17, 54].

*Osteokonduktif faz:* İmplant yüzeyi ve kemik yüzeyi arasındaki boşlukta ilk olarak osteoid oluşur. Daha sonra bu doku primer kemik dokusunu oluşturur. İkinci aydan sonra primer kemik dokusu, mekanik direnci ve dayanıklılığı daha yüksek bir kemik dokusuna dönüşmeye başlar. Bu kemik dokusu bir geçiş dokusudur. Zamanla bu yapı lameller kemiğe dönüşür ve bu aşama 3. ayda meydana gelir [17, 54].

*Osteoadaptif faz:* Son aşama olan bu faz implant yerleştirildikten 4 ay sonra başlar ve implant yüzeyi maksimum kemikle kaplanmış olur. Bu fazda remodelling dönemi başlar ve bu implantlar yüklenene kadar devam eder. Bu fazda herhangi bir kemik kaybı ya da kazanımı söz konusu değildir, varolan kemikte sürekli yenilenme söz konusudur [17, 54, 55].

Albrektsson ve arkadaşları 1983 yılında osseointegrasyonun başarısını etkileyen başlıca faktörleri tanımlamışlardır;

- İmplant tasarımı
- İmplant materyal karakteristiği
- İmplant yüzey özellikleri

- İmplantın yükleme zamanı
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite ve kantite özellikleri
- Uygulanacak olan cerrahi prosedürler [56].

#### **2.3.4. Dental implant endikasyonları**

- Tam ve kısmi dişsiz hastalar
- Çene ve yüz defektleri
- Aşırı rezorbe kret ile karakterize tam diş eksiklikleri
- Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken hastalar
- Hareketli protez kullanmayı reddeden hastalar
- Dişlerini prepare ettirmek istemeyen hastalar
- Oldukça uzun dişsiz saha içeren sabit protez hastaları
- Herhangi bir dişsiz sahada veya tam protezin olduğu yumuşak dokularda meydana gelen ciddi değişiklikler
- Oral muskuler koordinasyonu bozuk olan hastalar
- Protez stabilizasyonuna katkıda bulunmak
- Tam protezlerden fazla beklentisi olan hastalar
- Aşırı bulantı refleksi olan hastalar
- Sayısı ve konumu yetersiz destek diş varlığında
- Tek diş eksikliğinde
- Endodontik veya cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implant uygulaması [38].

#### **2.3.5. Dental implant kontrendikasyonları**

- İntravenöz bifosfonat kullanımı
- Akut hastalık ya da terminal dönemdeki hastalıklar
- Psikiyatrik bozukluklar
- İmplant bölgesini içeren radyasyon tedavisi
- Kontrol altında olmayan metabolik hastalıklar
- Büyüme çağı öncesi bireyler
- Yetersiz kemik kalınlığı, yüksekliği, kalitesi

- Uygunsuz motivasyon, ağız hijyeni
- Hamilelik
- Protetik olarak restore edilemeyecek olgular
- İlaç bağımlılığı, aşırı alkol ve sigara tüketimi
- İmplant yerleştirilecek bölge çevresi periodontal hastalıklar
- Parafonksiyonel alışkanlıklar
- Gerçekçi olmayan estetik beklentiler [38, 57].

### 2.3.6. İmplant uygulamasında dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar

Uygulanacak olan dental implantın çapı ve uzunluğu, mevcut kemik miktarı, çeneler arası ilişki, alveol kemiğinin şekli, mandibular sinirin pozisyonu, maksiler ve nasal sinüsler gibi anatomik noktalar ile yakından ilgilidir. Bu tür anatomik oluşumlar çoğu zaman implant cerrahisi için engel teşkil edebilmektedir. Mevcut kullanılabilir kemik miktarı her zaman ideal özelliklere sahip değildir. Kemiksel maddenin fizyolojik ve patolojik nedenlerle kaybı olarak tanımlanan kemik rezorpsyonu, hekimi implant uygulanacak bölgede detaylı bir dizi planlama yapmaya yönlendirir. Klinisyen bu gibi durumlarda anatomik şartlara en uygun implant tipini kullanmak zorunda kalmaktadır. Bu durumda verilecek olan kararlar özellikle implant yerleştirmek için yüksek risk grubundaki hastalarda sebebe dayalı bir tedavi yaklaşımı ortaya koyarak uygulamanın başarısını arttıracaktır.

#### Alt ve üst çenede dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar

- Foramen incisivum
- Foramen palatinum majus
- İnfraorbital arter, ven, sinir
- Nasal kavite ve maksiller sinüs
- Mental foramen
- Lingual sinir, arter, ven
- Mandibular kanal ve içindeki nörovasküler bant
- Submandibular fossa

Anatomik oluşumların neden olduğu kısıtlamalar mevcut kemiğin yüksekliği, dişsiz kret tepesiyle kemik içinde seyreden karşıt anatomik yapı arasındaki mesafe olarak



tanımlanabilir. Sınırlı kemik varlığında implant sayısı, çapı, uzunluğu ve pozisyonunda değişiklik yapılarak farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir. Bu alanı artırma yönündeki girişimler farklı implant tasarımlarının kullanılmasıyla, implant yüzey özelliklerinde yapılan değişikliklerle ve implant boy, çap ve sayılarının arttırılmasıyla sağlanmaya çalışılmıştır [58].

### 2.3.7. İmplant makrotasarımı

İmplantların gövde tasarımı; primer stabilite, kemik cevabı ve kemiğe iletilen stresler açısından önemlidir.

Düz yüzeyli silindirik formdaki implantlar cerrahi açıdan kolay yerleştirilir, ancak implant-kemik yüzeyinde büyük ve yıkıcı streslere neden olurlar. Vida formundaki implantlar ise, yüzey alanları genişlediği için kemik-implant arayüzeyine kuvvetleri daha dengeli ve uygun dağıtırlar. Vida tipi implantlarda primer stabilizasyon da daha iyi sağlanır. İmplant makrogeometrisi incelenirken, kemik içi implantları; boyu, yüzey özellikleri, çapı, yiv geometrisi ve apikal kısım özellikleriyle bütün olarak incelenmelidir [59] .

#### İmplant çapı

Kemik içi implantlarda kök formu implantların çapları 60 ve 70'li yıllarda 2 mm'den daha azdı. Bu implantlar iğne tipi olarak adlandırılmaktaydı. Geniş çaplı implantlar geliştirilmeye başlandığında, Branemark ilk olarak 3,75 mm çaplı implantı piyasa sürmüştür. Primer stabilizasyonu sağlamada implant boyundaki kısıtlamalar, çaptaki artış ile telafi edilir [60] .

#### *Dar çaplı implantlar*

Kretlerin ince olduğu durumlarda ya da mesio-distal mesafenin 7 mm'den kısa olduğu durumlarda dar çaplı implantlar (2,75 mm- 3,3 mm) kullanılmalıdır. Dar çaplı implantların kırılma dirençleri ve yüzey alanları standart implantlara göre %25 daha azdır [61] .

Ertuğrul ve Pipko, 4 mm çaplı implantlar ile 2,2 mm çaplı implantları invitro bir çalışmada karşılaştırmış ve geniş çaplı implantların dar çaplı implantlara göre, lateral kuvvetlere daha dayanıklı olduklarını belirtmişlerdir [62].

Hasan ve arkadaşları, farklı uzunluklardaki geniş çaplı kısa implantlar ile 2,5 mm çapında mini implantların stres dağılımlarını karşılaştırdıkları SESA çalışmalarında, mini implantlarda servikal bölgede streslerin daha yüksek olduğunu ve daha geniş alanda bulunduğunu göstermişlerdir. Çalışmanın sonucunda mini implantlarda aşırı yüklenme ve fraktür riskinin daha fazla olduğu belirtilmiştir [63].

### *Geniş çaplı implantlar*

Zayıf kantite ve kalitedeki kemikte, okluzal kuvvetlere karşı dayanıklılığın artması, çevre kemiğe stres dağılımını uygun şekilde sağlamak ve primer stabilizasyonu arttırmak için implant çapının artırılması gerekir [64]. Geniş çaplı implantlar, aynı formdaki dar çaplı implantlarla kıyaslandığında yüzey alanındaki artış nedeniyle daha fazla kemik implant yüzeyi sağlarlar. 4 mm çapındaki bir implant, 3 mm çapındaki implanta göre %33 daha fazla yüzey alanına sahiptir [46].

Streslerin, implant boyun bölgesinde daha çok etkili olması nedeniyle, implant boyununun geniş olmasının kuvvetler karşısındaki dayanıklılıkta etkili olduğu belirtilmektedir. Posterior bölgeye uygulanan geniş çaplı implantlar, standart çaplı implantlarla kıyaslandığında daha az oranda implant ve vida kırılması, vida gevşemesi komplikasyonları gösterirler. İmplant çapındaki %20 oranında azalma, kırılma riskini %50 oranında artırır [65].

Geniş çaplı implantların uygulanması sırasında, kemiğin fazla ısınarak termal yaralanma riski maruz kalması ve işlem sırasında lingual ve bukkal duvarların zayıf kalabilmesi, bunların sonucu olarak da implant başarısının tehlikeye düşebilmesi geniş çaplı implantların dezavantajlarıdır.

İmplant çapının artmasıyla beraber implant materyalinin eğilme bükülme direnci de artar. Bu artış 'stres shielding' adı verilen, çevreye iletilen gerilimin azalması olayına neden olur. Bu etki sonucu uzun dönemde, kemiğe iletilmesi gerek kuvvetler fizyolojik sınırlar içerisinde iletilmediği için kullanılmama atrofisi görülebilir. Bu nedenlerle implant boyutları ve materyalleri seçimi önemlidir [46].

### İmplant uzunluğu

Dünya çapında implant uzunluğunu değerlendirebilmek için kabul görmüş kesin ölçütler halen bulunmamaktadır. Çenelerin anatomik sınırlamaları, implant uzunluğunu belirlemede etkilidir. Geçmiş yıllarda yapılan çalışmalarda, uzun implantların daha yüksek başarı oranına sahip olduğuna inanılmaktaydı. Ancak son yıllarda yapılan çalışmalar bu konuyu tartışmalı hale getirmiştir [40].

Kısa implant tanımlaması, uzunluğu 8 mm'den az olan implantlar için kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalar 7-8 mm uzunluğundaki implantların erken dönem sonuçları, bu implantları ogmentasyon tedavilerine iyi bir alternatif olabileceğini göstermiştir. Kısa implantlarda çapın rolü tam olarak bilinmemektedir. Araştırmacılar kısa implantlarda boydaki eksikliğin çap ile tolere edilmesi gerektiğini önermektedirler [66].

İmplant uzunluğu, implant-kemik yüzey alanını etkilediği için kısa implantlar teorik olarak kemikte daha yüksek gerinim ve stres oluşmasına sebep olmaktadır. Buna karşın yapılan çalışmalar incelendiğinde biyomekanik açıdan; implant çapının implant stabilitesini ve çenelerdeki stres dağılımını implant uzunluğundan daha fazla etkilediği; 3,9 mm'den daha büyük çaplı ve 9,5 mm'den daha uzun boylu silindirik implantlarda D2 kemik tipi için ideal geometri formunu oluşturduğu rapor edilmiştir [66].

Kısa implantlarda peri-implantitis önemli bir risk faktörüdür. 8 mm ve daha kısa implantlardaki boyun bölgesinden 1 mm'lik kemik kaybı, kemik desteğinde %12,5'lük kayıp demektir [67].

### İmplantlarda yiv geometrisi

İmplant yivleri, implantların kemik temas yüzeyini artırmak, primer stabiliteyi artırmak ve arayüzdeki stres dağılımını azaltmak amacıyla tasarlanmıştır. Yivlerin genel tasarım özellikleri; yiv adımı, yiv şekli ve yiv derinliğidir.

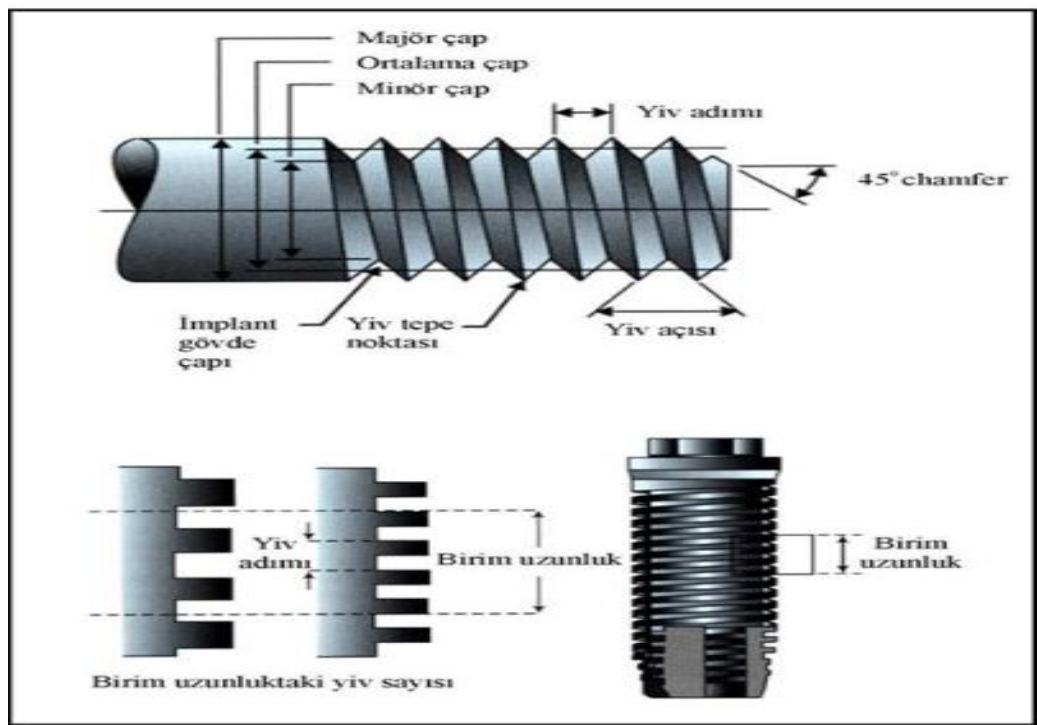
#### *Yiv adımı (Thread Pitch)*

Yiv adımı, komşu iki yiv arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Belirli bir bölgedeki yiv sayısı olarak da tanımlanabilir. Birim alanda yiv sayısının artması yiv adımını da

artırmaktadır. Yiv adımı ne kadar küçükse, implantın gövdesinde o kadar çok sayıda yiv mevcuttur. Bu da implantların yüzey alanını artırır [46].

### *Yiv derinliği (Thread Depth)*

İmplantın majör ve minör çapı arasındaki mesafe, yani implant yiv çapının en geniş olduğu yer ile implant gövdesinin en derin noktası arasındaki fark, yiv derinliğini ifade eder [46]. (Şekil 2.5).



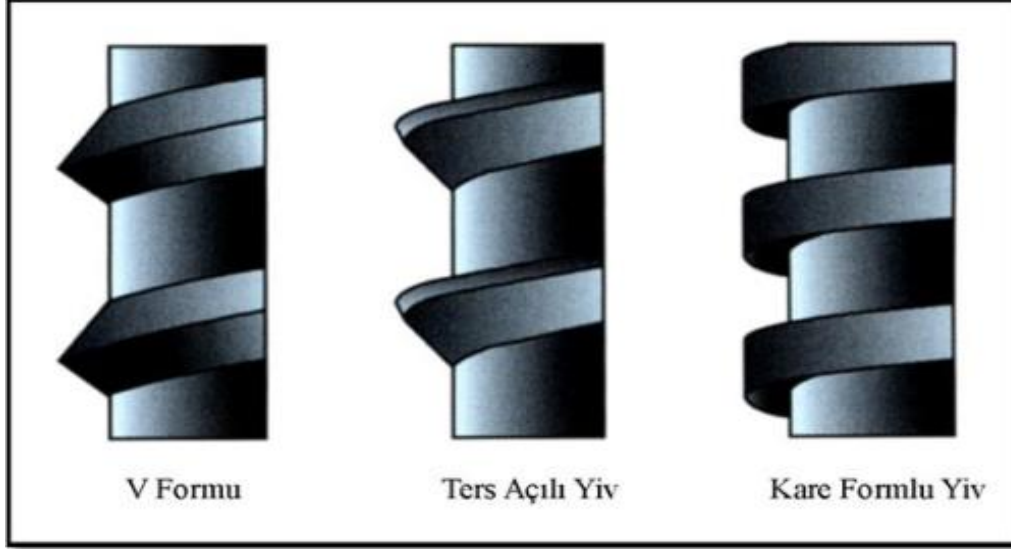
Şekil 2.5. İmplant geometrisi

### *Yiv şekli (Thread Shape)*

Yiv şekli, kuvvetleri karşılama ve iletmede önemlidir. Yiv şekilleri çok fazla çeşitlilik gösterebilir. Ancak en çok kullanılan ‘V’ şekilli, köşeli ve ters açılı tasarımlardır [46].

Kare yivli implantlar, baskı kuvvetlerini dağıtmada daha uygun yüzey alanına sahiptirler. Yapılan SESA çalışmalarında yiv derinliği ve sayısı sabit tutularak, yiv şeklinin kuvvet dağılımındaki etkisi incelenmiş ve kare şeklindeki yivlerin V ve ters açılı formlara göre sıkışma ve makaslama kuvvetleri karşısında daha az stres oluşturdukları bildirilmiştir.

Ayrıca, kare şeklindeki yiv tasarımının V ve ters açılı tasarımlara göre, daha fazla temas alanı sağladığı ve daha yüksek tork değeri gösterdiği bildirilmiştir [68]. (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. İmplant tasarımında en çok kullanılan yiv şekilleri

## 2.4. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemleri

### 2.4.1. Tarihçe

Maksiller sinüslerin, protetik amaçlı olarak kemik greftleri ile doldurulması 1960'lı yıllarda başlamıştır. Sarkmış ve büyümüş maksiller tüberositleri olan, total veya parsiyel protez planlanan hastalarda çeneler arası mesafenin artırılması amacıyla önce sinüs boşlukları greft materyalleri ile doldurulup sonrasında maksiller alveoler kret tepesinde aşındırma yapabilmek için kullanılmıştır. Ancak sarkmış veya pnömatize olmuş sinüslerin mevcut olduğu durumlarda kret tepesinden aşındırmak her zaman mümkün olmayabilir. Bu nedenle, bu durumu düzeltmek ve çeneler arası mesafeyi arttırmak için sinüs ön duvarından Caldwell Luc yaklaşımı ile açılan pencereden önce sinüs membranı eleve edilir ve sinüs tabanı otojen kemik greftler ile doldurulurdu. Bu işlemden 3 ay sonra, sağlanan kemik desteği ile antruma giriş tehlikesi olmadan alveol kret tepesinden kemik yumuşak doku ile birlikte redükte edilirdi. Bu şekilde çeneler arası mesafesinin artırılması sağlanmış olmuştur [69].

İmplant uygulaması öncesi sinüs greftleme girişimleri 1970'li yılların sonlarına doğru başlamıştır. İmplant uygulamalarının ilk yıllarında blade tarzı implantlar kullanılmıştır.

Boyne ve James dental implantları yerleştirebilmek için sinüs tabanını kemik greftiyle doldurma işlemini ilk kez 1980 yılında rapor etmişlerdir [69].

Sinüs tabanının greftlenmesi ile implant uygulaması fikrinden önce daha küçük çaplı ve boylu implantların kullanılması fikri öne sürülmüş olup, posterior maksiller kemiğin zayıf olması ve küçük hacimli implantların biyomekanik olarak yetersiz kalmaları nedeniyle implant tedavileri başarısızlıklarla sonuçlanmıştır [46].

Maksiller posterior bölgede implant uygulaması planlanan birçok hasta için uygulanması gereken bu işlemle ilgili yapılan çalışmalar ve araştırmalar, günümüzde yoğun olarak devam etmektedir.

#### **2.4.2. Sinüs tabanı yükseltme işleminin endikasyonları ve kontrendikasyonları**

##### Sinüs tabanı yükseltilmesinin endikasyonları

- İmplant yerleştirilecek bölgede yetersiz kemik hacmi
- Arklar arası mesafenin azalmış olduğu durumlar
- Alveolar yarık rekonstrüksiyonu
- Oroantral fistül varlığında
- Kraniofasial protez yapılacak kanser hastalarında maksilla rekonstrüksiyonunda
- Le Fort I osteotomisinde interpozisyonel greftlemede [69].

##### Sinüs tabanı yükseltilmesinin kontrendikasyonları

Sinüs tabanı yükseltilmesinin kontrendikasyonları, genel medikal kontrendikasyonlar ve lokal faktörler olarak ikiye ayrılır.

##### *Genel medikal kontrendikasyonlar:*

- Yakın zamanda radyoterapi ve kemoterapi alınmış olması
- Kemik metabolizmasında doğrudan etkisi olan hemofili, lösemi gibi kan diskrazileri
- Sepsis
- Sigara bağımlılığı

- İleri derecede psikolojik rahatsızlıklar
- Alkol ve madde bağımlılığı
- Kontrol altında olmayan sistemik hastalık varlığı

#### *Lokal faktörler*

- Kronik sinüzit
- Maksiller sinüs enfeksiyonları
- Alerjik rinit
- Odontojenik enfeksiyonlar
- İnflamatuvar veya patolojik lezyonlar [69].

#### **2.4.3. Sinüs tabanı yükseltilmesinde uygulanan teknikler**

Maksiller sinüs tabanının yükseltilmesinde (STY) çeşitli yaklaşımlar mevcuttur. Cerrah, kullanacağı yöntemi belirlerken, kemikteki atrofinin derecesini ve uygulanacak protetik tedavinin gerekliliklerini göz önünde bulundurmalıdır.

Bu işlem teknik olarak osteotom tekniği (krestal teknik) ve lateral pencere tekniği (açık teknik) olmak üzere iki şekilde uygulanmaktadır [40].

#### Osteotom tekniği (krestal teknik / kapalı teknik)

Bu teknik ilk olarak Summers tarafından 1994 yılında tanımlanmıştır [70] . Bu teknik; en az 5-6 mm'lik kret yüksekliği, arklar arası yeterli mesafe ve bölgede tip 3 veya 4 kemik varlığında uygulanabilmektedir.

Bu teknikte, operasyon öncesi sinüs tabanı altındaki kret yüksekliği ölçülür ve osteotomun gireceği derinlik buna göre belirlenir. İlk olarak alveoler krette horizontal insizyonla tam kalınlıklı flep kaldırılır. Daha sonra implant yerleştirilecek bölge belirlenir ve en ince osteotom hafif çekiç darbeleriyle kemik içinde belirlenen yükseklikte ilerletilir. Osteotomlar istenilen genişliğe ulaşmaya kadar, çapları artarak sırayla uygulanır. Bu işlemle kemik sinüs membranına doğru itilir ve böylece kemik yoğunluğu artırılarak sinüs

membranı yukarı kaldırılmış olur. İstenilen yüksekliğe ulaşıldığında implant yuvaya yerleştirilir [70].

Summers, krestal yaklaşımda geç dönem implant uygulamasını içeren bir teknik daha uygulamıştır. Bu teknikte hedeflenen amaç; greft kullanarak 4 mm'den az kemik yüksekliğinin olduğu durumlarda yeterli kemik kalitesi ve yüksekliği elde etmektir. İlk uygulamadan 7-8 ay sonra implantlar uygulanır [71].

Kapalı sinüs tekniğinin avantajlarının en önemlilerinden biri hasta açısından daha az travmatik olması ve daha düşük komplikasyon riskidir. Hekim açısından da daha pratik bir tekniktir [40].

Bütün bu avantajlarının yanında dezavantajları da bulunmaktadır. Tekniğin kazandırabileceği kemik yüksekliği kısıtlıdır. Bu durum sinüs membranında perforasyon riskini artırır ayrıca primer stabiliteyi de riske sokabilir. Ayrıca osteotomların uygulanması sırasında uzun aksındaki sapmalar implantın açısını bozabilir [40].

#### Lateral pencere tekniği (açık teknik)

Lateral pencere tekniği, 'açık sinüs yükseltme tekniği', 'lateral sinüs lifting', 'sinüs augmentasyonu' gibi çeşitli tanımlamalarla literatürlerde isimlendirilmiştir [40] (98). Bu teknik Tatum tarafından 1977 yılında tanımlanmıştır. 1960 yıllarında ilk olarak Boyne tarafından protetik amaçlarla uygulanmıştır. Bu uygulama implant içermeyen ilk STY yöntemidir [69](130). Daha sonra bu teknik 1980 yılında Boyne ve James tarafından literatürdeki yerini almıştır [72].

Lateral pencere tekniği genellikle lokal anestezi altında yapılmaktadır. Kret tepesinden ya da biraz daha palatinalden horizontal insizyon ile mesial ve distalden rahatlatıcı insizyonlar yapıldıktan sonra tam kalınlık flep kaldırılır [73].

Lateral pencere açma işlemi, sadece sinüsün ince olan lateral duvarından yapılmalıdır. Bu da el aletlerinin bölgeye ulaşımını kolaylaştıracaktır. Klinik ve radyolojik muayene ile yapılacak osteotominin boyutuna karar verilir. Osteotomiye ilk olarak paslanmaz çelik rond frezle başlanır ve sonrasında membranın perforasyonunu önlemek için elmas rond frezle devam edilir. Yapılan osteotominin şekli kare ya da oval olabilir. Hareketlenen



lateral kemik duvarı çıkartılarak greft materyaline karıştırılabilir ya da üst kenara doğru sinüs içine itilebilir. Bu durumda kemik duvarı, oluşturulan boşluğun tavanı olarak görev yapar [73, 74].

Osteotomiler tamamlandıktan sonra membran sinüs elevatörleriyle serbestleştirilir ve kemik duvarından yukarı doğru kaldırılır [73, 74]. Bu işlem hassas bir işlemdir ve özel el aletleriyle uygulanır. Membran tüm yönlerde serbestleştirilmiş olmalı ve sinüsün orta kısmına kadar yükseltilmelidir [75].

Bu işlem sırasında sinüs membranı perfore olursa; perforasyonun boyutuna göre işlemin gidişatına karar verilir. Perfore alan lokalize ve küçükse operasyona devam edilir. Bu perforasyon zamanla kendiliğinden iyileşecektir. Ancak 5 mm'den büyük perforasyon varlığında perfore alanın kapatılması gerekmektedir [74, 76].

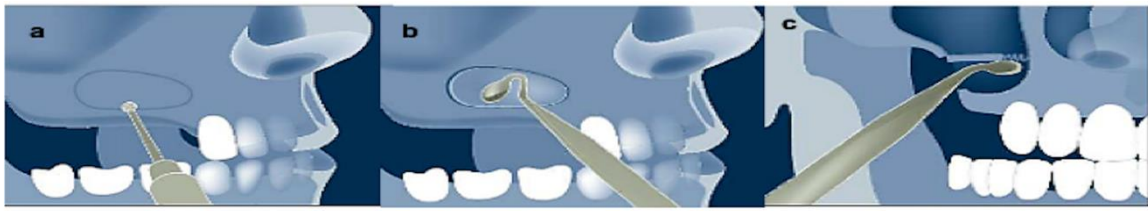
Dental implantların uygulanabilmesi için yapılan sinüs tabanı yükseltme işleminden sonra, implant uygulaması aynı seansta ya da ikinci bir operasyonla 4-6 ay sonra yapılabilir [74].

Eşzamanlı lateral pencere tekniği, sinüs tabanı yükseltme işlemi ile implant uygulamasının aynı anda olmasını tanımlar. Bu tekniğin uygulanabilmesi için kret yüksekliğinin primer stabiliteyi sağlayabilecek boyutta olması gerekir ve bu yükseklik 4 mm olarak kabul edilmiştir [74, 77]. Membran eleve edildikten sonra implant yuvası açılır. Boşluğa greft doldurulur ve implant yerleştirilir. Açılan pencere rezorbe olabilen bir membranla kapatılır ve kaldırılan tam kalınlıklı flep sütüre edilir. Protetik rehabilitasyon için en az 3 -4 ay beklenir [73, 77].

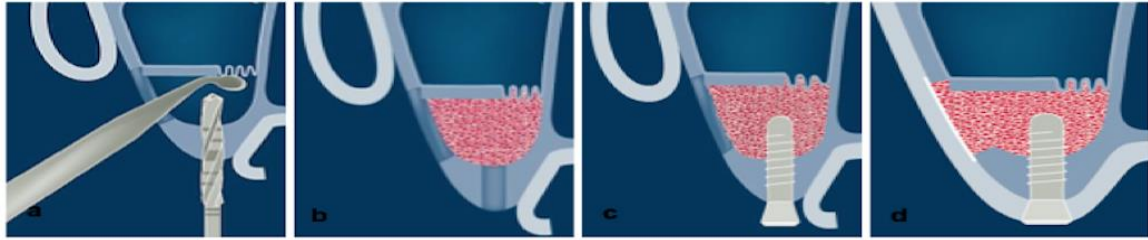
Eğer alveol kretinde kemik yüksekliği 4 mm'den az ise iki aşamalı teknik uygulanır. Membran eleve edildikten sonra oluşan boşluk kemik greftleriyle doldurulur ve böylece implant uygulaması için gerekli kemik kazanımı sağlanmış olur. Greftleme işlemi çok fazla yapılmamalı. Membrana yapılan baskı sonucu nekroz gelişme ihtimali söz konusu olabilir. Greftleme işleminden sonra pencere rezorbe olabilen bir membranla kapatılır. En son mukoperiosteal flep sütüre edilir ve primer kapama sağlanır. Bu teknikte implantları yerleştirmek için en az 6-8 ay beklemek gerekir. Bu sürede yerleştirilen greftin vaskülarizasyonu sağlanır. İmplant uygulamasından sonra protetik rehabilitasyon için ise 3 ay beklenir [69, 74, 76].

Son yıllarda yapılan çalışmalarda posterior maksillada kemik yüksekliğinin 5 mm'den az olduğu durumlarda tek aşamalı uygulamalar başarılı sonuçlar vermiştir. Ancak bu vakalarda kret genişliğinin önemi artmaktadır [74].

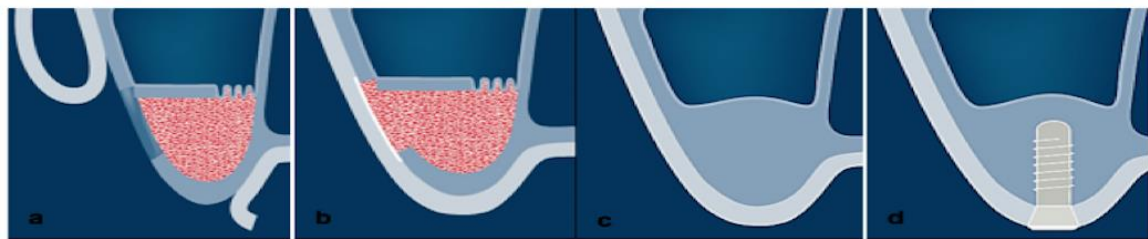
Bunun yanında maksilla posterior bölge göz önüne alındığında kemik yüksekliğinin az olduğu vakalarda tek aşamalı teknik ile kazanılacak olan kret yüksekliğinin çift aşamalı tekniğe göre daha az olması ve primer stabilitenin zayıf olacak olması uzun dönem başarıların sorgulanması gerektiğini göstermektedir [78].



a: Sinüs duvarında lateral pencerenin açılması b: Lateral kemik duvarının sinüs içine itilmesi c: Sinüs membranının serbestleştirilip yukarı doğru kaldırılması



d: İmplant yuvasının açılması e: Boşluğun greftle doldurulması f: İmplantın yerleştirilmesi g: Mukoperiostal flebin primer olarak kapatılması



h: Elde edilen boşluğun greftle doldurulması i: Mukoperiostal flebin primer olarak kapatılması j: Greft yerleştirildikten 4-6 ay sonraki görüntü k: İmplantın yerleştirilmesi

Şekil 2.7. Lateral sinüs yükseltme tekniği

#### 2.4.4. Sinüs tabanı yükseltilmesi işlemlerinin komplikasyonları

Sinüs tabanı yükseltme işlemi uygulamalarında komplikasyon oranları oldukça düşüktür. Ancak görüldükleri durumlarda tedavi sonucuna ciddi olumsuz etkileri olabilmektedir.

Komplikasyonlar; operasyon esnasında, operasyon sonrası erken ve geç dönem olarak gruplandırılabilir.

#### *İntraoperatif komplikasyonlar*

- Sinüs membranının perforasyonu
- Kanama
- Komşu dişlerin zarar görmesi
- Zayıf primer stabilite
- Alveoler kretin kırılması
- İmplantın sinüse kaçması
- Greft materyallerinin sinüse kaçması
- Sinir açılması ve yaralanması.

En sık görülen komplikasyon membran perforasyonudur ve olguların yaklaşık %10'unda görülmektedir[79].

#### *Erken dönem postoperatif komplikasyonlar*

- Yaranın açılması
- Greft kaybı
- İmplant kaybı
- Akut enfeksiyon
- Membranın açığa çıkması

#### *Geç dönem postoperatif komplikasyonlar*

- İmplant kaybı
- Greft kaybı
- Kronik ağrı
- Kronik enfeksiyon
- Kronik sinüs hastalığı
- Oroantral fistül oluşumu
- İmplantın sinüs içine migrasyonu [76].

### 2.4.5. Greft materyalleri

Sinüs tabanı yükseltme tekniklerinde farklı greft materyalleri ile ilgili kapsamlı çalışmalar mevcuttur. Kemik greftleme prosedürleri 4 ayrı yöntemle gerçekleştirilmektedir [80, 81].

1. Otojen greftler: Donör sahadan alınarak aynı canlıda başka bir bölgeye uygulanan greft türüdür.
2. Allojenik greftler: Aynı türden olan ancak genetik olarak hiçbir benzerliği olmayan bireylerden elde edilen greft türüdür.
3. Heterojenik greftler: Tamamen farklı bir türden elde edilen greftlerdir.
4. Alloplastik greftler: Sentetik olarak elde edilen greft türüdür.

#### Kemik greftlerinin kemik oluşturma mekanizmaları

Kemik, vücuttaki kendini tamamen yenileyebilen tek dokudur. Ancak bazı defektlerin iyileşmesinde zaman zaman başarısızlıklar görülebilmektedir. Bu sebeple büyük defektlerin iyileşmesini hızlandırmak ve kolaylaştırmak için greftler kullanılmaktadır [17, 81].

Bütün greftler üç mekanizma ile kemik oluştururlar. Bunlar; osteogenezis, osteokondüksiyon ve osteoindüksiyondur.

#### *Osteogenezis*

Bu mekanizmada greftler osteoblastlardan kemik oluştururlar. Osteogenezis yapan greftlerin özelliği canlı kemik hücresi içermesidir. Bu tip greftler mezenchim hücrelerinin yokluğunda bile osteogenezis yapabilme yeteneğine sahiptirler. Bu şartları sağlayan tek greft materyali otojen greftlerdir.

#### *Osteokondüksiyon*

Bu mekanizmada greft materyalleri iskelet görevi görür. Böylece bölgeye osteoprogenitör hücrelerin nüfuz etmesi sağlanır. Bu olayı yeni kemik oluşumunu takiben greft materyalinin rezorpsiyonu izler. Allogreftler, kansellöz otojen greftler, hidroksiapatit, kollajen, kalsiyum fosfat ve demineralize kemik matriksi osteokondüktif özelliğe sahiptir.

Sinüs taban yükseltme işleminde canlı olmayan bir greft kullanıldığında görülen mekanizma osteokondüksiyondur [82].

### *Osteoindüksiyon*

Kemik greftindeki biyokimyasal faktörlere yanıt olarak bölgedeki mezenkimal hücrelerin osteoblast ve kondroblastlar gibi osteoprogenitör hücrelere dönüşmesidir. Demineralize kemik matriksi ve kemik morfogenetik proteinleri osteoindüktif materyallerdir. Allogreftler günümüzde en yaygın olarak kullanılan osteoindüktif materyaldir[13].

### Greftin iyileşmesi

STY işleminde uygulanan greft materyallerinin iyileşmesi değişik vasküler yollarla olmaktadır. Bunlar sinüs membranının sfenopalatin arterle kanlanması ve kemik içi vasküler anastomozlarla sağlanmaktadır. İlerleyen yaşla birlikte artan kret rezorpsiyonu varlığında kemik damarsal beslenme için periosta bağımlı hale gelir. Kemik içi damarlar ve sinüs membranının damarları greftin çevresini beslemektedir [34].

Sinüsteki greftin olgunlaşması; greftin hacmi, greft içindeki otojen kemik miktarı, iyileşme zamanı ve sinüsün medial ve lateral duvarları arasındaki mesafe gibi lokal faktörlere bağlıdır [34].

Sinüsteki uygulanan greftin ne zaman değerlendirildiği bu süreci etkileyen en önemli değişkendir. 2 ay sonra greft incelendiğinde minimum miktarda, 4-6. Aylar ve 8-10. aylarda ise sinüste gittikçe artan yeni kemik oluşumu görülmektedir. Buna rağmen, ideal kemik hacminin cerrahiden ne kadar süre sonra elde edildiğini kesin olarak belirleyen bir çalışma bulunmamaktadır [34].

STY işleminde kullanılan greft materyalinin türü kemiğin oluşum hızını ciddi oranda etkilemektedir. En hızlı kemik iyileşmesi otojen kemiğin tek başına kullanıldığı durumlarda görülmektedir. Bu süre yaklaşık 4-6 aydır. Bunu 6-10 ay gibi bir süreyle otojen kemik, demineralize kuru dondurulmuş kemik ve pöröz hidroksiapatit birleşimi takip etmektedir. Tek başına alloplastik materyal kullanımında ise kemik oluşumu görülme süresi 24 aydır [34].

Sonuç olarak, greft matürasyonunun başarılı bir şekilde tamamlandığı durumlarda mekanik olarak fonksiyonları tam olarak görebilecek başarılı bir greft alıcı kemik kompleksi elde edilmiş olur [69].

#### **2.4.6. Okluzal yüklerin peri-implant kemiğe etkisi**

##### Mekanik yüklemenin kemik iyileşmesi üzerine etkisi

Uygulanan kemik içi implantların, protetik rehabilitasyonlarından sonraki 1. yılda kemiğin dayanıklılığı artmaktadır. Bunun sebebi kemiğin mineral içeriğindeki ve yoğunluğundaki değişimdir. Kemiğin mineralize olma süreci 4. aya kadar hızlanarak devam eder ve sonra yavaşlar. Bu süreç yaklaşık olarak 1 yılda tamamlanır [83].

İmplant cerrahisi sırasında kemikte bir travma oluşturulur ve bu da bölgedeki kemiğin rezorpsiyonuna neden olur. Açılan yuva içerisinde osteoblastik hücreler ve osteositler önce örgü kemiği oluşturmaktadırlar ve sonra bu örgü kemik ile lameller kemik yer değiştirmektedir [84].

Lameller kemik, örgü kemiğe göre mineral yoğunluğu açısından daha üstündür. Bu da okluzal yüklere daha dayanıklı olması demektir. Bu nedenle henüz örgü kemiğin varolduğu iyileşme döneminde bölgede oluşan stresler, rezorpsiyon veya mikro çatlaklara neden olabilmektedir. Bölgede mineralizasyonun tamamlanması ile stresin neden olduğu şekil değiştirme daha az olacağı için kemik bu dönemde adaptasyonunu sağlayabilmektedir [85].

Doğal dişli çenelerde gelen çiğneme kuvveti ve yükü, alveol kemik trabeküllerinin ideal şekilde karşılayabilmesi için, kemik dokusu yapısal olarak değişmekte ve organize olmaktadır. Meydana gelen bu dizilim 'Wolff Kanunu' olarak isimlendirilmektedir. Bu kanuna göre kullanılmayan dişsiz bölgelerde zamanla kullanılmama atrofisi adı verilen patolojik bir durum meydana gelmektedir [86].

Maymunlar üzerinde yapılan bir çalışmaya göre, fonksiyonda olmayan implantların çevresinde fonksiyonda olanlara göre yoğunluğu daha az olan kemik yapısı gözlenmiştir [87].

### Dental implantlar ile peri-implant kemik arasındaki yük iletimi

Protetik olarak yüklenmiş implantlara gelen okluzal kuvvetler öncelikli olarak proteze temas eder. Daha sonra bu kuvvet imlant-kemik birleşimine iletilir. Yapılan çalışmalarda biyomekanik etkiyi oluşturan çeşitli faktörler incelenmiştir. Bu faktörler; bölgenin kemik yoğunluğu, proteze destek implantların yerleşimi ve sayısı, implant–kemik birleşiminin mekanik özellikleri, kuvvetin yönü ve büyüklüğü, protezde kullanılan materyalin cinsi ve implant tasarımıdır [88].

Günümüzde implantlar en sıklıkla titanyumdan elde edilmektedir. Titanyumun elastiklik katsayısı, kemiğe oranla 5-10 kat daha fazladır. Kural olarak, birbirleriyle birebir temasta olan ve elastiklik katsayıları farklı olan iki materyalden birine kuvvet uygulandığında, bu kuvvet materyaller arasındaki ilk temas noktasında stres oluşmaktadır [89].

SESA ve fotoelastik analizler ile yapılan çalışmalar stresin, kemik ile dental implantların ilk temas ettiği bölge olan kortikal kemikte yoğunlaşarak ‘V’ veya ‘U’ şeklinde dağılım gösterdiği ve bu şekilde şiddetini büyük oranda kaybettiğini göstermektedir.

Kemik dokusu çekme kuvvetlerine, baskı kuvvetlerine oranla daha az dirençlidir. Kemik dokusunda en büyük stresi oluşturan kuvvet ise makaslama kuvvetleridir. Bu nedenle makaslama kuvvetleri, en fazla implantların boyun bölgesinde yüklenme oluşturmaktadır. Bu da boyun bölgesinde rezorpsiyona neden olmaktadır[90].

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

İmplant destekli protezlerde, çenelerin fonksiyonu sırasında meydana gelen kuvvetler protez ve abutmentlar aracılığıyla implantlara iletilir. Gelen bu kuvvetlere, implant çevresindeki yumuşak ve sert dokular tarafından biyolojik yanıt verilir [88].

Frost’un tanımladığı ‘mekanostat teorisine’ göre kemik hücreleri, gelen kuvvet doğrultusunda oluşan her mekanik strese cevap vermektedir. Bu teoriye göre, gelen kuvvetteki her artış sonucu oluşan gerilme, yeni kemik yapımı ile dengelenmektedir. Mevcut gerilme eşik değerinin altına indiğinde kemikte rezorpsiyon, eşik değerinin üstüne çıktığında ise kemikte kırılmaya neden olmaktadır [91].

Frost ve arkadaşlarının teorisine göre, kemiğe uygulanan kuvvetten daha çok, kemikte şekil değişikliğine neden olan stres miktarı daha önemlidir. Erişkin bireylerde kemiğe uygulanan;

- 1-2 megapascal yük 50-100 mikrogerinime,
- 60 megapascal yük 3000 mikrogerinime,
- 120 megapascal yük ise 25000 mikrogerinime neden olmaktadır [91]. Aktif olarak kullanılmayan bölgede, kemikteki şekil değiştirme değeri 50-100 mikrogerinimin altına düşeceği için rezorpsiyon görülecektir. Bu kullanılmama atrofisine bağlı meydana gelmektedir. Adaptasyon aralığı olan 100-1500 mikrogerinimde ise ,implantların çevresindeki kemikte meydana gelen apozisyon ve rezorpsiyon olaylarının dengede olduğu düşünülmektedir [91].

Orta derecede aşırı yükleme değeri 1500-3000 mikrogerinimdir ve bu değer aralıklarında şekil değişikliği görülür. Bu gerinim değeri kemikte hasara ve mekanik yorgunluğa neden olabilmektedir. Bu değerdeki yüklemelerde kemik, örgü kemik yapısındadır.

Peri-implant bölgesinde kemiğe 2000-3000 mikrogerinim değerinde aşırı yükleme yapıldığında, kemik dokuda aşırı deformasyon görülür. Kemik implant ara yüzeyinde mikro kırıklar meydana gelecektir ve bu da osseointegrasyonda bozulmaya neden olacaktır [91].

Peri-implant bölgesinde destek dokulara uygulanmış kemik greftlerinin, implant stabilitesindeki etkisi henüz tam olarak açıklanamamıştır. Fanuscu ve arkadaşları sinüs yükseltme işlemini greft kullanarak ve greftsiz olarak uygulamışlardır. Ardından fotoelastik model üzerinde, yerleştirdikleri tek implantın stres dağılımındaki etkisini incelemiştirlerdir. Çalışmada kortikal ve spongioz kemik yoğunluklarını taklit etmek için farklı sertlikte fotoelastik modeller kullanmışlardır. Greft uygulanan modeldeki, greft yoğunluğundaki artış ile yük transferi arasındaki ilişkiyi belirlemek için fotoelastik modelin 3. günden başlayarak 10. güne kadar devam eden sertleşme reaksiyonu süresince stres analizleri yapılmıştır. Çalışmanın sonunda, uygulanan greftin özelliği ve iyileşme süresinin, greftlenmiş bölgenin implanta desteklik sağlamasında etkili olduğu bulunmuştur. Kemik dokuyla kıyaslandığında, olgunlaşmasını tamamlamış greft materyalinin fotoelastik model üzerinde daha homojen bir stres dağılımı gösterdiği sonucuna varılmıştır [92].



Huang ve arkadaşları, farklı yoğunluktaki greft materyallerinin stres dağılımı üzerine etkilerini incelemek için ogmente edilmiş maksiller sinüse implant uygulamış ve bu incelemeyi SESA yöntemini kullanarak yapmışlardır. Yüksek yoğunluklu greft materyalinin elastisite değerini 3450 MPa, düşük yoğunluklu greft materyalinin elastisite değerini 345 MPa olarak belirlemişlerdir. Çalışmada, greft yoğunluğunun azalmasının kortikal kemikteki stres dağılımını arttırdığı gösterilmiştir. Greft materyalinin yoğunluğu arttıkça kemiğe iletilen stres azalmıştır. Çalışma sonucunda, greft materyalinin matürasyonunu tamamlama süresinin uzun olmasının, biyolojik olarak greft materyalindeki mineralizasyonun sağladığı sonucuna varmışlardır [93].

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

### **2.5.1. Zigoma implantları**

Zigoma kemiği; maksilladan daha geniş ve daha kalın bir trabeküler yapıya sahip olması sebebiyle implantlar için mükemmel bir alan oluşturur. Zigoma implantları, yükleme süresinin kısa olması ve yüksek torklama değerleri uygulanabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Bunun yanında greft uygulaması gibi ilave bekleme süresi gerektiren prosedürlere olan gereksinimi azaltması nedeniyle günümüz diş hekimliğinde iyi bir alternatif olarak kullanılmaktadır.

Zigomatik kemik 4 köşeli bir yapı olup, orta yüzdeki en önemli destek yapıyı oluşturmaktadır. Dört çıkıntısı vardır. Bunlar fronto-sfenoidal, orbital, maksillar ve temporal çıkıntılardır. Sfenoid kemikle lateralde, frontal kemikle superiorda, maksilla ile medial ve inferiorda ilişkidir. Temporal kemikle birlikte zigomatik arkı oluşturur. Frontal kemikle ve maksilla ile birleştiği alanlar kemiğin en kalın ve en kuvvetli olduğu yerlerdir [9].

Zigomaya implant yerleştirilmesi fikri ilk olarak 1988 yılında Branemark tarafından şiddetli maksiler atrofi olan veya greftleme prosedürü sonrası başarısızlık görülen hastalarda tedavi seçeneği olarak ortaya atılmıştır. Yapılan çalışmalar ve takip süreleri sonucunda bu tedavi alternatifinin üst çene arka bölgeye yapılan greftleme tedavilerine benzer sağkalım oranları gösterdiği bildirilmiştir. Standart implantlar gibi titanyumdan yapılan zigoma implantları 30-55 mm arasında değişen uzunluğa ve kemikle maksilla

arasındaki açılanmayı tolere edebilmek için 45 derecelik bir boyun kısmına sahiptir [79, 94].

Zigoma implantlarının yerleştirilmesinde intrasinüs, sinus slot, ekstrasinüs ve ekstramaksiller olmak üzere dört farklı cerrahi teknik tanımlanmıştır. Intrasinüs yaklaşımında, implant gövdesinin pozisyonu maksiler sinüs sınırları içerisinde olmalıdır. Bu teknik implantın protetik parçalarının palatinalde konumlanarak protezin palatinalde doğru çıkıntılı olmasına neden olur ve kullanım konforunu düşürür. Ekstrasinüs yaklaşımı genellikle belirgin bukkal konkaviteye sahip hastaların tedavisinde kullanılır. Bu cerrahi yaklaşımda implantın boynu alveolar krete yakın konumlanır ve daha küçük bir protez yapımına olanak verir. Ekstramaksiller yaklaşım diğer tüm tekniklere göre belirgin olarak farklıdır çünkü sadece implantın apeks kısmı zigomatik kemik içerisinde bulunur ve ankraj için kullanılır [95].

Zigoma implantları rutin olarak genel anestezi altında yapılmasına rağmen lokal anestezi ve bilinçli sedasyon da alternatifler arasındadır ancak sıklıkla tercih edilmez. İnsizyon zigomatik kemik seviyesine kadar periost ve yumuşak dokuların kaldırılması için kullanılan Le Fort I insizyonudur. Diğer bir insizyonda ise kesi kret ya da 10 mm palatinalden yapılabilmektedir. Böylelikle maksillanın lateral yüzeyi rahat görülebilecek şekilde açığa çıkarılır ve implant uygulaması öncesi infraorbital foramenin lokalize edilmesi sağlanır. Zigomatik kemiğin lateral yüzü rehber alınarak zigomatik çentik boyunca dokuların dikkatli bir şekilde yukarı diseksiyonu yapılır. İnce frez kullanılarak vertikal triangular sinüs açıklığı oluşturulur. Sinüs mukozasının tamamen elevasyonu sağlanır. Rond frezi takiben pilot ve final driller yardımı ile implantın yerleştirileceği yuva hazırlanır. İmplant yerleştirilmesini kolaylaştırmak için önce implantın apikal kısmı zigomatik kemiğe 1-2 mm handle ile yerleştirilir. Ardından manuel taşıyıcı kullanılarak implantın kalan kısmı açılı implant başının konumu kontrol edilerek protetik olarak uygun pozisyonda olduğundan emin olunarak yerleştirilir [96-98].

Zigoma implanlarının avantajları arasında greftleme sonrası konsolidasyon süresini elimine etmesi sebebiyle tedavi süresinin azaltması, erken yüklemeye izin vermesi dolayısıyla daimi protez yapılana kadar hastanın dişsiz kalmaması, otojen kemik alınmasına gerek olmaması sebebiyle donör sahaya ihtiyaç duyulmaması, tedaviyi daha kolay tolere etmesini sağlar. Hasta genellikle hastanede yatırılmaz aynı gün taburcu edilir. Maliyet olarak

laboratuar ücretleri geleneksel yöntemle göre hemen hemen aynı olmakla birlikte, greftlemeye göre hasta için daha avantajlıdır [99].

Zigoma implantları avantajlarının yanında, palatal çıkış platformu sebebiyle daimi protezin palatinalde daha büyük hacimli olması, protez için ideal konumu elde etmenin kolay olmaması, sinüs tabanı yükseltmesi işlemine göre daha ciddi komplikasyonlar görülmesi, bu sebeple daha fazla tecrübe ve hassasiyet gerektirmesi, uygulama için genel anesteziye ihtiyaç duyulması gibi dezavantajları bulunmaktadır [40].

### **2.5.2. All on four implantlar**

Maló ve arkadaşları, 2003 yılında dişsiz arklarda veya çekim sonrası immediat olarak yükleme avantajı sunan bir teknik geliştirmişlerdir. Anterior bölgede 2 aksiyel , posterior bölgede 2 distale eğimli olmak üzere toplam 4 implant yerleştirerek sabit bir protetik restorasyon uygulamışlardır [100, 101]. Anterior bölgede iki düz ve posterior bölgede ikişer tane açılı çok üniteli abutmentlar ile 4 implant destekleğiyle cerrahiyle aynı gün uygulanan geçici, sabit, immediat yüklenen, tüm çene protezi içermektedir.

Posterior implantların açılı yerleştirilmesi üst çenede maksiller sinüs alt çenede ise n. mentalis gibi anatomik yapıları korur ve protezi desteklemek için optimal pozisyonda iyi kortikal ankraj ile daha uzun implantların yerleştirilmesine olanak verir. Açılı yerleştirme sayesinde implanlar arası mesafe artar, kantilever uzunluğu azalır ve kemik augmentasyonu gibi ilave cerrahi işlemlere olan ihtiyaç azalır [100, 102, 103].

All- on-four tedavi konseptiyle dişsiz çeneler; implantların öngörülebilir optimal pozisyonları için all-on-four rehberlikle standardize edilen geleneksel planlama ve klasik flep prosedürüyle ya da bilgisayar tabanlı planlama ve özel cerrahi rehberle doğru drill ve implant pozisyonlarında flepsiz teknikle tedavi edilebilir [100].

All-on-four tekniğinin uygulanabilmesi için kemiğin maksillada minimum kemik genişliğinin 5mm ve kanin-kanin arası bölgede kret yüksekliğinin minimum 10 mm olması gerekmektedir. Mandibulada ise minimum kemik genişliği 5mm olmalı ve foramen mentaleler arası kemik yüksekliği 8mm'den az olmamalıdır [100].

Primer stabilite bu teknikte immedat yükleme için önem taşımaktadır. İmplantlar 35-45Ncm yerleştirme torkuyla yerleştirilmelidir. Kantileveri azaltmak için posterior implantlar maksimum 45 derece eğimle yerleştirilmeli, eğim 30 dereceden fazla ise bu implantlar splintlenmelidir [100].

### Maksillada cerrahi işlem

Maksillada insizyon pterygomaksiller bölgeden başlanarak mukoperiostal bukkal flep maksiller sinüs anterior duvarını tanımlayacak şekilde vestibüler kemik duvarı açığa çıkarılır[101]. Sinüs ön duvarının lokalizasyonunun saptanması için ront frezle sinüs membranı perfore edilmeden lateral bir pencere açılır. Maksilla posterior bölgede tip 4 kemik yapısıyla immedat yüklemede en az 40Ncm olan tork değerinin sağlanabilmesi için implant setinde daha küçük çaplı frezler kullanılarak implant yuvası hazırlanmalıdır. İmplantlar standart prosedüre göre yerleştirilir. İnce kemik kretlerinde implant boynunun bukkal ve palatinal kortikal kemiğin her ikisiyle de kontağı sağlamak için ve eğik implantların başı için boşluk yaratma ihtiyacı olduğu zaman “countersink frezi” kullanılır. İmplant boynunun kemik seviyesinde olması amaçlanır ve bikortikal ankraj mümkün olduğunca oluşturulur [101].

Posteriordaki implantın çapı en az 4mm olmalıdır. Posterior implantların yeri özel tasarım cerrahi rehberle desteklenirse protetik üst yapı aşamasında daha az sorunla karşılaşılır [101].

Kemiğin orta hattına 2 mm çaplı frez ile yapılan osteotominin içine rehber yerleştirilir ve rehberin titanyum bandı okluzal merkez çizgisini takiben uyumlanır. Kılavuz karşı çene ve posterior implantların doğru açlandırılması ile ilgili olarak implanların kesin lokalizasyonunu sağlar. Posterior implantın açlandırılması sayesinde, vertikal yerleştirilmiş posterior implant kanin/birinci premolar bölgesi gelecekken, implantın protetik kısmını ikinci premolar/birinci molar bölgesinde pozisyonlandırılabilir [101].

Anterior implantlar rehber pini sayesinde vertikal olarak yerleştirilir. Anterior ve eğik posterior implantların apikalleri arasındaki çatışmayı önlemek için dikkatli olunmalıdır. İmplantlar arasında yeterli mesafenin bırakılması önem taşımaktadır. Bu implant

düzenlemesi geniş implant arası mesafesi ve kısa kantilever avantajını beraberinde getirir. Flep kapatılıp suturlendikten sonra, abutmentlar ve ölçü başlıkları yerleştirilir [101].

#### All-on-four tekniğinde protetik aşamalar

Multi unit ölçü başlıkları çok üniteli abutmentların üzerine yerleştirilir, sonra düşük büzülme katsayısına sahip otopolimeziran rezin ile tel barla splintlenir. Bu splintleme işlemi ölçü başlıklarının yer değiştirmesini önleyerek ölçüye doğru bir transfer sağlar.

Açık kaşık ölçü implantlar ve yumuşak dokuların pozisyonlarını yansıtmak için rijit polivinilsiloksan (A tipi) materyal ile alınır. Geçici tüm akrilik rezin protezler yapılır ve aynı gün içerisinde içinde ya da yumuşak doku kalitesine bağlı olarak bir hafta içerisinde hastaya verilir. Osseointegrasyon periyodu boyunca implantlara aşırı yüklenmeyi en aza indirmek ve aynı zamanda dayanıklılığı düşük bir materyal olan akriliğin kırıklarını minimize etmek için geçici protezin kantileverleri kısa tutulmalıdır. Okluzyonun ayarlanırken dikkatli olunmalıdır, kontaklar sadece kaninler arası mesafede olmalıdır, posteriora prematür kontak kesinlikle olmamalıdır. Kanin rehberliği diğer lateral interferensler lateral ekskürsif hareketler için belirlenir. Geçici protezler 15 Ncm ile torklanmalıdır. Hastaya geçici protez sonrası altı hafta boyunca yumuşak bir diyet önerilir [104].

İmplantın yerleştirilmesini takiben 3 ay sonra daimi restorasyonun yapımına başlanır. Üst yapı hazırlanırken titanyum ya da zirkonya alt yapı ile CAD/CAM ile dizayn edilmiş sabit protezler, CAD/CAM de dizayn edilmiş titanyum ya da zirkonya alt yapı ile akrilik veneer, metal altyapılı porselen veneerler ile sabit protezler, overdenture gibi çıkarılabilir son protez tercih edilebilir. [104] İmplant tedavisi öncesi hasta bilgilendirilirken planlanan üst yapının göreceli avantaj ve dezavantajları hasta ile mutlaka tartışılmalıdır. Çıkarılabilir protezin basit hijyen uygulamalarına izin vermesi yaşlı hastalar için daha konforlu olabilir. Çıkarılabilir protezin kenarları özellikle kemik rezorpsiyonu yüksek hastalarda yüzün dış hatlarını desteklemeye yardımcı olabileceği için daha başarılı bir çözüm olabilir [104].

All-on-four konsepti, anatomik yapılardan kaçınmaya yardımcı olması, daha uzun implantların yerleşimine olanak vermesi sebebiyle kemikten daha fazla ankraj alınabilmesi, kantileverleri kısaltması, greft ihtiyacını azaltması, erken yükleme dolayısıyla dişsizlik

süresini tedavi sonrası minimumda tutması, daha az sayıda implant kullanılması dolayısıyla maliyeti azaltması gibi avantajları göz önünde bulundurulduğunda tekniğin sıklıkla tercih edilme sebebi daha iyi anlaşılabilir [104].

### 2.5.3. Kısa dental implantlar

Kısa dental implantlar, alveol kemik yapısının uygun olmadığı durumlarda, vital anatomik yapılarla olan ilişkinin getirdiği riskleri önlemek, cerrahi travma ve ilişkili riskleri minimuma indirmek ileri cerrahi girişimlerle ilgili morbiditeyi azaltmak için kolaylaştırılmış yerleştirme sunması sebebiyle kullanıma sokulmuştur. Literatürdeki ilk tanımlar kısa implantları boyları 10 mm'nin altındakiler olarak kabul ederken günümüzde kabul edilen tanım kemik içi uzunluğunun 8 mm ve altında olduğu implantları bu kapsama almaktadır [105, 106].

Kısa dental implantların standart olanlarla kıyaslandığında daha düşük başarı oranına sahip olduğu öne sürülmüştür; fakat bilimsel olarak implant uzunluğu ile sağ kalım oranı arasında doğrusal bir ilişki belirlenememiştir. Standart boy implantların (10 mm ve daha uzun) tahmin edilebilir bir başarı göstermesi için belirli bir uzunlukta olması gerektiği belirtilmiştir bunun nedeni ise olarak fonksiyonel kuvvetlerin tüm implant yüzeyi boyunca daha iyi dağıldığı varsayımdır. Bununla birlikte bu kuvvetlerin implant çevresi krestal kemikte yoğunlaştığı gösterilmiştir. İmplant uzunluğunun kemikteki stres lokalizasyonunda implantın hatalı yerleştirilmesinde, implant bileşenleri arasındaki strese minimal etkisinin olduğu kanıtlanmıştır. Uzun implantların rijiditeleri sebebiyle mekanik komplikasyon oluşturmaya daha yatkın olduğu belirtilirken kısa dental implantların kemik içerisinde esnemeye izin vererek kuvvet kırıcı etki gösterdiği öne sürülmüştür. Bu nedenle kısa implant kullanımının implant destekli restorasyonlarda uzun dönem başarısında kapsamlı bir avantaj sağladığı görülmüştür. Yükleme bölgesindeki kemik kalitesi veya yoğunluğunun kısa dental implantların sağ kalımındaki etkisi rapor edilmiş ve posterior maksilla sık başarısızlıkların olduğu bölge olarak belirtilmiştir. Bununla birlikte yapılan çalışmalar bu bölgede tatminkar başarı oranları göstermektedir [107, 108].

Srinivasan ve arkadaşları yaptıkları derlemede, 3.5-6 mm arasında değişen çaplarda ve farklı yüzey karakteristiklerine sahip (yüzeyi kaplanmış, pörözlü ve mikropürüzlendirilmiş), farklı implant markaları (3i, Astratech, Bicon, BTI, Endopore,

Nobel, RBR, Straumann) ile yapılan makaleleri kullanmışlardır. Derlemelerinde implantları 4 ve 5 mm, 6 mm, 7 mm olarak ayırmışlardır [109].

#### 4 ve 5 mm'lik implantlar

4mm uzunluğundaki implantlar hakkında veri sunan yeni prospektif çok merkezli bir çalışma sunulmuştur. Çalışmada 100 implanttan elde edilen veri kullanılmış olup iki yılın üzerindeki bir takip periyodunda implantlarda %92.3 başarı elde edilmiştir. Randomize kontrollü çalışmanın bir pilot çalışmasında 5 mm 'lik implantlarda 1 yılın sonunda %98.3 bir sağkalım oranı gösterilmiştir. Bu çalışmada 5 mm uzunluk 6 mm çapa sahip atrofik posterior maksilla ve mandibulaya yerleştirilen 60 implantın yükleme öncesi maksillada 1 kayıp gösterdiği rapor edilmiştir. Diğer 2 çalışmada ise 5 mm uzunluğa sahip implantlarda 1-9 yıl arası takip süreleriyle %100 başarı rapor edilmiştir ancak bu çalışmalar küçük model ölçüleri nedeniyle derlemeden çıkarılmıştır [109].

#### 6 mm 'lik implantlar

Toplanan tüm çalışmalarda 639 pürüzlü yüzeye sahip implant yerleştirilmiş ve bunlardan sadece 18 i kaybedilmiştir. Başarı oranı 1- 8 yıl arasında değişen takip sürelerinde %92,2-98.5 arasında bulunmuştur. 6 mm uzunluğundaki implantların büyük çoğunluğunu straumann oluşturmakta olup yerleştirilen 594 implantın 15 i kaybedilmiştir.(SLA:302 yerleştirilen Kayıp:7, TPS: 292 yerleştirilen kayıp :8) [109].

#### 7mm'lik implantlar

758 adet pürüzlü yüzeye sahip implant tüm arklara yerleştirilmiş bunların 19 u kaybedilmiştir. 9 yıla kadar olan takip süreleriyle yapılan 9 çalışmada başarı oranları 96.2 ile 100 % arasında bulunmuştur. Deporter ve ark. 3 yıllık prospektif çalışmada 7 mm uzunluğunda pürüzlü sinterlenmiş 32 implant yerleştirilmiş ve %100 başarı rapor edilmiştir. Sohn ve ark. yaptıkları retrospektif çalışmada 9 yıllık takip sonucunda yerleştirilen 30 implantta %100 başarı rapor etmişlerdir [109].

12 çalışmada implantın yerleştirildiği lokalizasyon belirtilmiştir. 1123 kısa implant maksilla ve mandibulanın çeşitli bölgelerine yerleştirilmiştir. 297si maksillaya yerleştirilmiş 13 ü kaybedilmiştir. 826 sı mandibulaya yerleştirilmiş ve 19 u kaybedilmiştir. Çoğu

çalışma kaybın maksillada mandibulaya oranla daha fazla olduğunu göstermektedir [109]. Fugazotto ise mandibulada daha çok kayıp bildirmiştir [110].

Alveolar kemik kaybı ve sinüs pnömatizasyonu sebebiyle, dikey kemik yüksekliği, maksilla posterior bölgede özellikle uzun dönem dişsizliği takiben genellikle 10mm' den kısa kalmaktadır. 10 mm'den kısa implantların tek üye olduğu durumlarda uzun dönem başarısına dair daha fazla veri elde edilene kadar, hala yeterli miktarda ogmentasyonu takiben 10 mm veya daha uzun bir implant yerleşimi tavsiye edilmektedir. Ancak iki veya daha fazla implant yerleştirilecek ve implant destekli kronlar splintlenecek ise, 10 mm'den kısa implantların başarı oranı yüksektir.

#### **2.5.4. İmplant üzeri distal kantilever uygulaması**

Alternatif tedavi seçeneklerinden daha eski olan bir başka yöntem protetik uygulamalara dayanmaktadır. Bu yöntemde implantlar sinüs bölgesinden daha posteriora yerleştirilir ve sinüs bölgesine protetik olarak kantilever eklenir.

Yapılan çalışmalarda maksilla ve mandibulada yapılan distal kantileverlerde anatomik zorluklar nedeniyle, 7 yıllık takipte %100 başarı elde edilmiştir. Buna rağmen kantileverin meziale uygulanması başarı oranını %97,1'e düşürmüştür [75].

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

#### **2.6.1. Kuvvet analizleri**

Biyomekanik, vücuttaki sert ve yumuşak dokular ile onlara gelen kuvvetler arasındaki etkiyi içeren bir kavramdır. Diş hekimliğinde ağız içerisindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel olan bu kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içinde kullanılan dental materyallerde streslerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımlarının saptanması ve analizi ağız içinde yapılacak dental işlemlerin başarısını artırmak için yapılması gereken geliştirme çalışmalarında önemli bir aşamadır. Bu nedenle tedavi seçenekleri değerlendirilirken kullanılan materyallerin konumu yapısı dayanıklılığı tedavinin prognozunda önemli bir rol oynar. Bu kuvvetlerin simülasyonu için diş hekimliğinde çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır [2] :



- Fotoelastik yöntem
- Gerilim ölçer yöntemi
- Kırılğan vernik tekniği
- Lazer ışınli yöntem
- Holografik interferometre ile analiz yöntemi

### 2.6.2. SESA ile ilgili kavramlar

#### Kuvvet

Kuvvet, cismin hızını, yönünü ve şeklini değiştiren etki olarak tanımlandırılır. Büyüklüğü, süresi, yönü, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvettir (kgf). 1 kgf, 9,8 N'a eşittir.

$F$  (kuvvet) =  $m$  (kütle)  $\times$   $a$  (ivme) olarak formüle edilir.

#### Kütle

Kütle bir cismi meydana getiren madde miktarıdır. Bir cismin ivme kazanmaya karşı uyguladığı direnç olarak da tanımlanabilir. Bir cismin ağırlığı ise, cisim üzerindeki yerçekimi kuvvetidir. Kütle ve ağırlık karıştırılsa da, kütle yerçekiminden bağımsızdır ve cismin değişmeyen bir özelliğidir.

#### Stres (Gerilim)

Bir cismin herhangi bir kesitine dik veya paralel gelen kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunan değere stres denir ve uygulanan kuvvetle eşit şiddette ve zıt yönlüdür. Stres kavramı, malzemelerin dayanımı veya yükleme koşulları altındaki hatasını ifade etmekte kullanılmaktadır. Herhangi bir cismi deforme etmeye yönelik bir kuvvet uygulandığı zaman, bu dış kuvvet uygulamasına karşı cismin içinde bir reaksiyon meydana gelir.

Yüzeyde oluşan gerilim değerini tanımlamak için kuvvet ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekmektedir, uygulanan kuvvet ve stres, cismin yüzeyine dağılır.

Stres, aşağıdaki formülle hesaplanır;

$$\text{Stres}(\sigma) = \text{Kuvvet}(F) / \text{Alan} = N / \text{mm}^2 = \text{MPa}$$

Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden herhangi bir açıyla gelebilir. Bu etkiler çoğu zaman bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık gerilimlerin oluşmasına yol açar. Esas olarak üç temel stres tipi meydana gelmektedir

- *Gerilme stresi ( Tensile stress )*: cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismin bütünlüğünü bozmaya çalışmasıyla oluşur.
- *Sıkıştırma stresi ( compressive stress )*: cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur .
- *Makaslama stresi ( Shear stress )*: cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve ters yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur. Cismin üzerinde etkili olan kuvvetler , etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar.

### Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda cismin birim boyutunda meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak ifade edilir. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur. Elastik gerinimde, stres ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline dönmekle birlikte plastik gerinim ise geri dönülmez bir olay olup şekil değişikliği kalıcıdır.

Gerilme ve gerinim birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvettir. Gerinim ise bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür [111] .

### Elastisite (Young's) modülü

Elastisite modülü kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Tanımı gereği birim kesit alanına sahip bir malzemede birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gerekli kuvveti gösterir. Young modülü olarak da bilinir.

Young katsayısı(E); Gerilmenin, birim uzamaya bölünmesi ile elde edilir:

$$E \equiv \frac{\text{Çekme gerilmesi}}{\text{Birim şekil değiştirme}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} = \frac{FL_0}{A_0\Delta L}$$

$E$  Young katsayısı “Elastikiyet Katsayısı” (Paskal cinsinden);

$F$  Cisme uygulanan kuvvet;

$A_0$  Kuvvetin uygulandığı birim alan;

$\Delta L$  Cismin değişen uzunluğu;

$L_0$  Cismin başlangıç uzunluğu.

Elastisite modülü farklı materyaller için farklı değerler almaktadır. Katsayı değeri arttıkça cismin katlığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar [111].

### Mohr dairesi

Eğik yüzeylerdeki bileşik gerilme kuvvetlerini veren formüllerin grafiğe dökülmesidir. Alman mühendis Christian Otto Mohr tarafından ortaya konmuştur.

### Hooke kanunu

Cisimde meydana gelen uzamanın, çekme kuvveti ile orantılı olduğunu belirli sınırlar dahilinde söyleyen kanundur. Bir maddenin bozulmasının, bozulmaya sebep olan kuvvetle yaklaşık doğru orantılı olduğunu açıklar. Kuvvet ile meydana getirdiği uzama arasındaki basit lineer bağlantıdır. Bu kanuna uyan maddelere lineer elastik maddeler denir. Hooke kanunu 17. yüzyıl İngiliz fizikçisi Robert Hooke'un ardından isimlendirilmiştir.

Hooke kanununa göre;

$$\gamma = Pl / AE$$

$\gamma$ : cismin toplam uzaması

$P$ : cismi uzatan kuvvet<sup>[1]</sup><sub>SEP</sub>

$l$ : cismin uzunluğu<sup>[1]</sup><sub>SEP</sub>

$A$ : cismin kesit alanı

$E$ : cismin elastisite modülü

Cisimde meydana gelen uzama, çekme kuvveti ve cismin uzunluğu ile doğru orantılı iken, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılıdır [112].

### Lineer elastik cisim

Gerilim ile buna bağlı birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayımı ve aralarındaki ilişkinin ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da, yumuşak dokuda hesaplama hataları meydana getirir.

### İzotrop cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilim-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine ( Elastiklik Modülü ve Poisson oranı ) bağlı olarak ifade edilebilir[113] .

### Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir.

### Poisson oranı (Poisson's Ratio)

Elastik sınırlar içinde kuvvete lateral gerinimin, aksiyal gerinime oranıdır [113]. Kuvvet uygulanan materyalin enine birim uzamasının boyuna birim uzamasına oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişmektedir ve cisme has bir özelliktir. Değerin 0.5 e yakın olması suya doygunluğu gösterir. Lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması örnek verilebilir.

### Von mises stresi

Von Mises stresi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises gerilmesi hipotezi uygun bir kriterdir. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Stresi üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır.

Cisim üzerinde oluşan stres yoğunlaşmaları ve dağılımları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki ya da üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme dayanıklılığını verir. Elde edilen veriler sıklıkla renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir [111].

### 2.6.3. Sonlu eleman stres analiz yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi tüm materyallerde meydana gelen stres ve gerinimleri hesaplamada kullanılabilen matematiksel bir mühendislik metodudur. SESA'de analiz edilecek canlı veya cansız yapılar gerçeğe en yakın şekilde modellenerek matematiksel olarak ifade edilmektedir. Bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz diğer analiz yöntemleriyle kıyaslandığında daha detaylı ve gerçeğe yakın sonuçlar vermektedir. SESA yönteminde analizi yapılacak materyal sonlu sayıdaki parçalara bölünerek kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenmektedir. Bilgisayarda oluşturulan modelde, belirlenen şiddet, yön ve alandaki uygulanan kuvvete bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, stres dağılımı ve şiddetleri belirlenmektedir [114].

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değişken veya kararlı rejimli lineer, lineer olmayan durumlar için; stres analizi, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetizma analizleri yapılabilir. Bu yöntem sayesinde diğ gibi katı bir cisim incelenebildiği gibi, bir sıvı olan kan ve kanın damarlardaki akışı da modellenebilmektedir [115, 116].

SESA'da sistem idealize edilmiş ağ (mesh) ile tanımlanır. Bu yapı elemanlar, düğüm noktaları, belirleyici sınır koşullarından oluşmaktadır. Ağı oluşturan çizgilerin kesim noktaları düğüm noktaları olarak isimlendirilir. Bu ağı belirleyen çizgilerin arasında oluşan, iki veya üç boyutlu eleman sonlu elemandır.

Sınır şartları, streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Cismin durumuna göre belirlenir. Cismin sabitlendiği yeri ve kuvvetin uygulandığı bölgeyi gösterir. Analizi yapılacak cisimde kuvvetin uygulanacağı alan sınır şartları da ona göre belirlenir [117].

Elde edilen verilerden en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimi (Pmax), en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise

modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ( $P_{min}$ ) ifade eder. Ayrıca Von Mises Stres sonuçları çekilebilir materyaller için önemlidir [117].

SESA yönteminin uygulanmasındaki aşamalar sırasıyla şunlardır:

- Analizi yapılacak cismin gerçek boyut ve özelliklerine uygun şekilde 2 ya da 3 boyutlu modeli hazırlanır.
- Cismin geometrisi belirlenir; sonlu elemanlar yönteminde modeller sınırlı sayıda eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere ayrılır. Bu elemanlar belirli noktalardan birbirlerine bağlıdır ve bu noktalara düğüm 'node' denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir.
- Modeldeki yapıların materyal özelliklerine bağlı olarak değerleri (Elastisite modülü ve Poisson oranları) belirlenir.
- Sınırlandırmalar belirlenir (temel sınır [boundary] koşulları).
- Yapılacak olan yükleme kuvvetleri ve yönleri belirlenir.
- Sonlu eleman modeli yaratılır.
- Sonlu elemanlar ayrıştırılarak mesh'ler oluşturulur.
- Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.
- Elde edilen sonuçlar analiz edilir, yorumlanır [118, 119].

Sonlu elemanlar analizinde incelenen cismin geometrisine yakın modeller hazırlanması elde edilen sonuçların gerçeğe yakın olmasını sağlar. Eleman sayısının artması, bilinmeyen sayısının artmasına neden olmakla birlikte, sonuçların doğruluğunu arttırmaktadır [6].

Her elemanın iç çözümlemesinden tüm yapının çözümlemesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşılır. Analiz sonucunda elde edilen stres değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıkmaktadır ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanır. SESA yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmekte olup karşılaştırmaya imkan vermektedir [120].

#### 2.6.4. SESA yönteminin avantajları

- Değişkenlerle kolaylıkla oynanabilir, insan materyaline ihtiyaç duyulmaz, birebir aynı koşullar sağlanabilir.
- Değişik materyal ve geometrik özellikleri bulunan cisimler kolaylıkla incelenebilir.
- Sınır şartları kolaylıkla uygulanabilir ve yöntem çok yönlüdür bu sayede karmaşık yapılarda sebep sonuç ilişkileri etkin bir şekilde ortaya çıkarılabilir.
- Girişimsel değildir.
- Hataların telafisi kolaydır kolaylıkla tekrar edilebilir.
- Pek çok yönleme göre zaman tasarrufu sağlar [121].

#### 2.6.5. SESA yönteminin dezavantajları

- Analiz için kullanılan bilgisayar programları ve bu programın kullanılabileceği bilgisayar donanımları oldukça pahalıdır
- Modellemesi yapılan materyaller ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır, araştırmalar arasında farklılıklar olması karşılaştırma yapmayı zorlaştırır.
- Analizin yapılabilmesi için uzman kişilere ihtiyaç duyulur.
- Bu programlarda sık sık güncelleme yapmak gerekmektedir[122].

#### 2.6.6. Sonlu elemanlar analizlerinde elemanlar ve çeşitleri

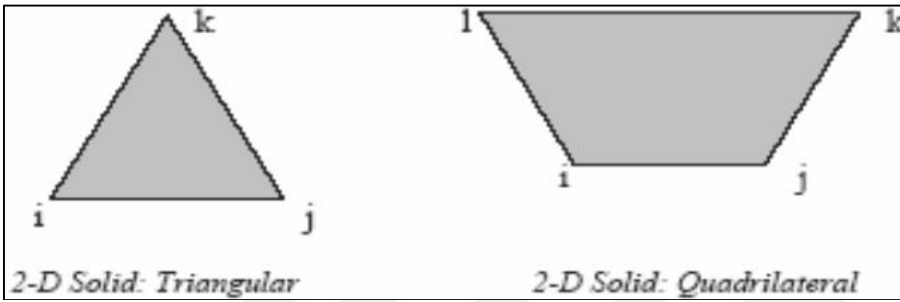
Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizleri yapabilmek için küçük elemanlara bölünür. Ana yapının geometrisi ile bu elemanlar özdeşdir. Ana yapının bütün bölgelerinde belirlenen mekanik özellikleri gösterir. Sonlu elemanlar analizinde, hatasız sonuçlar bulabilmek için eleman boyutları mümkün olduğunca küçük, hesaplamaların da bilgisayar tarafından yapılabilmesi için eleman sayısının optimum düzeyde seçilmesi gerekir. Günümüzde sonlu elemanlar analizinde, yapısal modelin elemanlara bölünmesine 'Ağ yapısı oluşturulması' adı verilmektedir [43].

*Çizgisel elemanlar (Line Elements):* Düğüm noktasından oluşurlar. Bu elemanlar uçucu eklenebilir ve daha çok düğüm noktasından oluşabilirler.



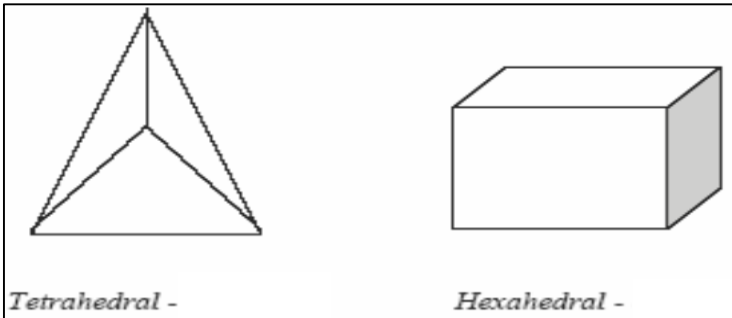
Şekil 2.8. Çizgisel eleman tipleri

*İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements):* Yassı yüzeyden oluşan geometriye sahiptirler. Bunların kalınlıkları sabittir ve yüzey elemanlarıdır. Genelde eşkenar yamuk veya üçgen şeklinde olup, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşurlar.



Şekil 2.9. İki boyutlu eleman tipleri

*Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements):* Bu elemanlar temel olarak 4 yüzeyli veya 6 yüzeyli şekillerdedir.



Şekil 2.10. Üç boyutlu eleman tipleri

### 2.6.7. SESA yönteminde çözüm tekniği

Sonlu elemanlar analizi üç aşamadan oluşur:

1. Hazırlık (Pre-processing) Safhası
2. Çözüm (Analiz) Safhası
3. İşlem Sonu Düzenleme (Post-processing) Safhası



### Hazırlık safhası

Bu aşamada ilk olarak yapı modellenir, daha sonra bilgisayara aktarılır. Modeli oluşturan elemanlar, ağ modeli (mesh) oluşturur.

Analizi yapılacak cisim taranır ve bilgisayar programları yardımıyla modellenir. Daha sonra elemanlara bölünebilmesi için ağ yapısı oluşturulur. Oluşturulan model yapı elemanlara ayrılır. Böylece elemanların ve düğüm noktalarının koordinatları oluşturulur. Elde edilen bu modele 'Matematiksel Model' adı verilir.

Her bir eleman , mekanik özellik ve karakter açısından ana yapıyı taklit eder. Yapının eleman sayısı ile kompleksliği doğru orantılıdır. Duyarlı analiz yapılabilmesi için, her eleman için ayrı kuvvet dağılımı bulunacağından, eleman sayısı mümkün olduğunca artırılmalıdır [6, 123, 124].

### Çözüm (analiz) safhası

Analiz safhasında, bilgisayarda elde edilen her elemanın yükleme koşulları ve mekanik özellikleri tanımlanır. Modeldeki her eleman ana yapının özelliklerini taşır. Bu nedenle her bir elemanın yükleme altındaki tepkisi ana yapıyı taklit eder. Daha sonra yapılan çözümler, sapmalar içinde yapılır ve elde edilen veriler stres, gerilim ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Son olarak da elde edilen bu veriler grafik ve tablo oluşturmak için kullanılır[6, 123, 124].

### İşlem sonu düzenleme safhası

Analizin son safhasıdır. Çözüm safhasında elde edilen verilerin çözümlendiği aşamadır. Bir önceki aşamada elde edilen veriler sayısal ve teorik değerler şeklinde grafik ve tablo halindedir. Verileri bu şekilde yorumlamak zor olacaktır. Değerlendirmenin kolayca yapılabilmesi için, bilgisayar ortamında, streslerin dağılımı, yapının kuvvetler altındaki şekilsel sapması ve farklı verilerle ilgi animasyonlar elde edilir. Analiz sonucunda elde edilen negatif değerler sıkışma tipi stresleri ifade ederken, pozitif değerler gerilme tipi stresleri ifade etmektedir [6, 123, 124].

Uygulanan kuvvetler sonucunda iki tip stres elde edilir. Bunlar:

1. Normal stresler
2. Kesme tipi stresler

Kuvvet tipleri ve etkileri;

- *Sıkışma tipi kuvvetler*, kütleleri birbirine doğru iter. Bu kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde daha sıkı bir ilişki olmasına neden olur.
- *Germe tipi kuvvetler*, kütleleri birbirinden uzaklaştırır.
- *Kesme tipi kuvvetler*, ise makaslama tipi kuvvetlerdir. Germe ve kesme kuvvetleri implant-kemik arayüzeyinde yıkıcı kuvvet oluştururlar[125, 126].

Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bir eleman bu durumda olduğunda, normal streslere 'Principle Stres (Asal Stres)' denir.

Asal stres;

- Maksimum asal stres= $p_{max}$ : En yüksek gerilme stresidir. Pozitif değerdir.
- Ara asal stres: Ara değerleri ifade eden strestir.
- Minimum asal stres= $p_{min}$ : En yüksek sıkışma stresidir. Negatif değerdir[125, 126].



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada kullanılan modeller, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı hasta arşivinin 2015 yılı kayıtlarından alınan bilgisayarlı tomografi (BT) verilerinin özel bilgisayar programları yardımıyla modellere dönüştürülmesiyle oluşturulmuştur.

Çalışmada, uygun tedavi planlaması yapılan olgulara ait bilgisayarlı tomografi verileri kullanılarak, tam dişsiz üst çene, zigomatik kemik, pnömatize maksiller sinüs, greft uygulanmış maksiller sinüs, zigomatik ve dental implantlar, protetik üst yapıları modellenmiştir. Greft materyali olarak eski çalışmalarda kullanılan veriler referans alınmıştır.

Çalışmamızda Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) yöntemi kullanılmıştır.

#### 3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi

Çalışmamızda implant modellerini oluşturmak üzere, biri dental biri zigoma olmak üzere iki farklı implant sistemi seçilmiş (Nobel Replace Implant Sistemi, – Nobel Biocare AB Box 5190, 402 26 Vastra Hamngatan 1,411 17 Göteborg SWEDEN) ve (Brånemark System Zygoma Ti Unite, Nobel Biocare AB Box 5190, 402 26 Vastra Hamngatan 1,411 17 Göteborg SWEDEN) aynı firma tarafından üretilen üç çeşit abutment kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan implantlar bir tanesi hariç tümü, ilgili markaya ait implant sisteminde de kullanılmakta olan 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda olan implanttır. Zigoma implantı olarak ise external hex bağlantıya sahip olan 50 mm uzunluğunda 4.4 mm çapında Brånemark System Zygoma TiUnite RP 50 mm senaryoda implantın yiv özellikleri ve boyut özellikleri korunarak bağlantı tipi internal bağlantıya dönüştürülerek firmanın sisteminde bulunmayan bir implant oluşturulmuştur ve buna uygun olarak firma sisteminde bulunmayan abutment implant bağlantısına uygun olarak modellenmiştir.

İmplantlar ve abutmentlar “Nextengine 3D tarayıcısı” (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd, Ninth Flour Santa Monica, California 90401) ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmış olup stereolitografik 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 boy ve çap özellikleri aşağıdaki gibidir.

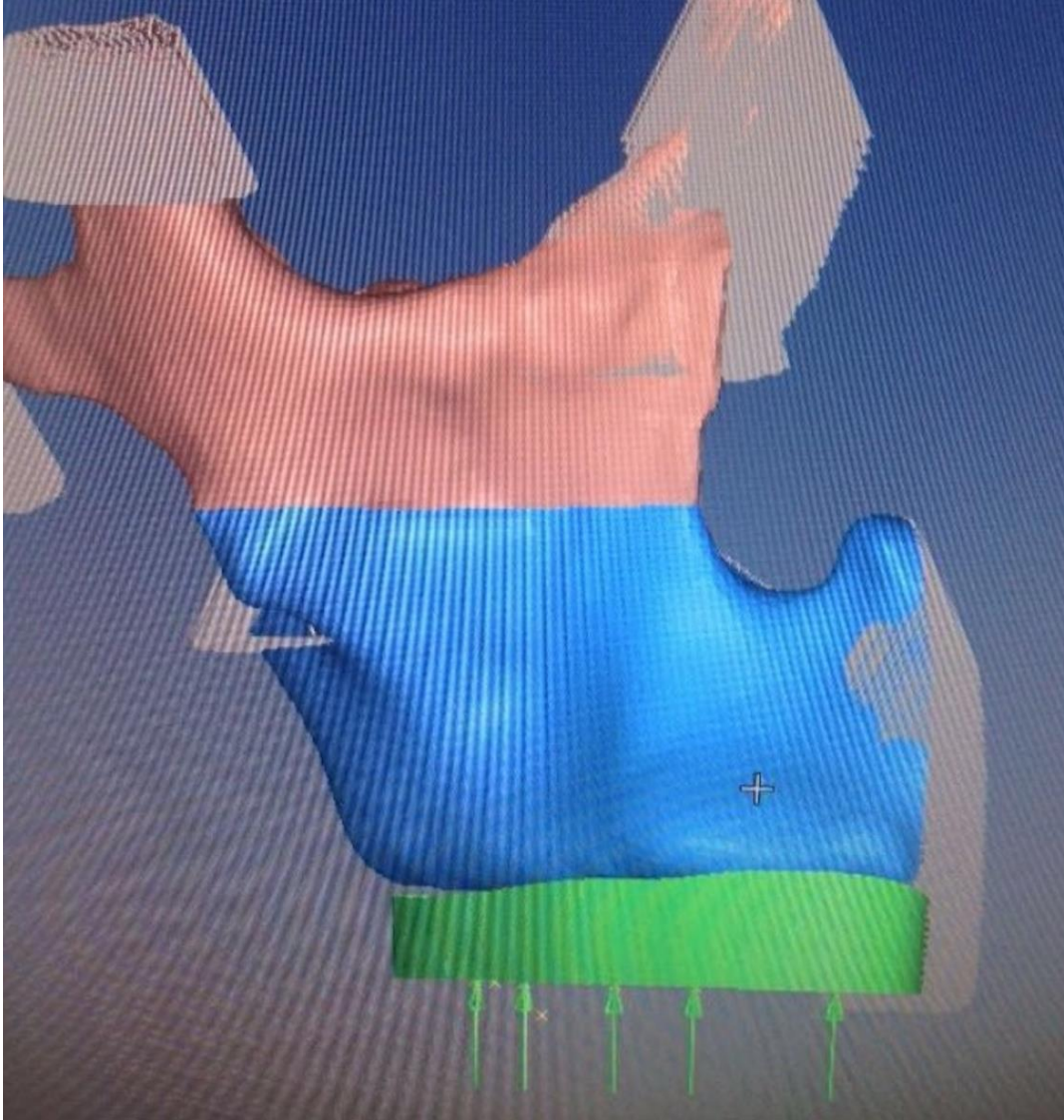
- Nobel Replace Implant Sisteminde yer alan 5 mm çap ve 10 mm uzunluğundaki implant,
- Brånemark System Zygoma TiUnite RP boyutu ve yiv ve materyal özellikleri temel alınarak bağlantı sistemi internal olarak bilgisayar ortamında oluşturulan 4.4 mm çap ve 50 mm uzunluğundaki implant

Bu çalışmada tam dişsiz üst çenede ark özellikleri göz önünde bulundurularak abutmentların üzerine maksilla birinci molar dişin distalinde kantilever şeklinde sona eren Ujigawa ver ark.'nın yaptığı çalışma baz alınarak modelleme yapılmıştır[130] .

Bilgisayarlı tomografi verilerinden elde edilen maksilla ve zigoma modelinde 'Rhinceros 3D 5.0'' ( 3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA ) yazılımı kullanılarak krestal kortikal kemik, spongiöz kemik ve sinüs kortikal kemik tabakaları, zigomatik kemik modellenmiştir.

2 numara ve 5 numaralı implantların vertikal yerleştirildiği modelde, 5 numaralı implantın maksiller sinüs boşluğunda kalan kısmı sinüs kortikal kemiğinin iç duvarıyla sınırlı Rhinceros 5.0 yazılımında doldurulmuştur. İmplant yüzeylerinin tamamı greftle kaplanmış (complete peri-implant packing technic) ve uzaysal olarak doğru koordinatlara yerleştirilerek kemik dokuya ait sistem elemanları ile birleştirilmiştir.

Benzer çalışmalar incelenmiş olup, her modelde dış(krestal) kortikal kemik kalınlığı 1 mm spongiöz kemik 0.5 mm iç kortikal kemik kalınlığı 0.5 mm olmak üzere 2 mm rezidüel kret yüksekliği belirlenmiştir[34, 127] .



Şekil 3.1. Protetik üst yapının modellenmesi

### 3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başvuran, implant destekli sabit protez tedavisi planlanmış ve ayrıntılı teşhis-tedavi planlaması amacıyla konik ışınli BT (CBCT 'NewTom® 9000' ) incelemesi yapılmış hasta kayıtları bu çalışmada kullanılmıştır. Bu kayıtlar arasından bu araştırmanın içeriğiyle uyum sağlayabilecek maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüs sarkması sebebiyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan vakalardan biri rastgele 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 aktarılmış ve modellemelerin yapımında kullanılacak bilgisayar sistemine taşınmıştır.

Modellemelerin ve SESA analizlerinin yapılabilmesi için, Intel Core ® i7 CPU 3,40 GHz işlemci, 1 TB Hard Disk, 8.00 GB DDR3-RAM donanımına sahip ve Windows 10 PRO işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır.

Bilgisayarlı tomografi kesitlerinin modele dönüştürülmesi Marc 2014 (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 tipte ve açıldaki implantlar ve implantlarla uyumlu protetik üst yapılara sahip altı ayrı model elde edilmiştir.

5 modelde de maksiller sinüs rezidüel kemik yüksekliği 2 mm olarak oluşturulmuştur.

Tüm modellerde zigomatik implant hariç 1, 2, 3, 5 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar aynı çap ve boyda olup, tüm şartlar her modelde bu konumlardaki implantlar için eşit olarak oluşturulmuştur.

Çalışmamızda kullandığımız 5 model sırasıyla şu şekildedir.

*Model 1;* İlk modelimizde 4.4 mm çapında 50 mm uzunluğunda Branemark System Zygoma TiU eksternal hex bağlantıya sahip implant kullanılmış ve internal heks sisteme göre değiştirilerek modifiye edilmiştir. Apeks kısmı 10 mm kadar zigomatik kemiğin içerisinde olup boyun bölgesi 5 mm maksiller kemik içerisinde. Boyun bölgesi ikinci premolar diş bölgesine gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Zygoma implantıyla beraber 1 ve 3 numaralı dişler bölgesine 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda iki implant yerleştirilmiştir.

*Model 2;* İkinci modelde 4.4 mmm çapında 50 mm uzunluğunda Branemark System Zygoma TiU eksternal hex bağlantıya sahip bir implant, internal heks sisteme göre değiştirilerek modifiye edilmiştir. Apeks kısmı 10 mm kadar zigomatik kemiğin, boyun bölgesi 3 mm maksiller kemiğin içerisinde. Boyun bölgesi ikinci premolar diş bölgesine

gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Zigoma implantıyla beraber sadece 2 numaralı diş bölgesine 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda tek implant yerleştirilmiştir.

*Model 3;* Oluşturulan üçüncü modelimizde 2. Premolar diş bölgesine vertikal konumda uygulanan implantın sinüs içerisinde kalan bölgesine greft uygulaması yapılarak 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. 2 numara bölgesine aynı çap ve uzunlukta vertikal konumda implant yerleştirilmiştir.

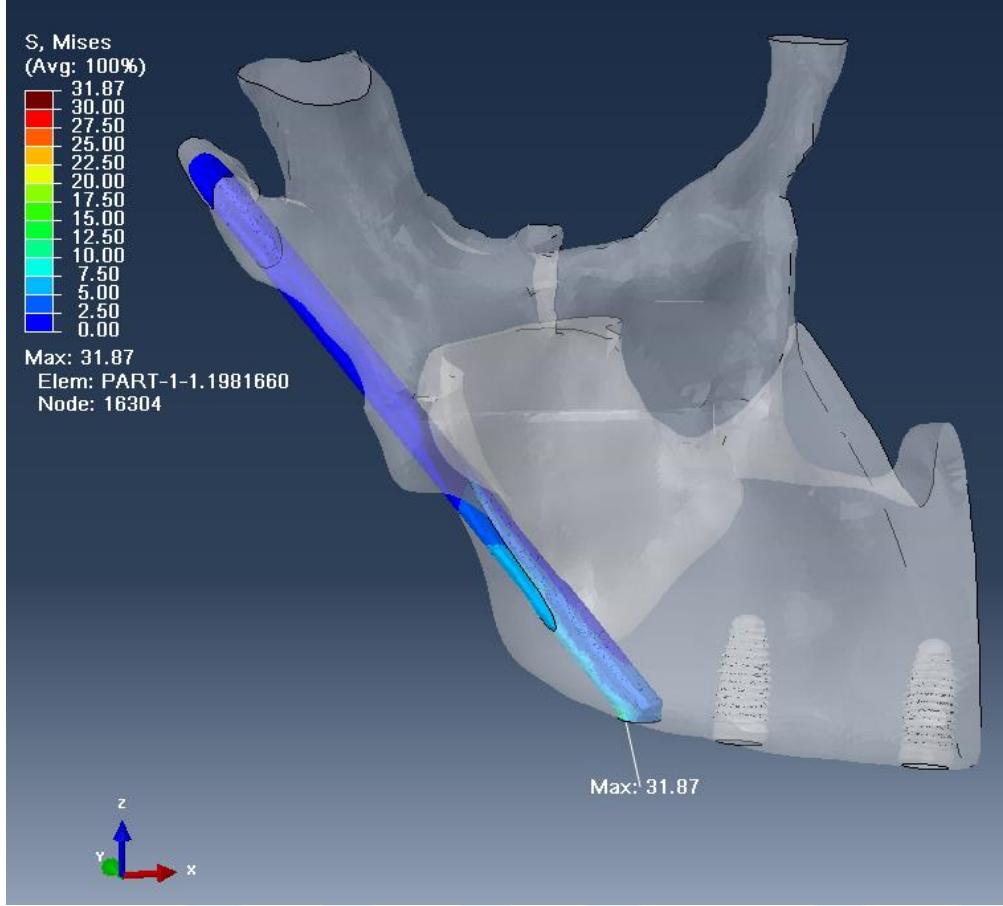
*Model 4;* Dördüncü modelde ise üçüncü modeldeki gibi 2 numara bölgesine aynı şartlarda implant yerleştirilmiş olup, 2. Premolar bölgesindeki implant lift işleminden kaçınmak için 30 derece açıyla yerleştirilmiş olup üzerinde açılı abutment uygulanmıştır.

*Model 5;* Son modelde üçüncü dördüncü modelde olduğu gibi 2 numara bölgesine aynı şartlarda implant yerleştirilmiş olup, implant bu sefer 45 derece açıyla yerleştirilmiş ve üzerine açılı abutment uygulanmıştır. Bu modeli ekleme sebebimiz sinüs pnömatizasyonun ileri derecede olduğu durumlarda 30 derece eğimin sinüsten kaçınmak için yeterli olmadığı durumlarda açığı arttırmanın yarattığı stres farkını incelemek, tedavi seçeneklerini arttırmak ve olabildiğince minimal cerrahi işlemle tedaviyi tamamlamaktır.

### **3.2.1. Model 1**

Model 1'de 4.4 mmm çapında 50 mm uzunluğunda Branemark System Zygoma TiU eksternal heks bağlantıya sahip implantı, internal heks sisteme göre değiştirilerek modifiye edilmiştir. Apeks kısmı 10 mm kadar zigomatik kemiğin içerisinde olup boyun bölgesi 3 mm maksiller kemik içerisinde dir. Boyun bölgesi ikinci premolar diş bölgesine gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Zigoma implantıyla beraber 1 ve 3 numaralı dişler bölgesine 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda iki implant yerleştirilmiştir. Üç implantın üzerine yerleştirilen abutmenlere santral dişle 1. Molar dişi de kapsayacak şekilde protetik üst yapı uygulanmıştır.

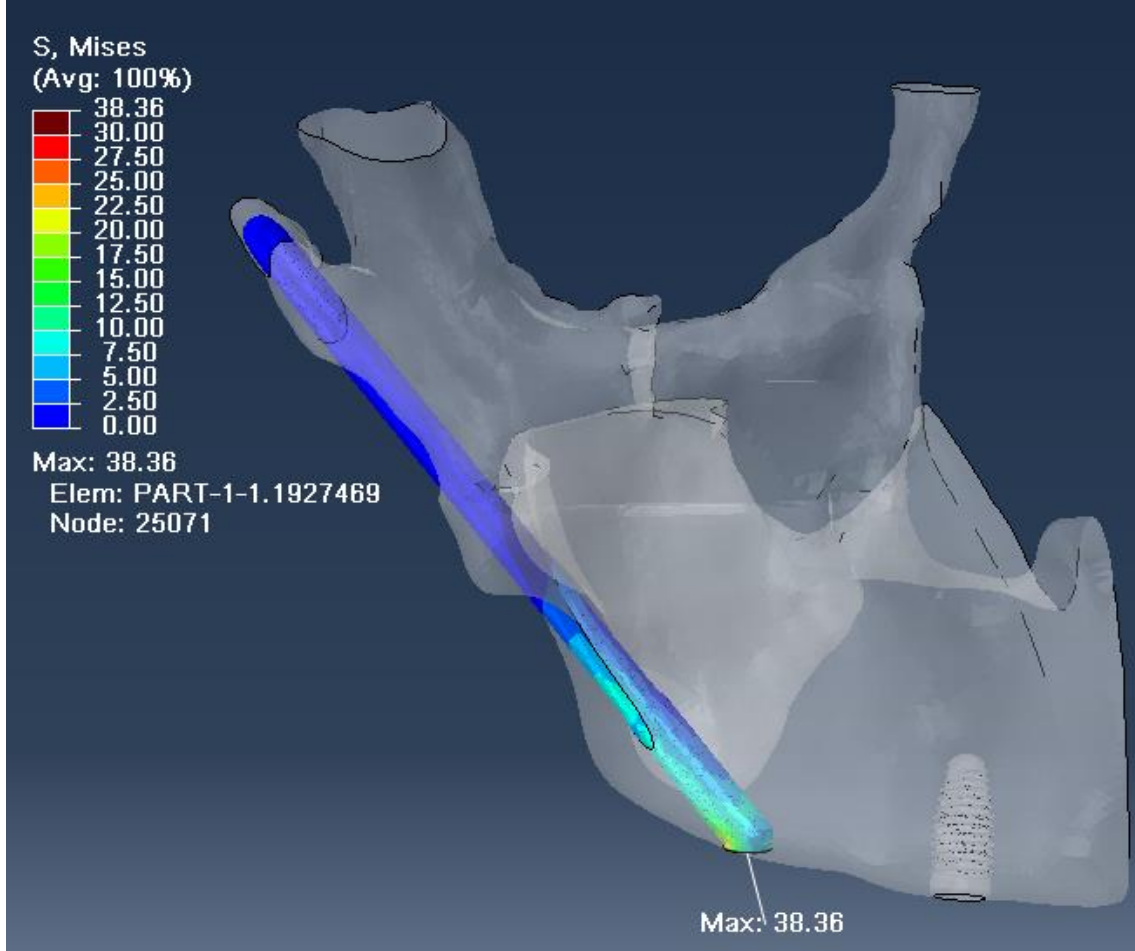




Şekil 3.2. Model 1

### 3.2.2. Model 2

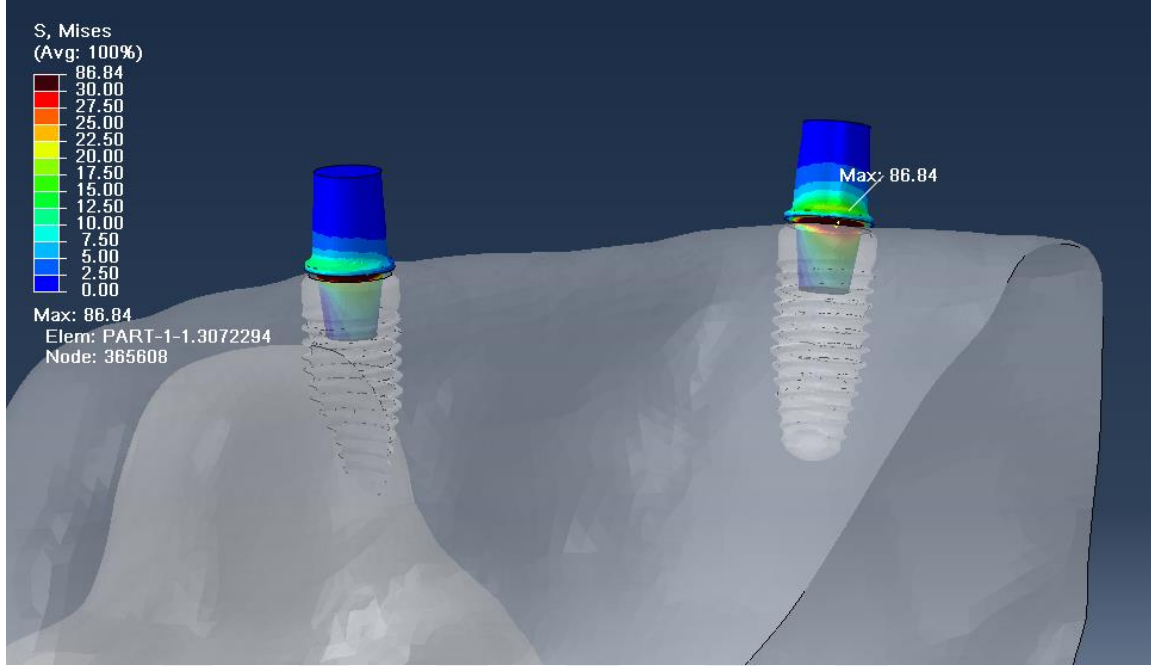
Model 2’de 4.4 mm çapında 50 mm uzunluğunda Branemark System Zygoma TiU eksternal heks bağlantıya sahip implantı, internal heks sisteme göre değiştirilerek modifiye edilmiştir. Apeks kısmı 10 mm kadar zigomatik kemiğin, boyun bölgesi 3 mm maksiller kemiğin içerisinde yer almaktadır. Boyun bölgesi ikinci premolar diş bölgesine gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Zygoma implantıyla beraber sadece 2 numaralı diş bölgesine 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda tek implant yerleştirilmiştir. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlere santral dişle 1. Molar dişi de kapsayacak şekilde protetik üst yapı uygulanmıştır.



Şekil 3.3. Model 2

### 3.2.3. Model 3

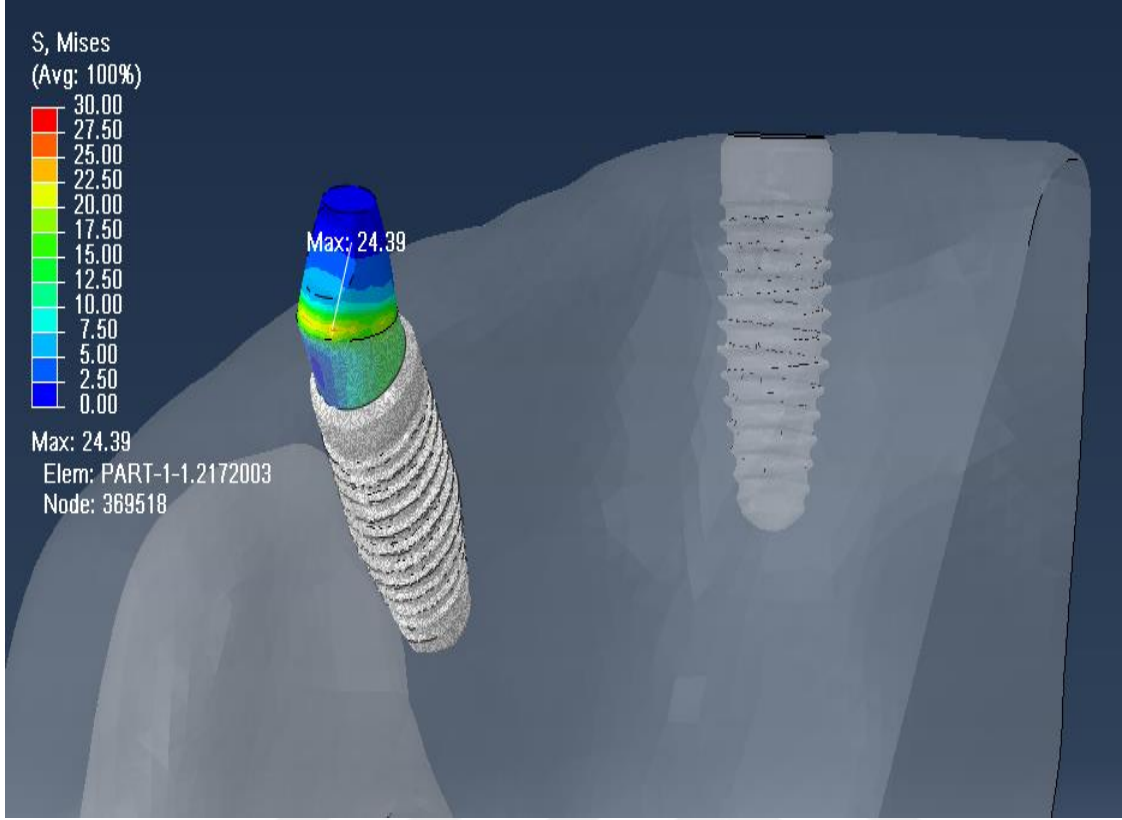
Model 3 'de 2. Premolar diş bölgesine vertikal konumda uygulanan implantın sinüs içerisinde kalan bölgesine lateral STY işlemi için greft uygulaması yapılarak 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiştir. 2 numaralı diş bölgesine 5 mm çap ve 10 mm uzunluğunda implant vertikal konumda yerleştirilmiştir. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlere santral dişle 1. Molar dişi de kapsayacak şekilde protetik üst yapı uygulanmıştır.



Şekil 3.4. Model 3

### 3.2.4. Model 4

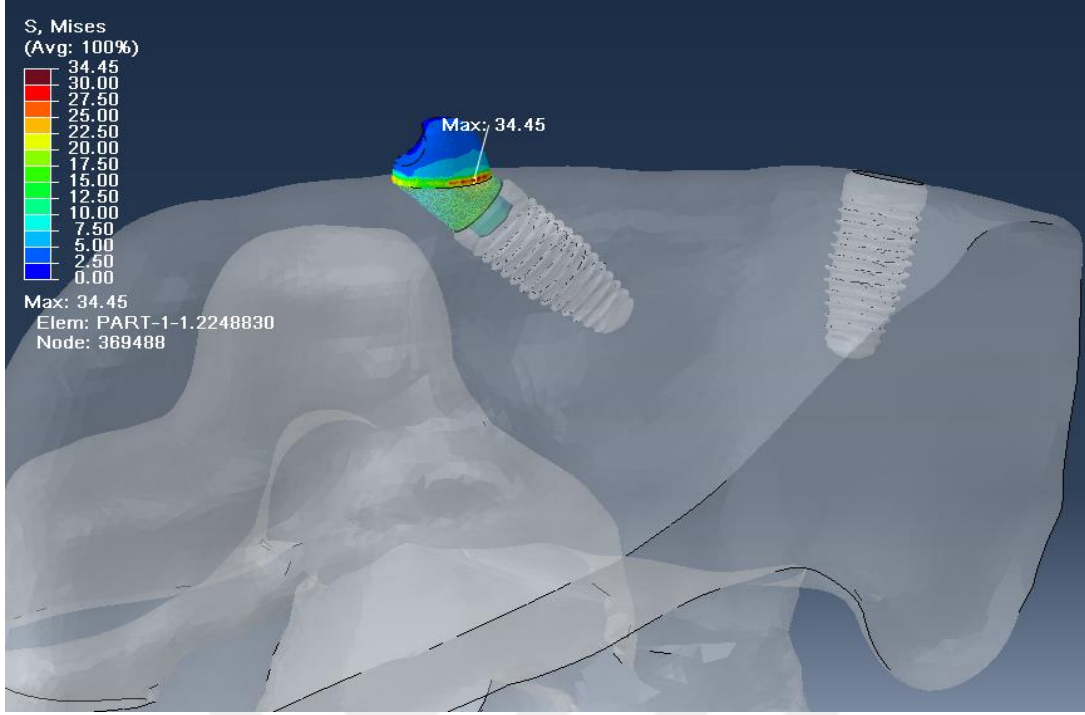
Model 4'de 2 numaralı diş bölgesine 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiş olup, 2. Premolar bölgesindeki implant lift işleminden kaçınmak için 30 derece açıyla yerleştirilmiş olup üzerinde açılı abutment uygulanmıştır. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlere üzerine santral dişle 1. Molar dişi de kapsayacak şekilde protetik üst yapı uygulanmıştır.



Şekil 3.5. Model 4

### 3.2.5. Model 5

Model 5'de 2 numaralı diş bölgesine 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmiş olup, 2. Premolar bölgesindeki 5 mm çapında 10 mm uzunluğundaki implant lift işleminden kaçınmak için 45 derece açıyla yerleştirilmiş olup üzerinde açılı abutment uygulanmıştır. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlere üzerine santral dişle 1. Molar dişi de kapsayacak şekilde protetik üst yapı uygulanmıştır.



Şekil 3.6. Model 5 (45 derece açılı implant uygulanmış grup)

### 3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Modellerin geometrik yüzeyleri "mesh" adı verilen küçük basit parçalara ayrılarak matematiksel modeller oluşturulmuştur [125]. Mesh uygulamasını takiben dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar tekrar gözden geçirilmiş olup, bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılmak suretiyle düzenli hale getirilmiştir.

Eleman sayısı fazla tutularak çalışmanın gereceğe yakın sonuçlar vermesi amaçlanmıştır. Düğüm noktaları her bir modelde homojen olarak dağıtılmış olup tetrahedral solid elemanlar kullanılan matematiksel modeller oluşturulmuştur. Tetrahedral solid elemanlar dört düğüm noktasına sahiptir.

### 3.4. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemeler tamamlandıktan sonra SESA programlarının çalışabilmesi ve sonuçların doğru elde edilebilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gereklidir. Bu çalışmanın sistem elemanları, maksiller kemik dokusu, zigomatik kemik dokusu, implantlar, greft materyali, abutment ve protetik üst yapılardır.

Yaptığımız çalışmada, trabeküler kemikle kortikal kemiğin kendi iç özelliklerine uyumlu olarak yük aktarımı yaptıkları, greft materyalinin olgunlaşmasını tamamladığı ve optimum sertliğe ulaştığı varsayılmıştır. Zigomatik implantların apikal bölgede zigomatik kemikle, koronal kısımda maksiller kemikle, dental implantların da maksiller kemik ve greft uygulanan grupta greft materyali ile %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. İmplantların destek dokular ve abutmentler ile, abutmentlerin da implant üzeri protezler ile olan bağlantısı kesintisiz iletim olacak şekilde tasarlanmıştır[92, 93, 128].

Çalışmada implant üzeri protetik üst yapının abutmentlere simante olduğu varsayılmış, siman tabakasının inceliği ve malzeme değerinin düşüklüğü sebebiyle analize etkisinin minimum olacağı düşünülerek ihmal edilmiştir. Siman aralığı temas yüzeyi olarak tarif edilmiştir.

Maksillaya yerleştirilen implantların tümünde boyun bölgesinde vestibül ve lingualinde 1.5 mm kemik kalınlığı oluşturulmuştur. Zigomatik implantın apeksi 10 mm zigomatik kemiğin içersindedir, apeksin etrafında 1,5 mm lik kemik kalınlığı oluşturulmuştur.

### **3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları**

Oluşturulan model üç boyutlu uzayda serbest olarak bulunmaktadır. Boşlukta duran modelin analizinin yapılabilmesi için sınırlarının tanımlanması ve belirli noktalardan mesnetlenmesi gerekmektedir. SESA kullanılarak yapılan çalışmalarda modellerin desteklenmesi amacıyla en az iki düzlemden sabitlenmesi gerekmektedir. Bu düzlemler analiz yapılacak bölgelere göre uzak noktalardan geçmelidir. Düzlemlerin uzak noktalardan geçmediği durumlarda oluşan stresler destek düzlemlere aktarılarak sonuçların yanlış yorumlanmasına neden olabilir. Sınırlamaların doğru yapılması durumunda problem tanımlanan bölge içerisinde kolaylıkla çözümlenebilir [129].

Çalışmamızda, bu amaçla 1 numaralı dişin mezialinden yani maksilla orta hattından geçen sagittal bir düzlem ve zygomatikofrontal sutur hizasında horizontal diğer bir düzlem oluşturularak sistem sınırlandırılmıştır.

### 3.6. Materyal Özellikleri

Çalışmada kullandığımız materyallerin tamamı homojen, izotropik ve lineer olarak tanımlanmıştır. Kemik yapının modellenmesinde Geng ve ark.[114] yaptıkları çalışmadaki değerler baz alınmıştır. Eski çalışmalar göz önünde bulundurularak zigoma kortikal ağırlıklı olarak modellenmiştir [95, 130]. Sentetik alloplastik kemik grefti, greft materyali olarak simüle edilmiştir. Protetik üst yapının metal altyapısı olarak Nikel-krom(Ni/Cr), üst yapı porseleni olarak konvansiyonel feldspatik porselen tercih edilmiştir. Nikel- krom günümüzde metal destekli protezlerde en sık kullanılan alaşım çeşitidir.

Yumuşak dokuların elastisite modülü ve poisson oranının oldukça düşük değerlere sahip olması sebebiyle stres analizlerinde mukoza modeli kullanılmamıştır.

Çizelge 3.1. Materyal özellikleri

	Elastik Katsayısı	Poisson Oranı	
Titanyum	110	0,35	
Ti-6Al-4V	110	0,3	
Kortikal Kemik	14,7	0,3	
Trabeküler Kemik	1,37	0,3	
Mature olmuş greft	3,4	0,3	

### 3.7. Yükleme Koşulları

Modellerin tamamında vertikal yükleme protetik üst yapı üzerinde bu yapıya paralel olacak şekilde dağıtılmış toplamda 150 N olacak şekilde uygulanmıştır.

Modellerin tamamında lateral yükleme protetik üst yapının molar ve premolar bölgede palatal yüzeyden 50 N olacak şekilde uygulanmıştır.

Lateral ve vertikal yüklemelerde masseter kasının zigomatik arka tutunduğu bölgeden sabit olarak 300 N'luk kuvvet uygulanmıştır.

### 3.8. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi

SESA yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada verilerin değerlendirilmesi yapılırken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınmıştır. Asal gerilim değerleri kemik, greft materyalleri ve porselen gibi kırılğan yapılar için önem taşımaktadır. Bu

verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim( $P_{max}$ ) modelde oluşan gerilme tipi stresi, en düşük asal gerilim( $P_{min}$ ) ise modelde oluşan sıkışma tipi stresi ifade etmektedir[34, 131].

Çalışmada analizlerin yapılabilmesi için Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) programından yararlanılmıştır.

Analizler sonunda ortaya çıkan bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilmiştir. SESA’da elde edilen veriler değişken olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bulguların istatistiksel analizi yapılmamıştır. Stres değerleri, renk ve miktar skalaları ile gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlar daha sonra karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.





## 4. BULGULAR

Çalışmamızda; üç boyutlu modeller üzerinde yapılan sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda, spongiöz kemik ve kortikal kemik gibi implant-destek doku ara yüzeylerinde oluşan sıkışma ve gerilme stresi bulguları oluşturulan grafiklerle ve tablolarla karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmanın sonuçları her grup için aynı yükleme koşulu altında yapılmıştır. Her implantın çevre dokularında oluşan stres ve gerilmeleri gösterecek şekilde yüklemeler uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresleri karşılaştırmak için 5 ayrı model oluşturulmuştur. Bu modellere ait stres değerleri, tablolar ve renkli dağılım skalaları kullanılarak gösterilmiştir. Gerilme ve sıkışma stresleri kortikal kemikte ve spongiöz kemikte ölçülüp, Pmin ve Pmax değerleri grafiklerle karşılaştırılmıştır.

### 4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

#### 4.1.1. Model 1 ( 1 ve 3 numara dental implant 5 numara zigoma implant uygulanmış grup)

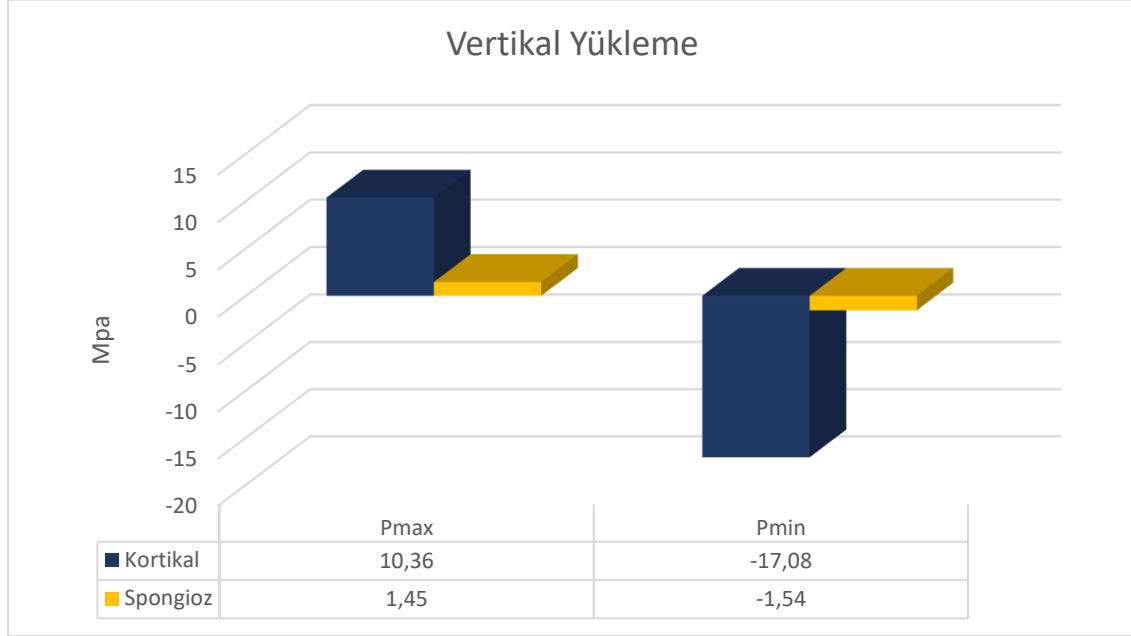
1. grupta, diğer gruplarla aynı şekilde masseter kasının zigomatik arka tutunduğu noktadan 300 N kuvvet uygulanmıştır.

Modellerde uygulanan tek parça protetik üst yapıya dağıtılmış kuvvet uygulanmıştır. Vertikal kuvvet 150 N değerinde okluzal yüzeyden, lateral kuvvet ise 50 N değerinde olup palatal yüzeyden uygulanmıştır.

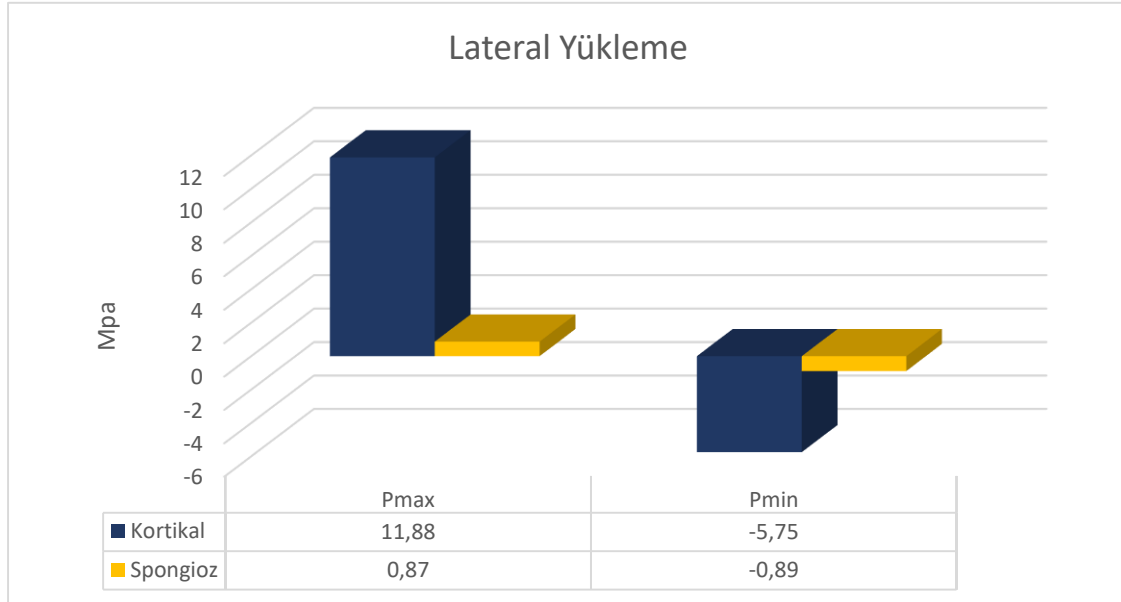
1. grupta kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki dokularda oluşan sıkışma ve gerilme tipi streslerin Pmax ve Pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

*Vertikal yükleme:* Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte oluşan Pmax değeri 1,45 Mpa, kortikal kemikte ise 10,36 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi streslere bakıldığında spongiöz kemikte oluşan Pmin değeri -1,54 Mpa, kortikal kemikte ise -17,08 Mpa olarak ölçülmüştür.

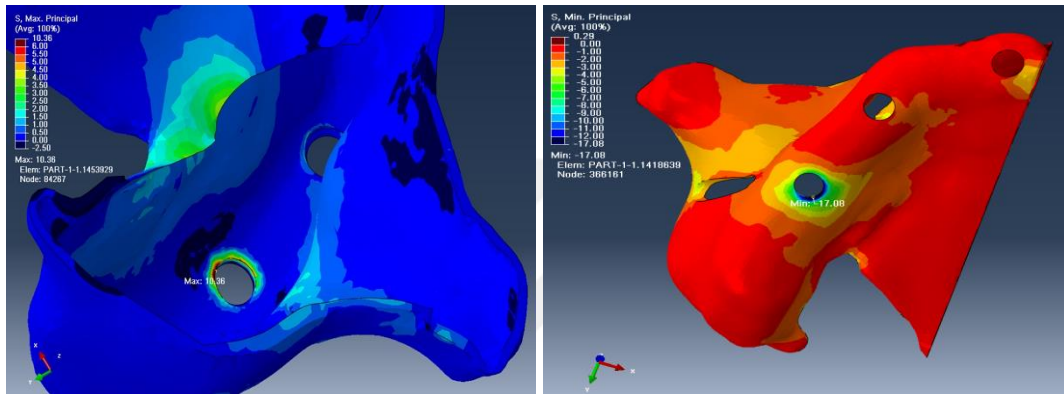
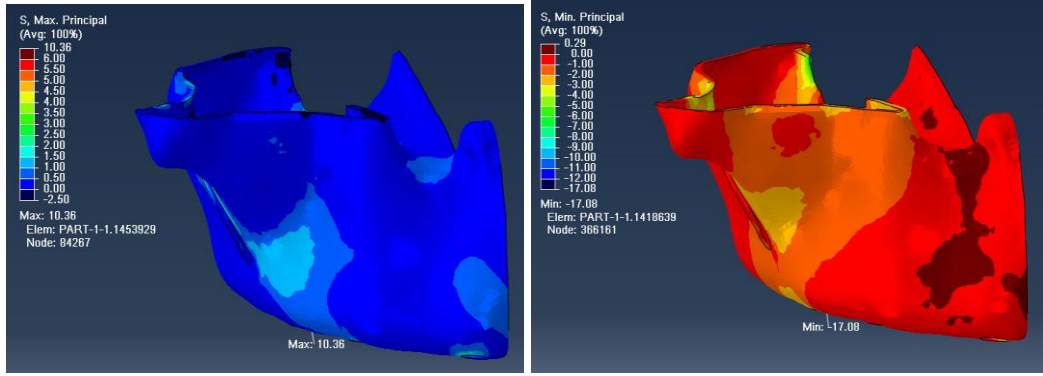
*Lateral yükleme:* Lateral yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte oluşan Pmax değeri 0,87 Mpa, kortikal kemikte ise 11,88 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi streslere bakıldığında spongiöz kemikte oluşan Pmin değeri -0,89 Mpa, kortikal kemikte ise -5,75 Mpa olarak ölçülmüştür.



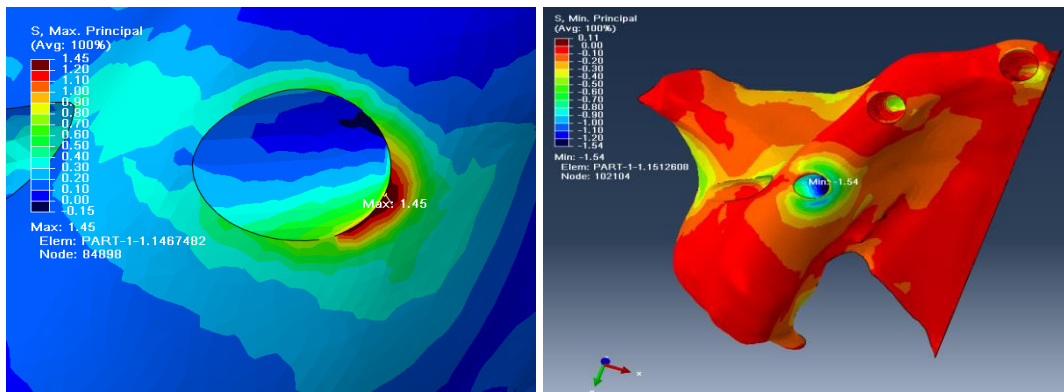
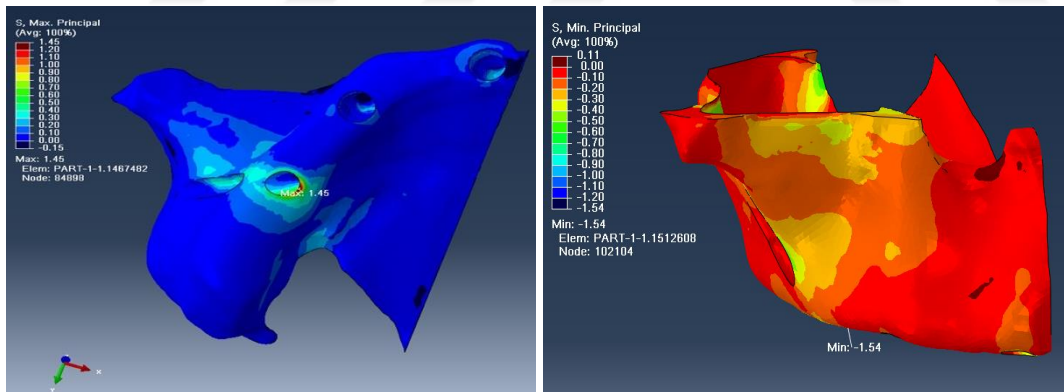
Şekil 4.1. Model 1’de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



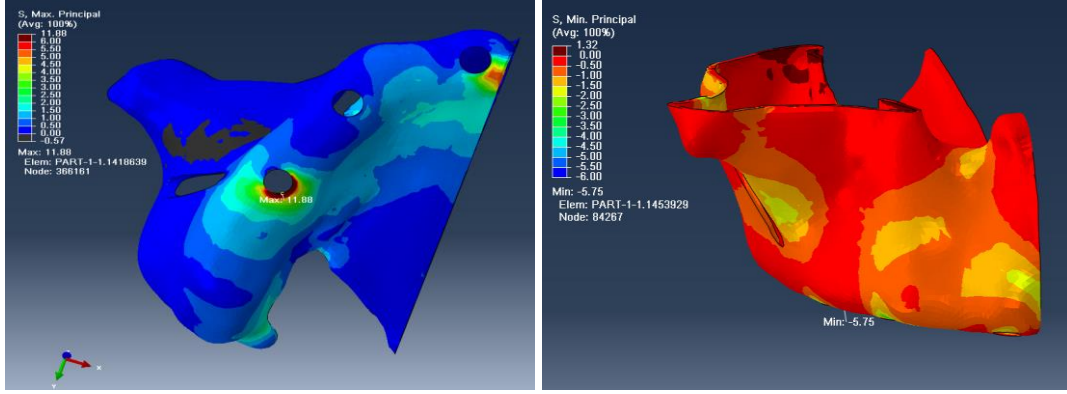
Şekil 4.2. Model 1’de lateral yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



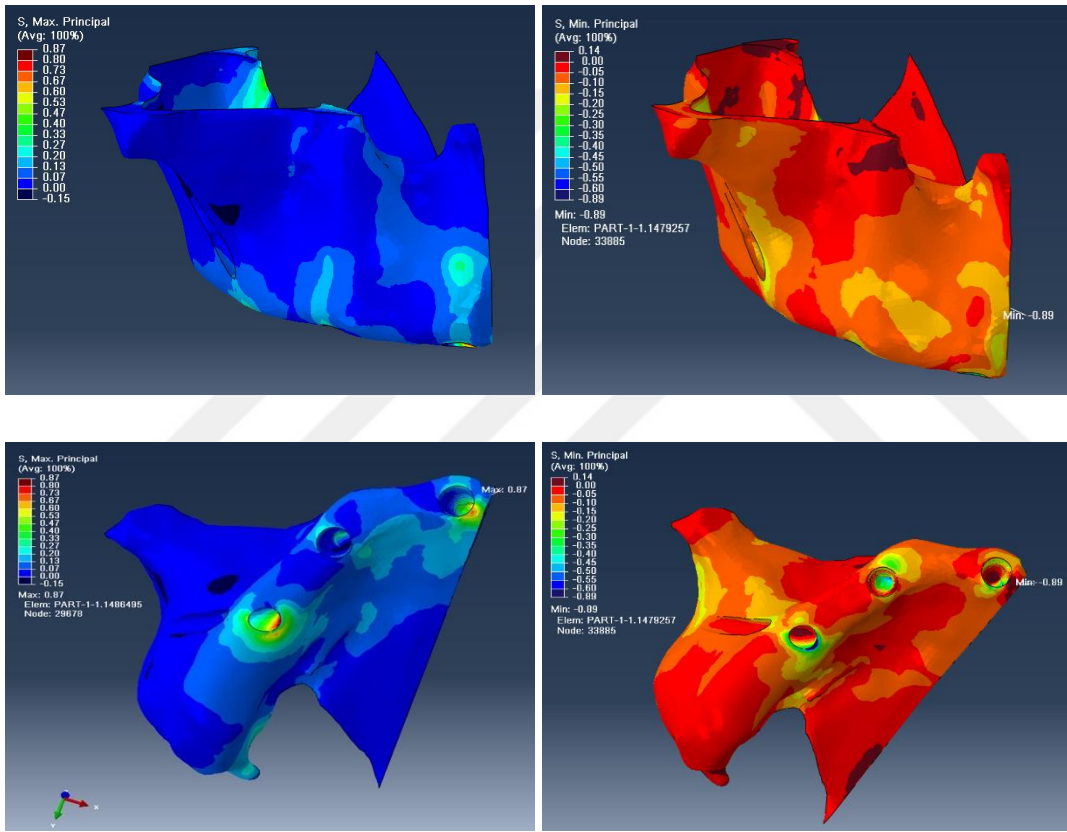
Şekil 4.3. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



Şekil 4.4. Model 1'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



Şekil 4.5. Model 1'de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin dağılımları

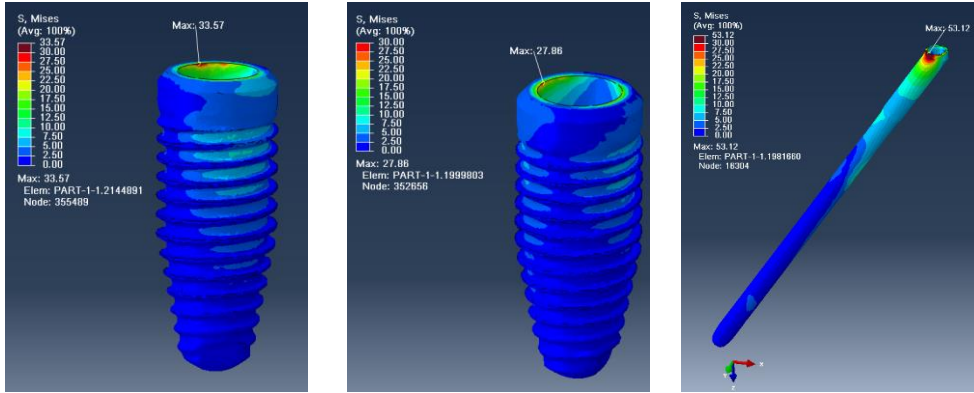


Şekil 4.6. Model 1'de lateral yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları

1 numaralı implant

3 numaralı implant

5 numaralı implant

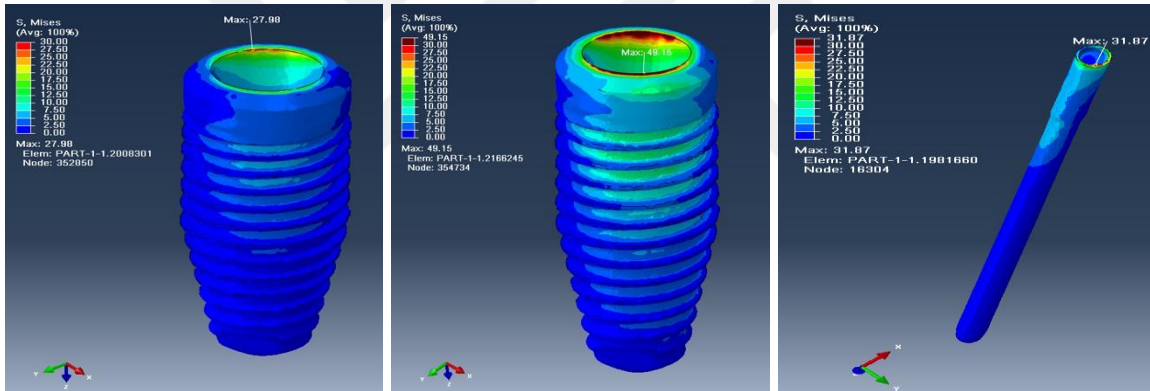


Şekil 4.7. Model 1'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

1 numaralı implant

3 numaralı implant

5 numaralı implant



Şekil 4.8. Model 1'de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

#### 4.1.2. Model 2 ( 2 numara dental implant 5 numara zigoma implant uygulanmış grup)

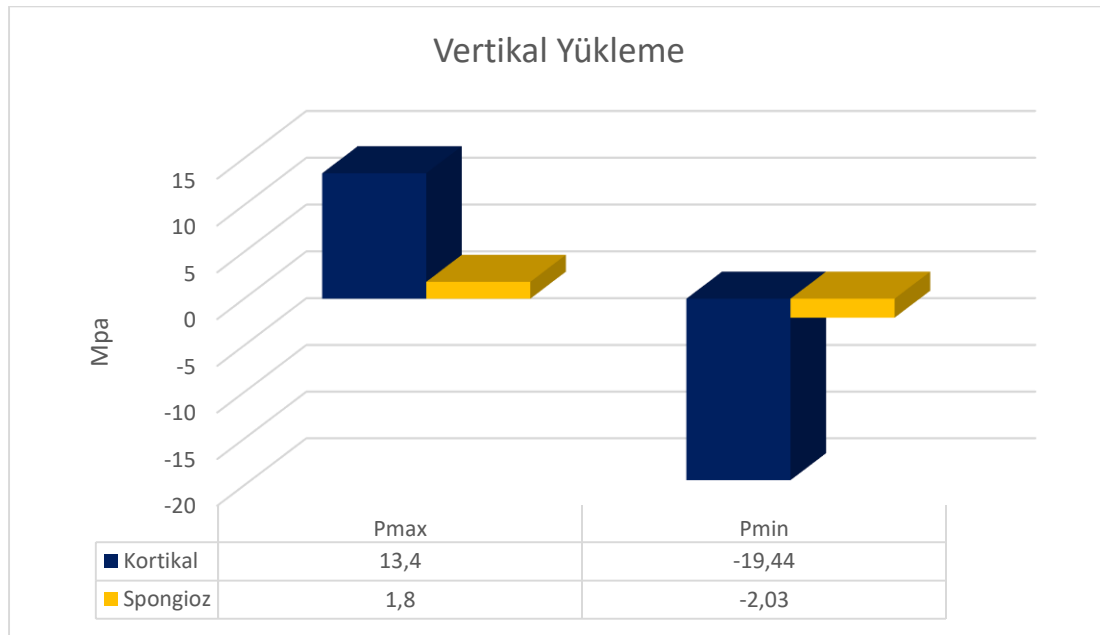
2. modelde 2 adet implant uygulanmıştır. Diğer gruplarda olduğu gibi masseter kasının zigomatik arka tutunduğu noktadan 300 N kuvvet uygulanmıştır.

Kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda oluşan sıkışma ve gerilme tipi streslerin Pmax ve Pmin değerleri rakamsal olarak ve grafiksel dağılım şekliyle aşağıdaki gibidir.

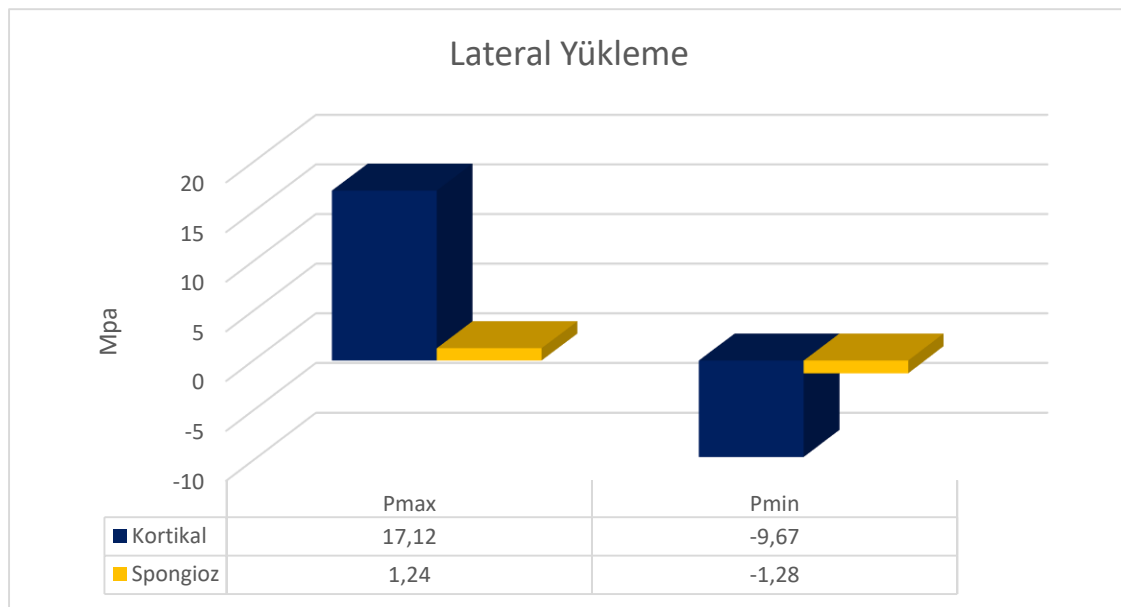
*Vertikal yükleme:* Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte oluşan Pmax değeri 1,8 Mpa, kortikal kemikte ise 13,4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise spongiöz

kemikte oluşan Pmin değeri -2,03 Mpa, kortikal kemikte ise -19,44 Mpa olarak ölçülmüştür.

*Lateral yükleme:* Lateral yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongioz kemikte oluşan Pmax değeri 1,24 Mpa, kortikal kemikte ise 17,12 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi streslere bakıldığında spongioz kemikte oluşan Pmin değeri -1,28 Mpa, kortikal kemikte ise -9,67 Mpa olarak ölçülmüştür.

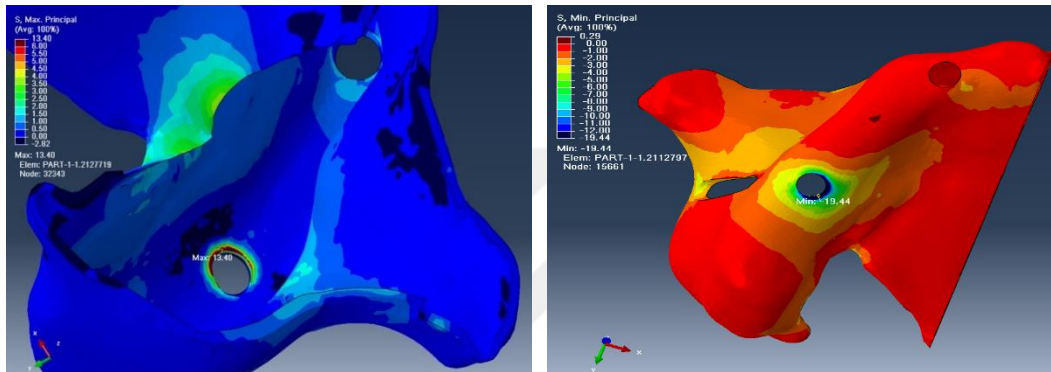
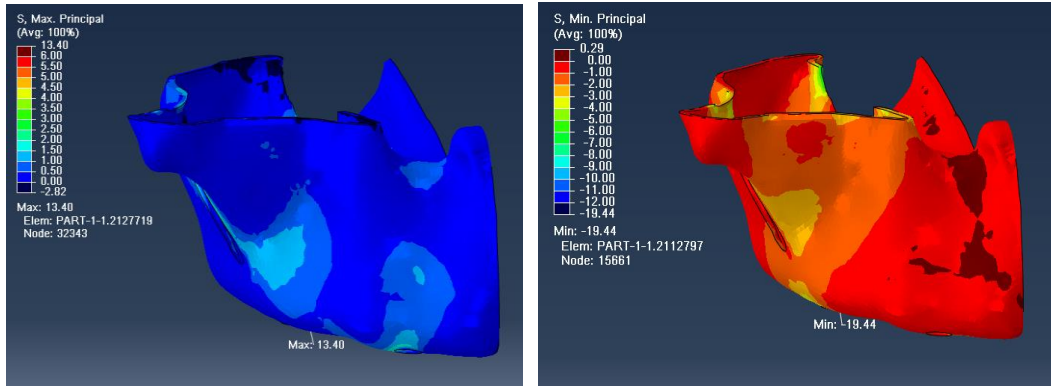


Şekil 4.9. Model 2’de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

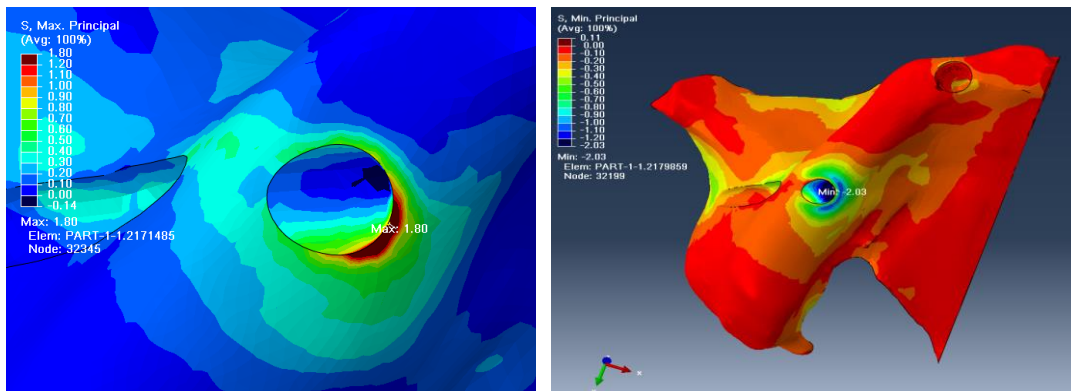
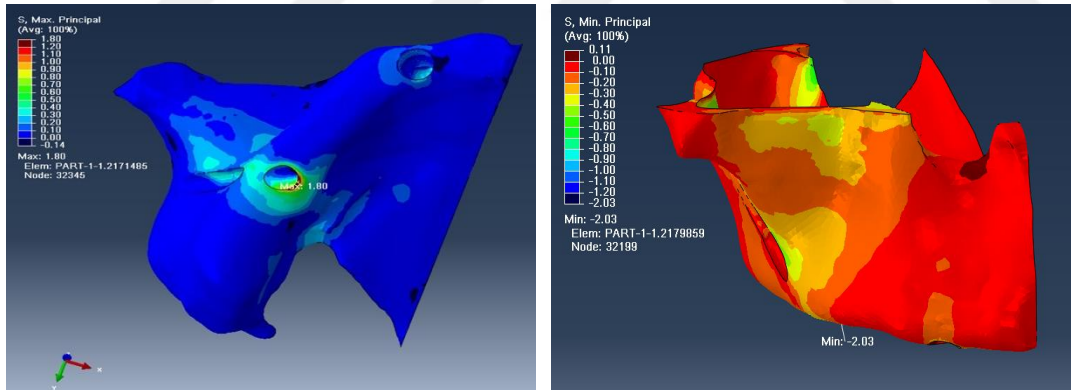


Şekil 4.10. model 2’de lateral yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



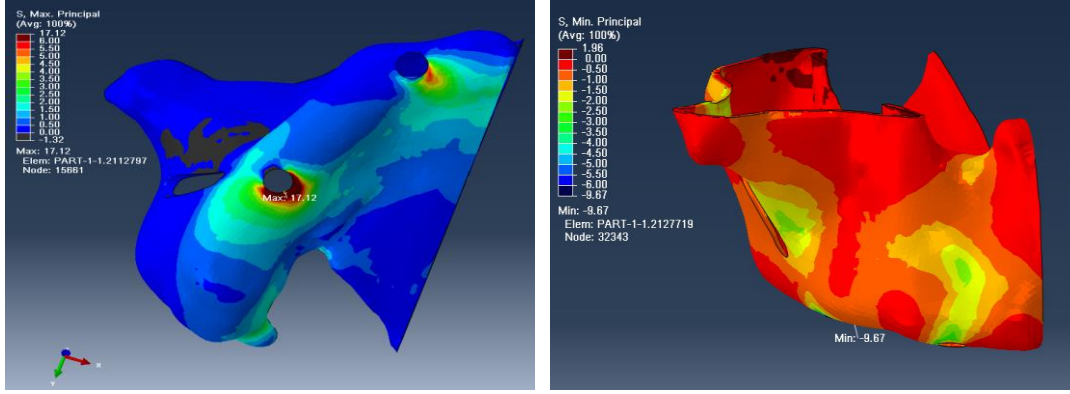


Şekil 4.11. Model 2’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları

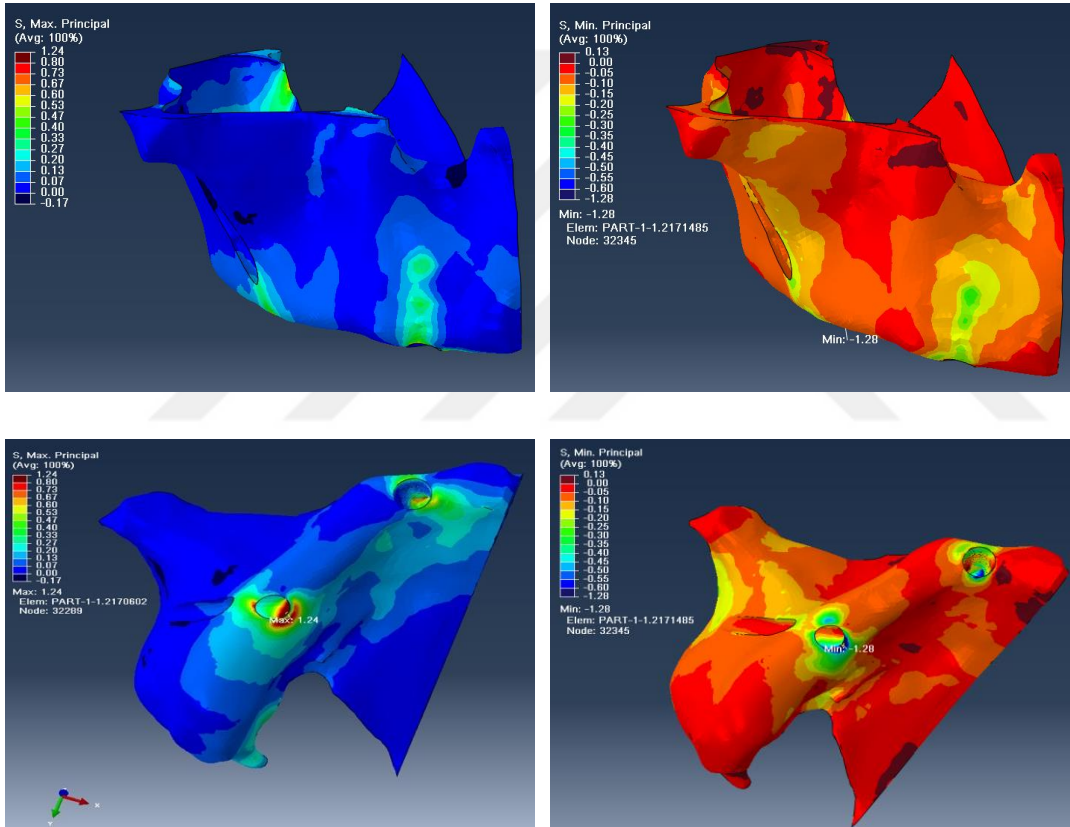


Şekil 4.12. Model 2’de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



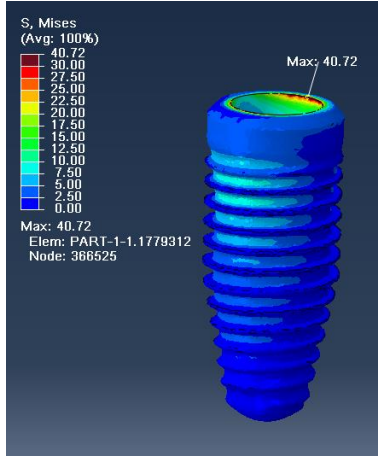


Şekil 4.13. Model 2’de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları

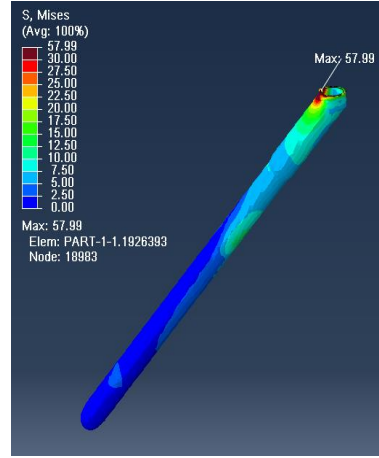


Şekil 4.14. Model 2’de lateral yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları

2 numaralı implant

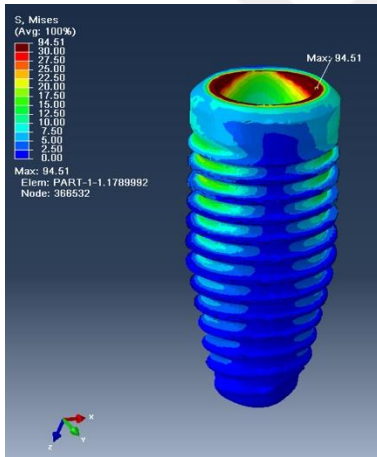


Zigoma İmplantı

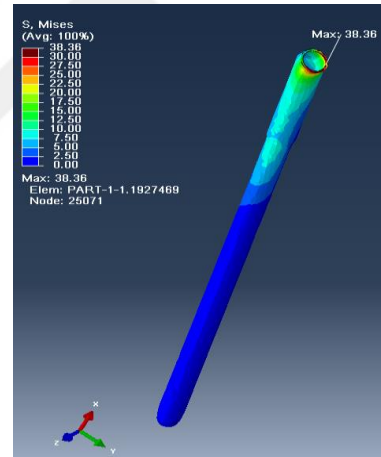


Şekil 4.15. Model 2’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

2 numaralı implant



Zigoma İmplantı



Şekil 4.16. Model 2’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

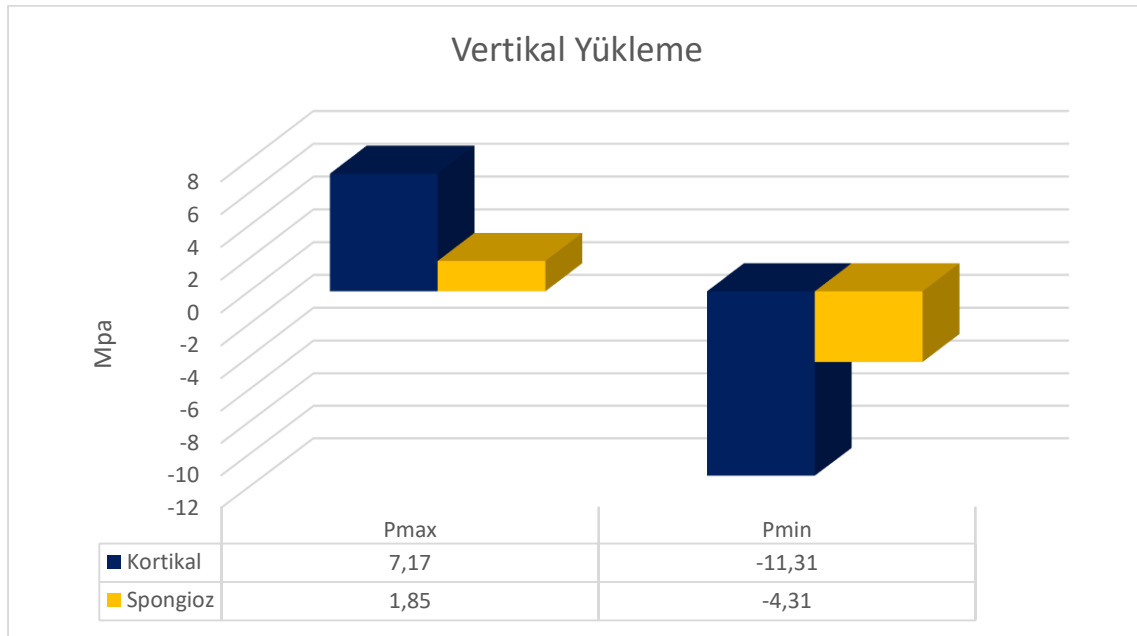
#### 4.1.3. Model 3 ( 2 ve 5 numara dental implant ve lateral STY uygulanmış grup)

Lateral STY uygulanmış grupta da diğer gruplarda olduğu gibi masseter kasının zigomatik arka tutunduğu noktadan 300 N kuvvet uygulanmıştır. Protetik üst yapıya vertikal 150 N, lateral 50 N kuvvet uygulanmıştır.

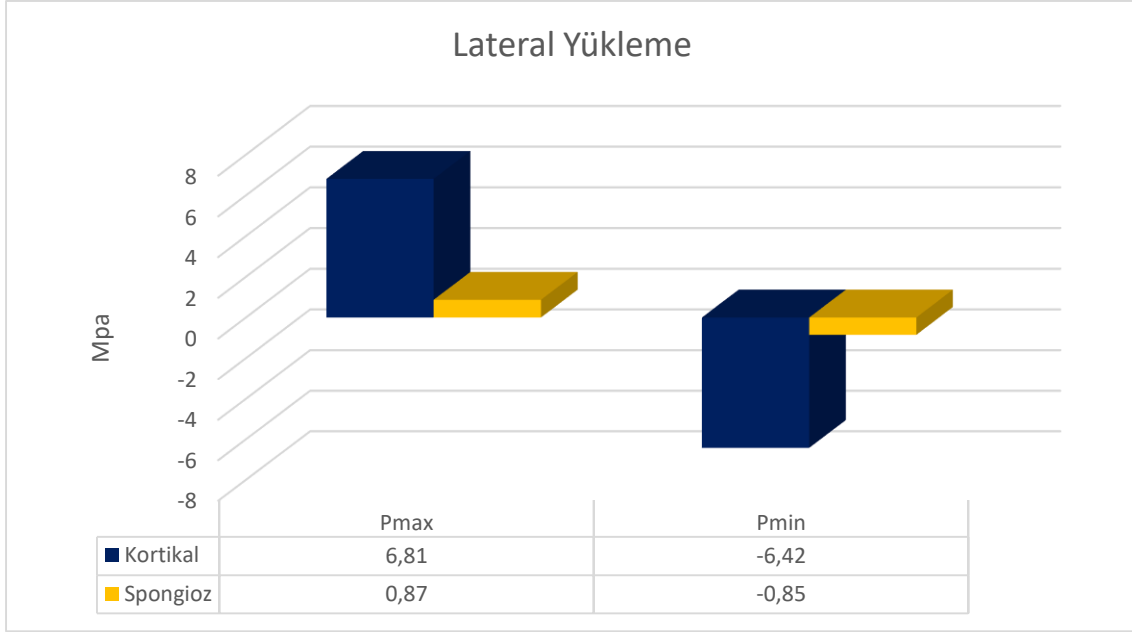
Lateral STY grubunda kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin Pmax ve Pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

*Vertikal yükleme:* Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte oluşan Pmax değeri 1,85 Mpa, kortikal kemikte ise 7,17 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte oluşan Pmin değeri -4,31 Mpa, kortikal kemikte ise -11,31 Mpa olarak ölçülmüştür.

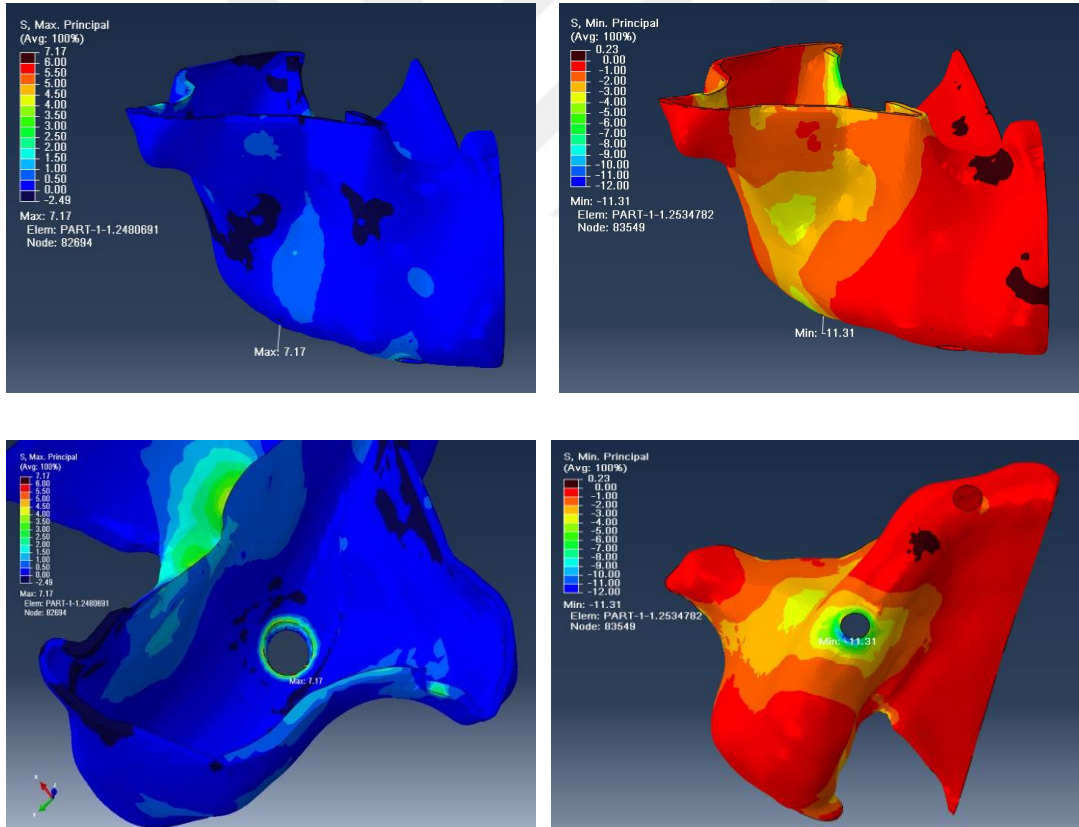
*Lateral yükleme:* Lateral yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte oluşan Pmax değeri 0,87 Mpa, kortikal kemikte ise 6,81 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi streslere bakıldığında spongiöz kemikte oluşan Pmin değeri -0,85 Mpa, kortikal kemikte ise - 6,42 Mpa olarak ölçülmüştür.



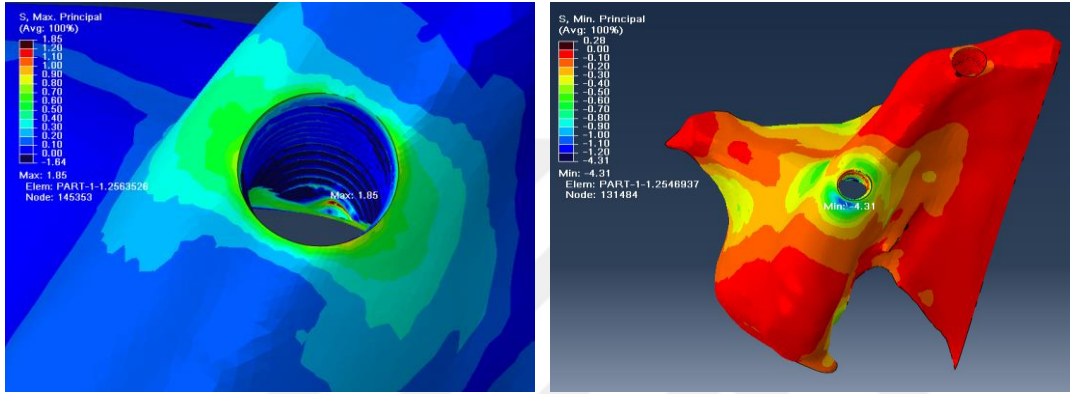
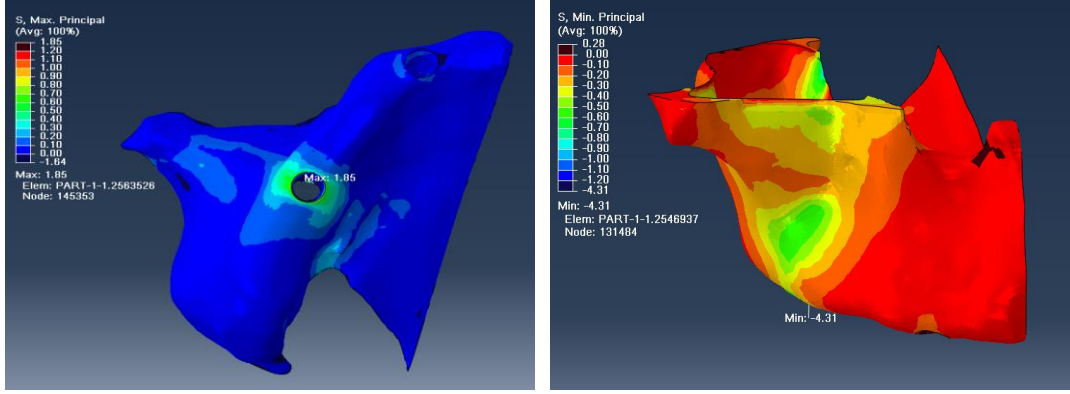
Şekil 4.17. Model 3’de vertikal yüklemde oluşan kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



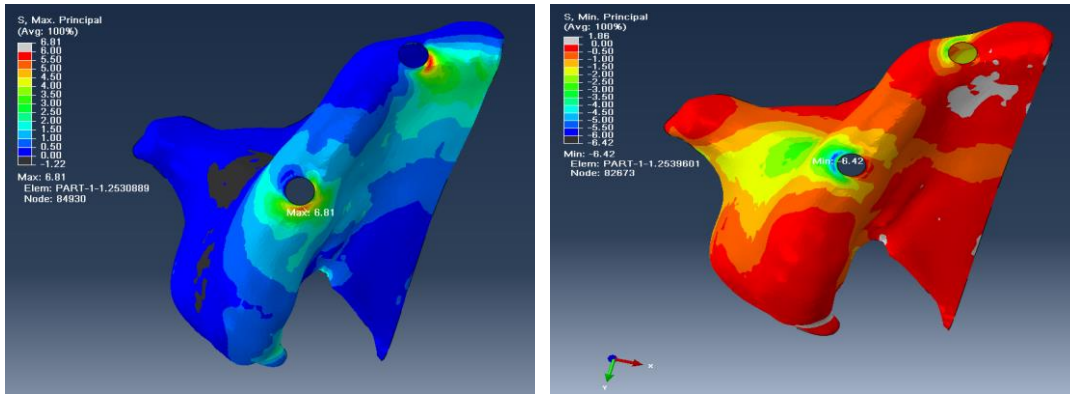
Şekil 4.18. Model 3’de lateral yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



Şekil 4.19. Model 3’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları

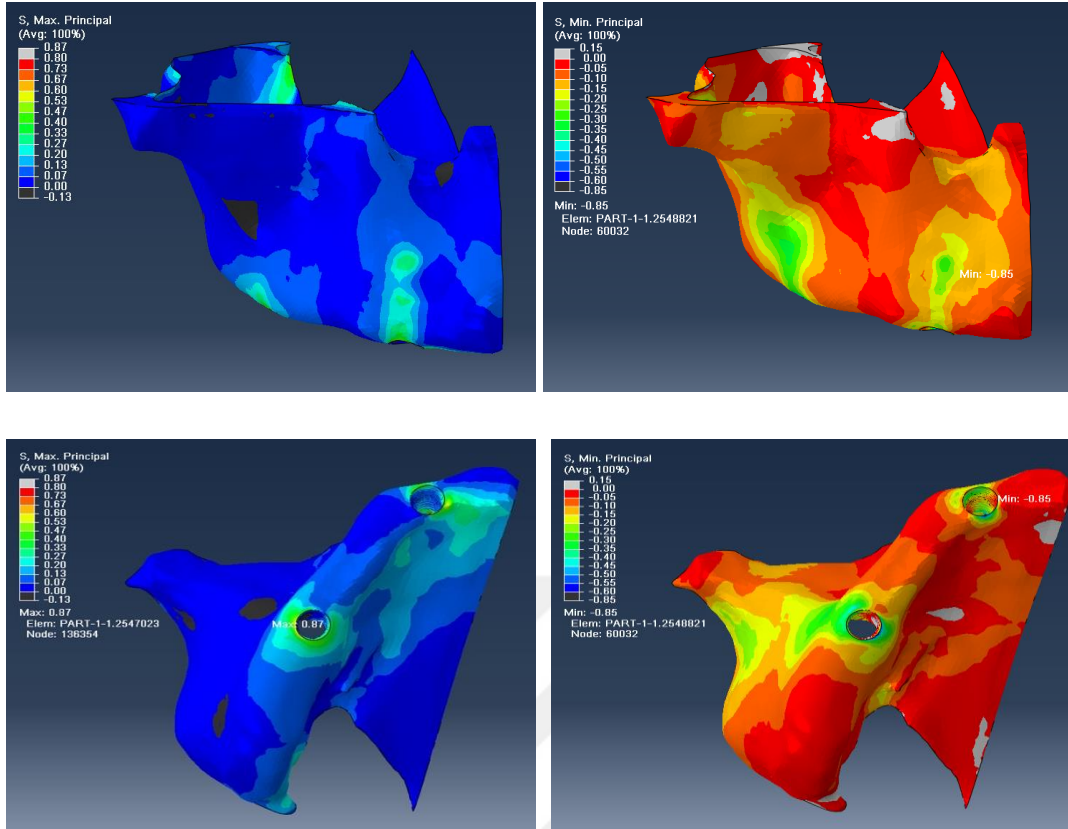


Şekil 4.20. Model 3'de vertikal yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



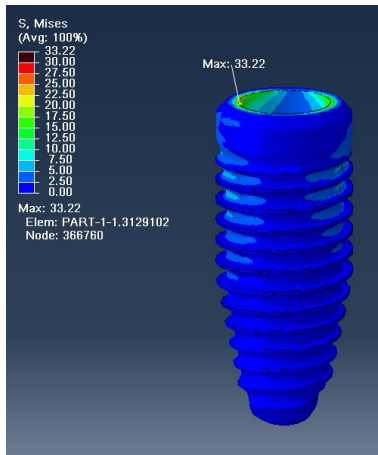
Şekil 4.21. Model 3'de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



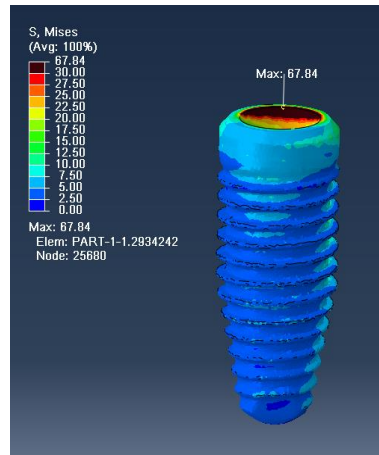


Şekil 4.22. Model 3'de lateral yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları

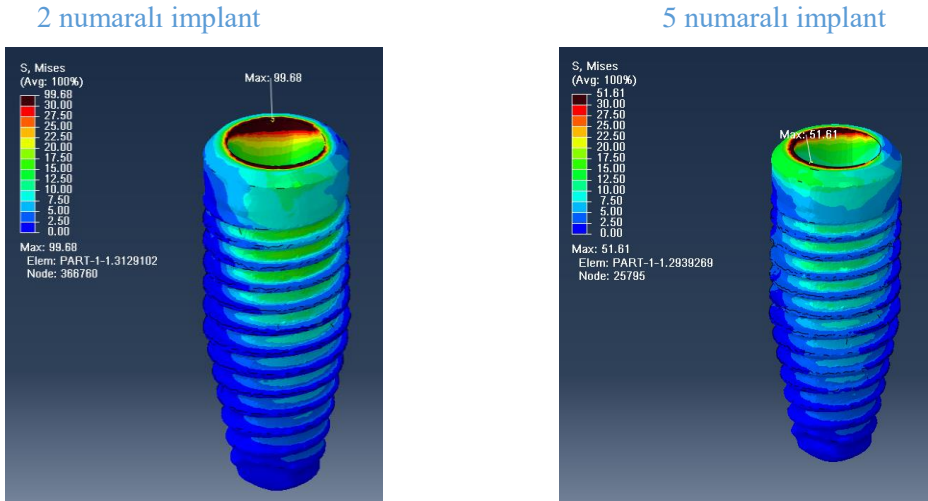
### 2 numaralı implant



### 5 numaralı implant



Şekil 4.23. Model 3'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Mises değerleri



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

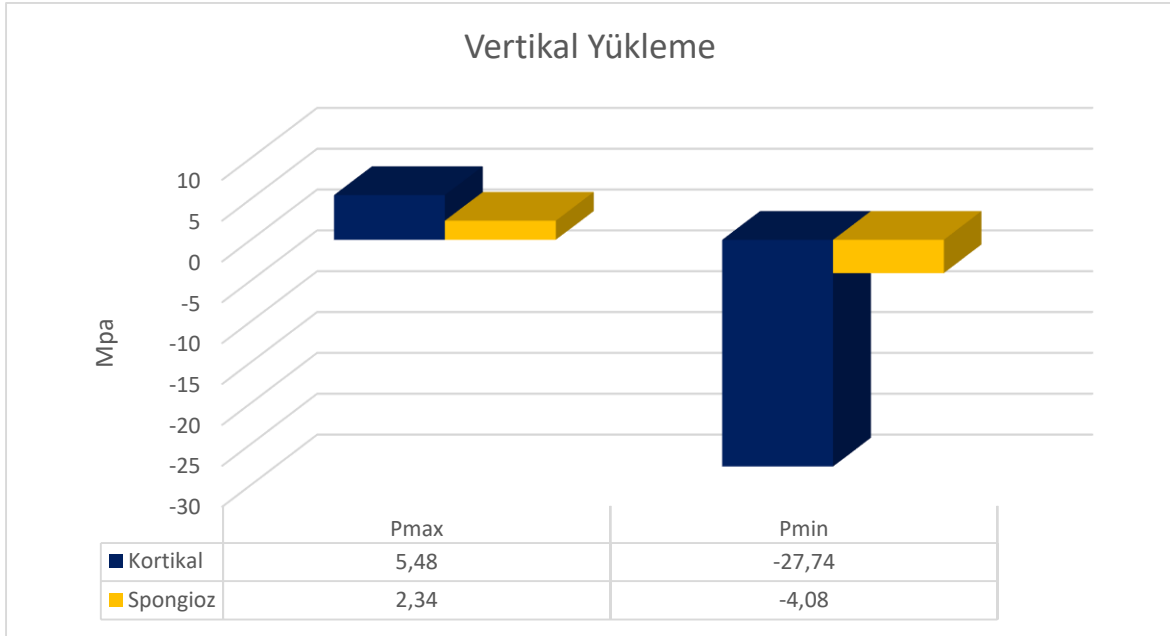
#### 4.1.4. Model 4 (2 numara dental implant 5 numara 30 derece açılı implant uygulanmış grup)

STY işleminden kaçınmak için 30 derece açılı implant uygulanmış grupta da diğer gruplarda olduğu gibi masseter kasının zigomatik arka tutunduğu noktadan 300 N kuvvet uygulanmıştır. Protetik üst yapıya da diğer gruplarla aynı kuvvet uygulaması yapılmıştır.

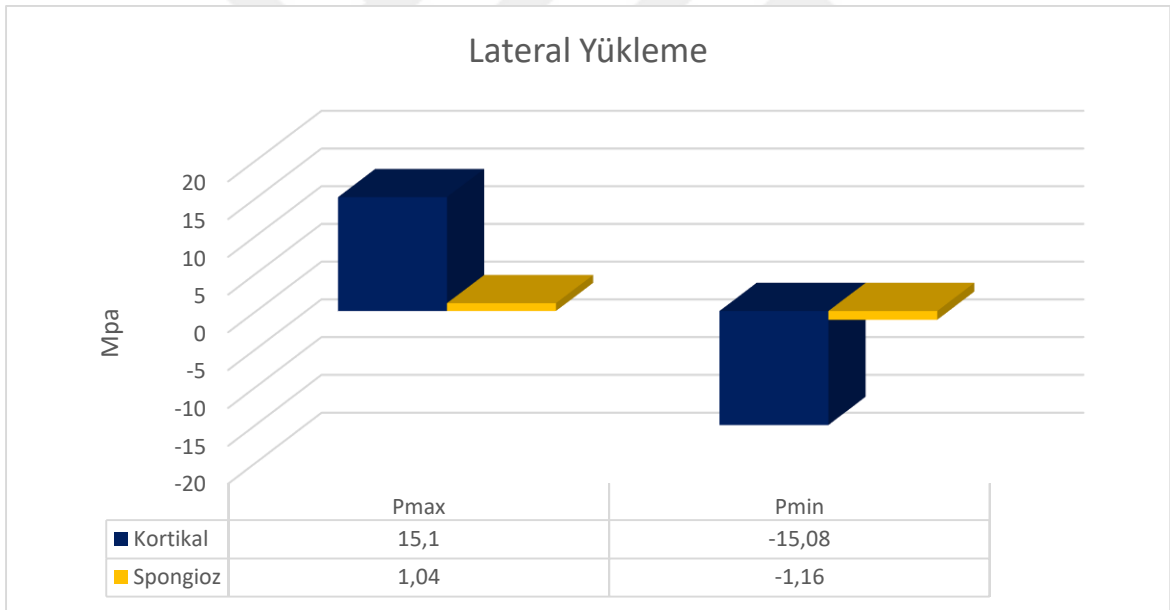
Açılı implant uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda oluşan sıkışma ve gerilme tipi streslerin Pmax ve Pmin değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

*Vertikal yükleme:* vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte ölçülen Pmax değeri 2,34 Mpa, kortikal kemikte ise 5,48 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte ölçülen Pmin değeri -4,08 Mpa, kortikal kemikte ise -27,74 Mpa olarak ölçülmüştür.

*Lateral yükleme:* Lateral yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongiöz kemikte ölçülen Pmax değeri 1,04 Mpa, kortikal kemikte ise 15,1 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi streslere bakıldığında spongiöz kemikte ölçülen Pmin değeri -1,16 Mpa, kortikal kemikte ise -15,08 Mpa olarak ölçülmüştür.

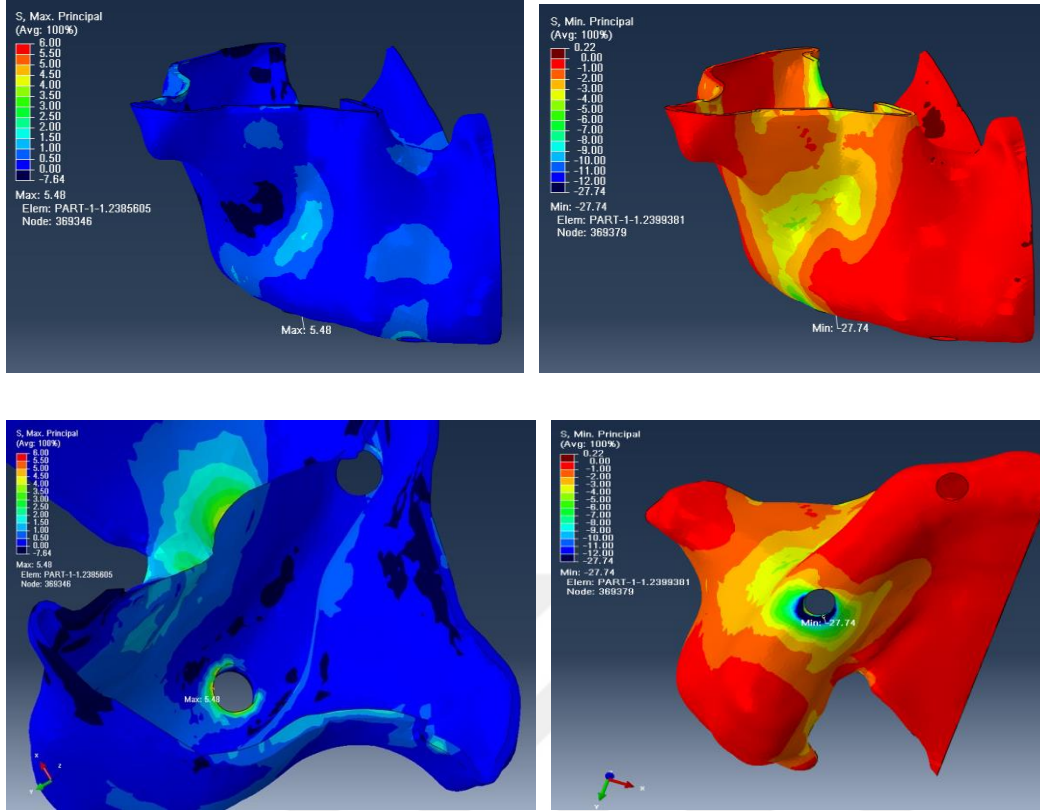


Şekil 4.25. Model 4’de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler

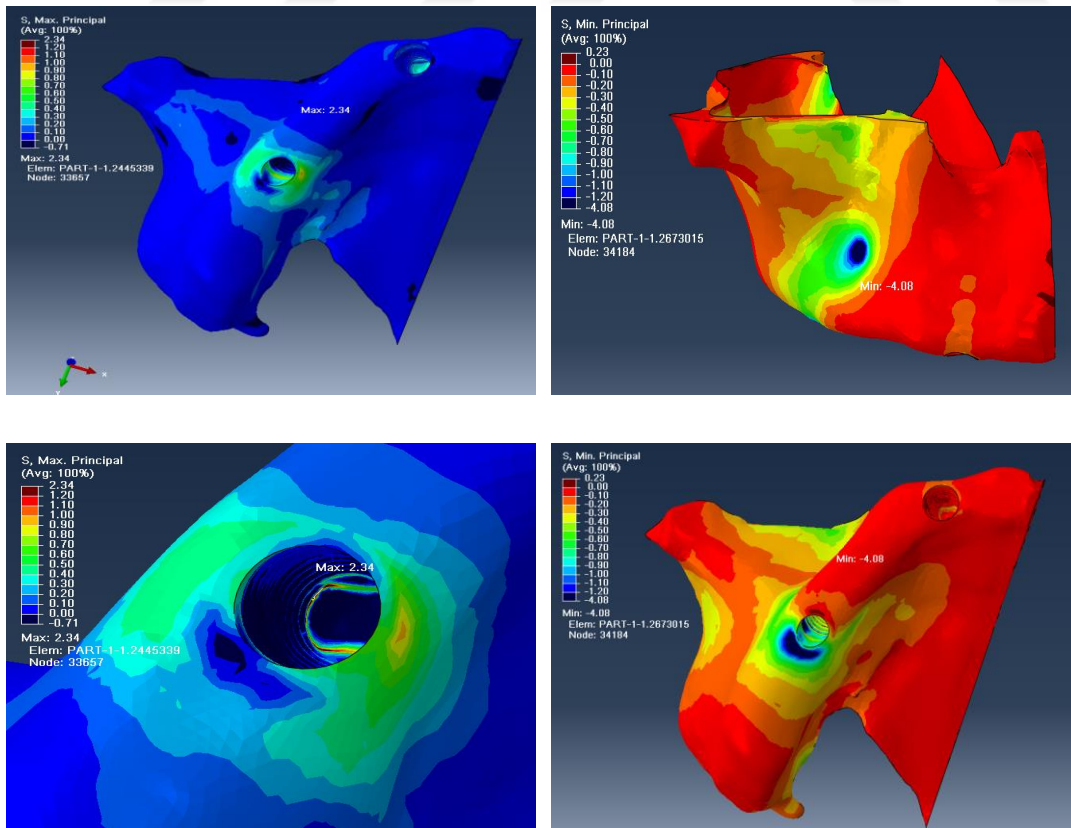


Şekil 4.26. Model 4’de lateral yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler

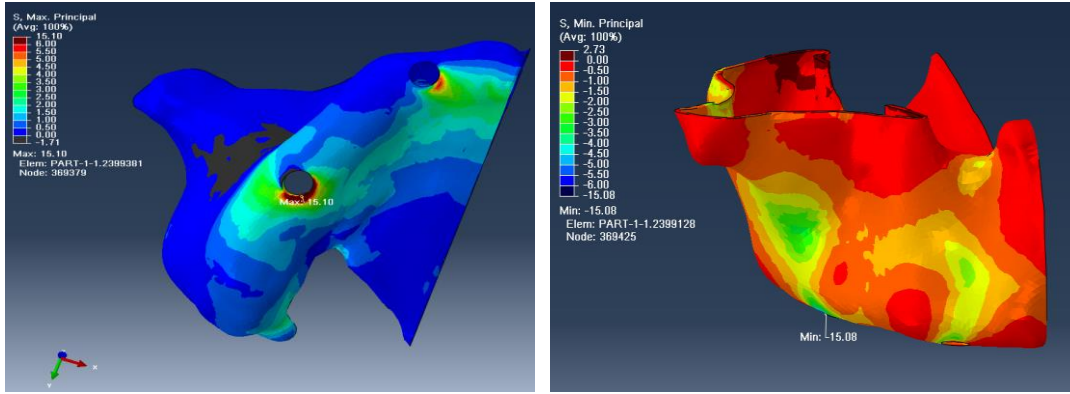




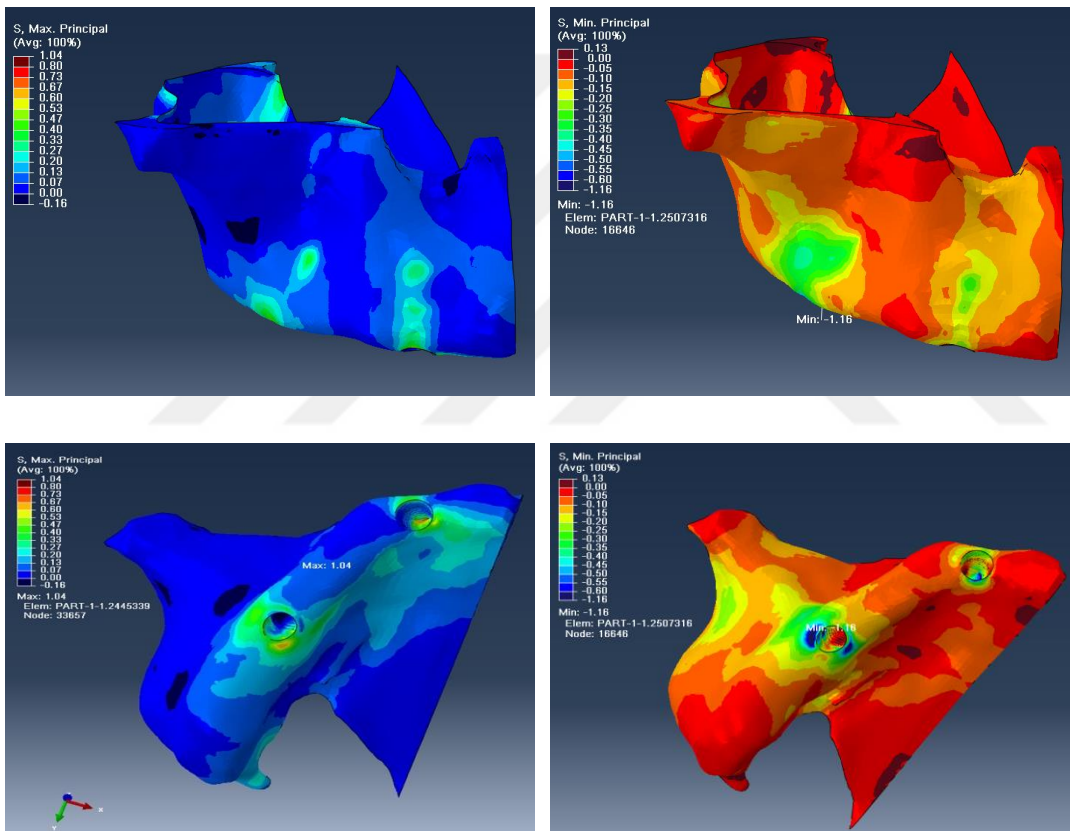
Şekil 4.27. Model 4'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



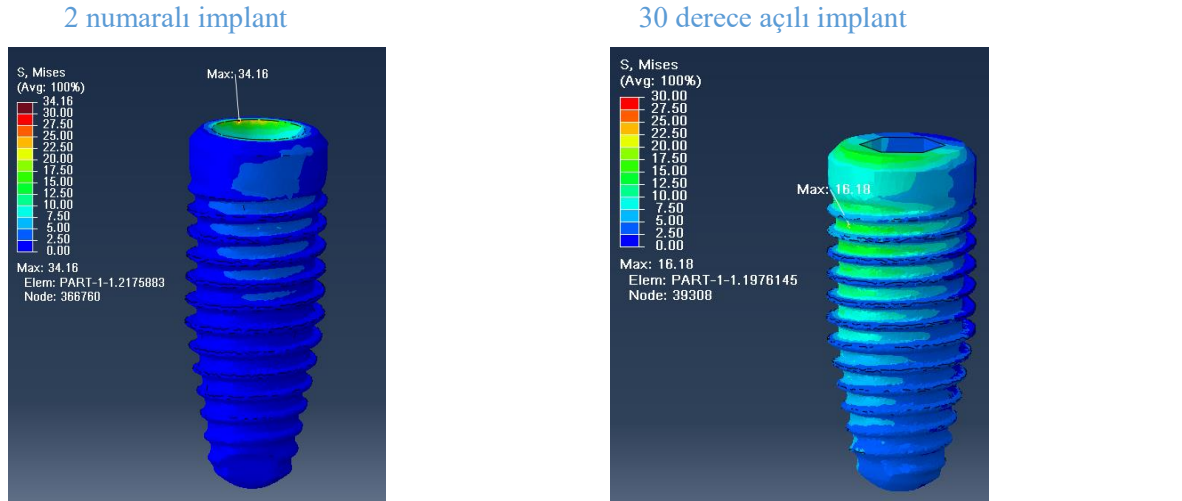
Şekil 4. 28. Model 4'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



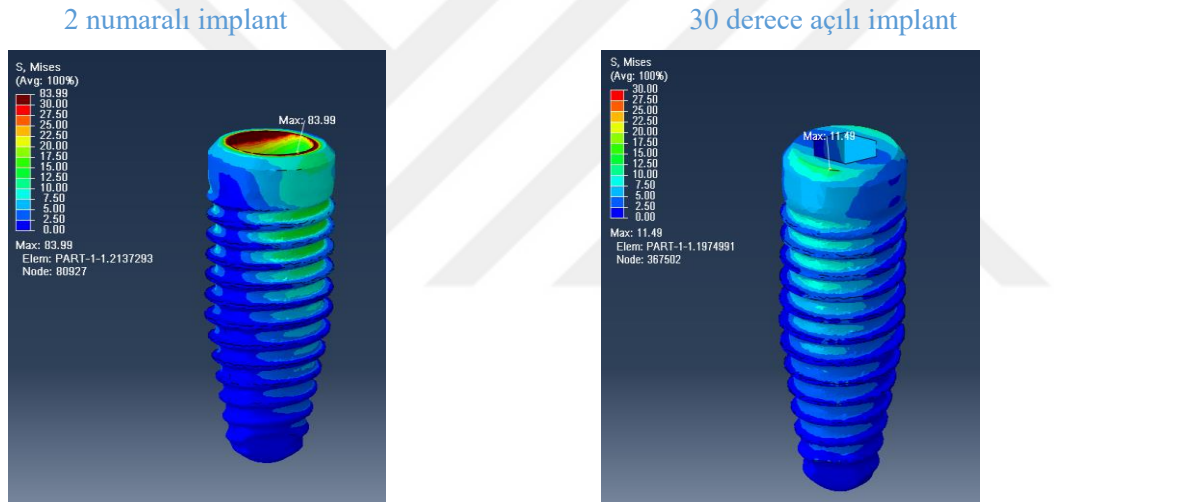
Şekil 4.29. Model 4'de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



Şekil 4.30. Model 4'de lateral yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



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



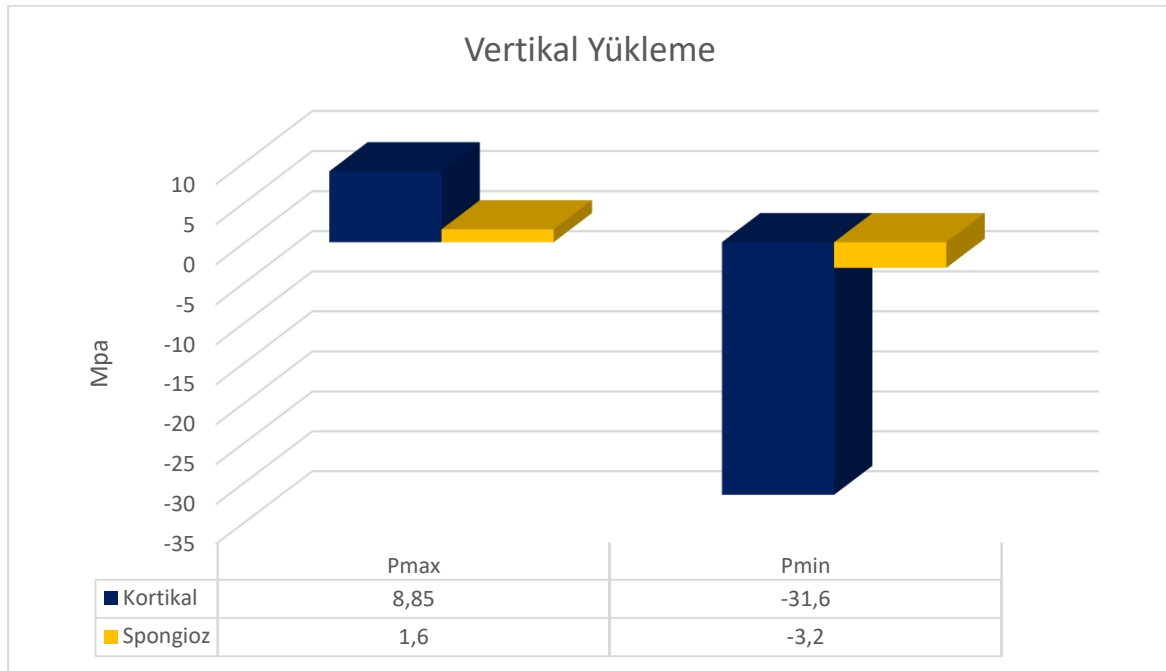
Şekil 4.32. Model 4’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

#### 4.1.5. Model 5 (2 numara dental implant 5 numara 45 derece açılı implant uygulanmış grup)

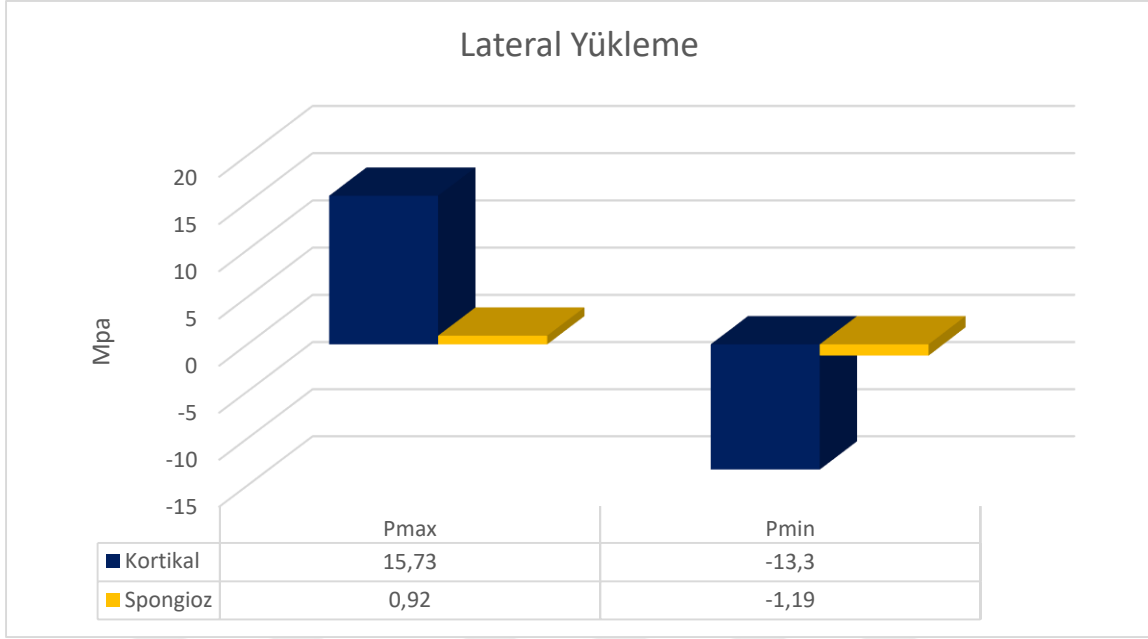
5. modelde de STY işleminden kaçınmak için açılı implant kullanılmıştır. Bu grupta açılı implantlar 45 derece olarak seçilmiştir. Uygulanan yüklem koşulları diğer gruplarla aynı uygulanmıştır. İmplant çevresindeki destek dokularda oluşan sıkışma ve gerilme tipi kuvvetlerin Pmax ve Pmin değerleri rakamsal olarak ve grafiksel dağılımla gösterimi aşağıdaki gibidir.

*Vertikal yükleme:* Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongioz kemikte oluşan Pmax değeri 1,6 Mpa, kortikal kemikte ise 8,85 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde spongioz kemikte ölçülen Pmin değeri -3,2 Mpa, kortikal kemikte ise -31,6 Mpa olarak ölçülmüştür.

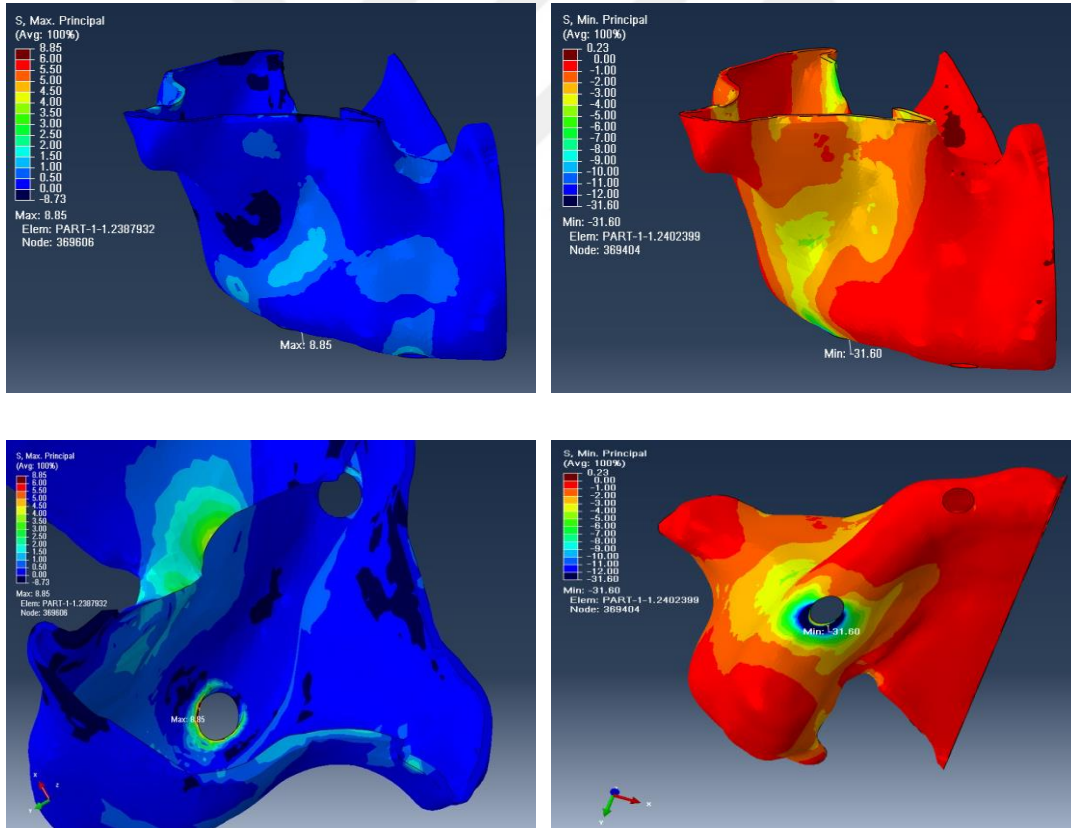
*Lateral yükleme:* Lateral yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde spongioz kemikte oluşan Pmax değeri 0,92 Mpa, kortikal kemikte ise 15,73 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi streslere bakıldığında spongioz kemikte ölçülen Pmin değeri -1,19 Mpa, kortikal kemikte ise -13,3 Mpa olarak ölçülmüştür.



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

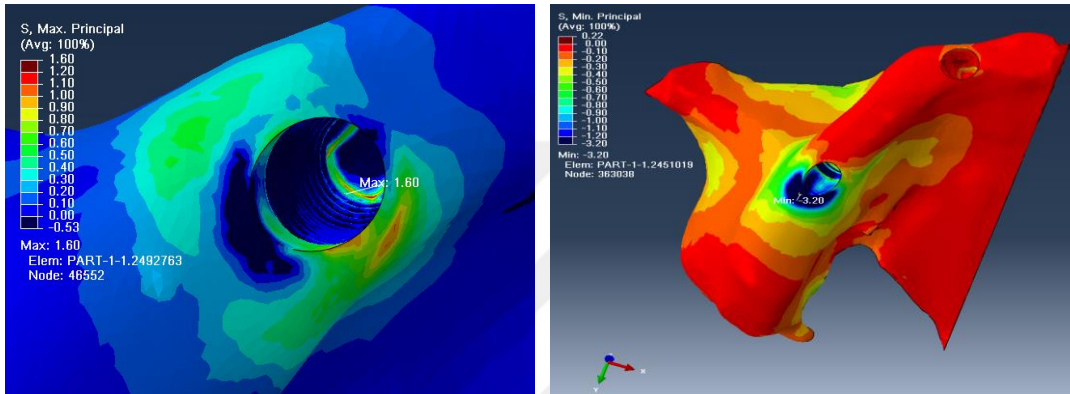
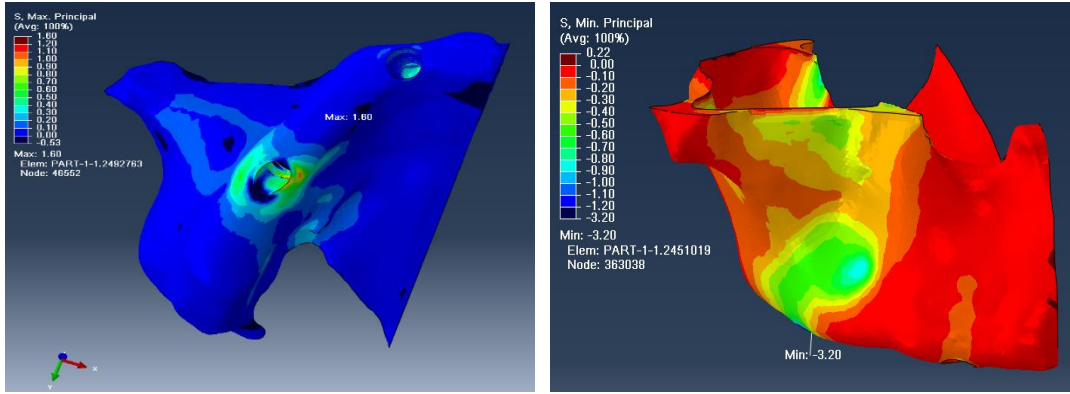


Şekil 4.34. Model 5’de lateral yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler

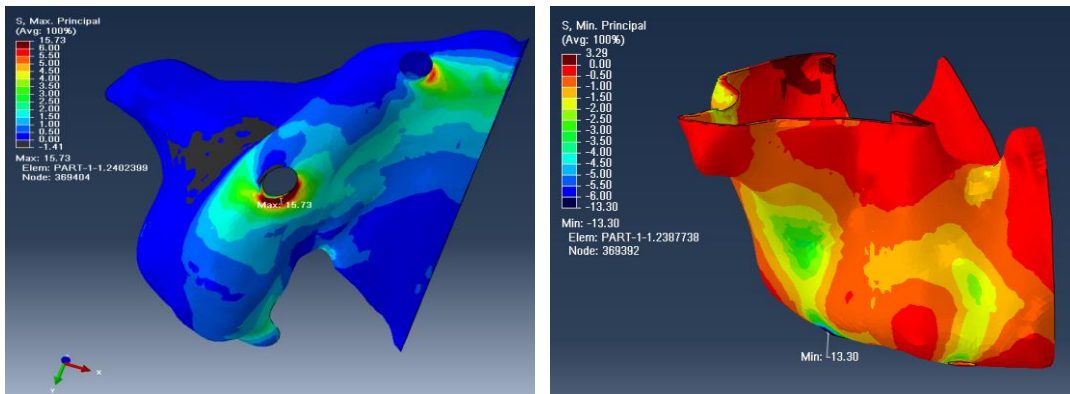


Şekil 4.35 Model 5’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları

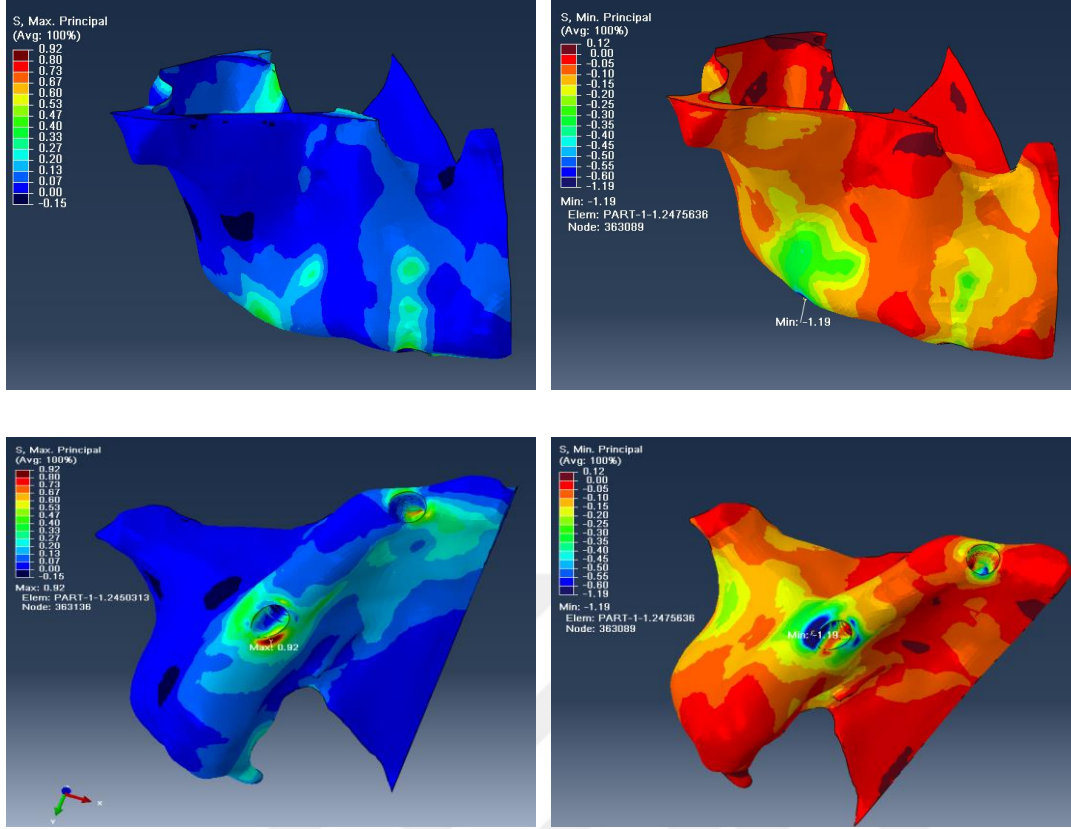




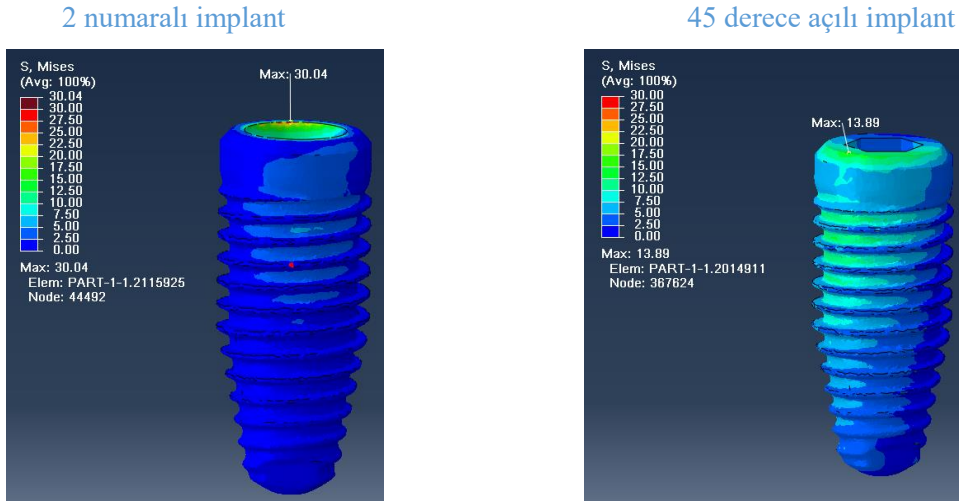
Şekil 4.36. Model 5'de vertikal yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



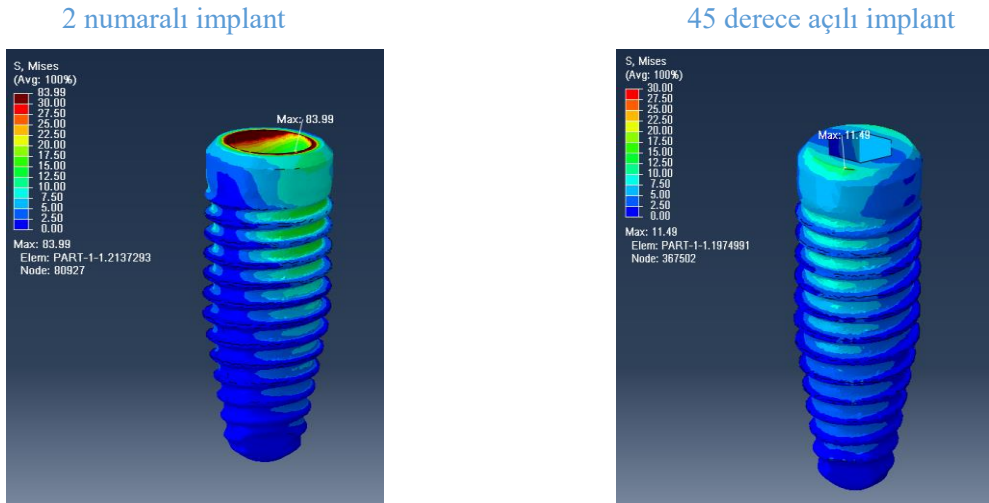
Şekil 4.37. Model 5'de lateral yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



Şekil 4.38. Model 5’de lateral yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax(mavi) ve Pmin (kırmızı) dağılımları



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

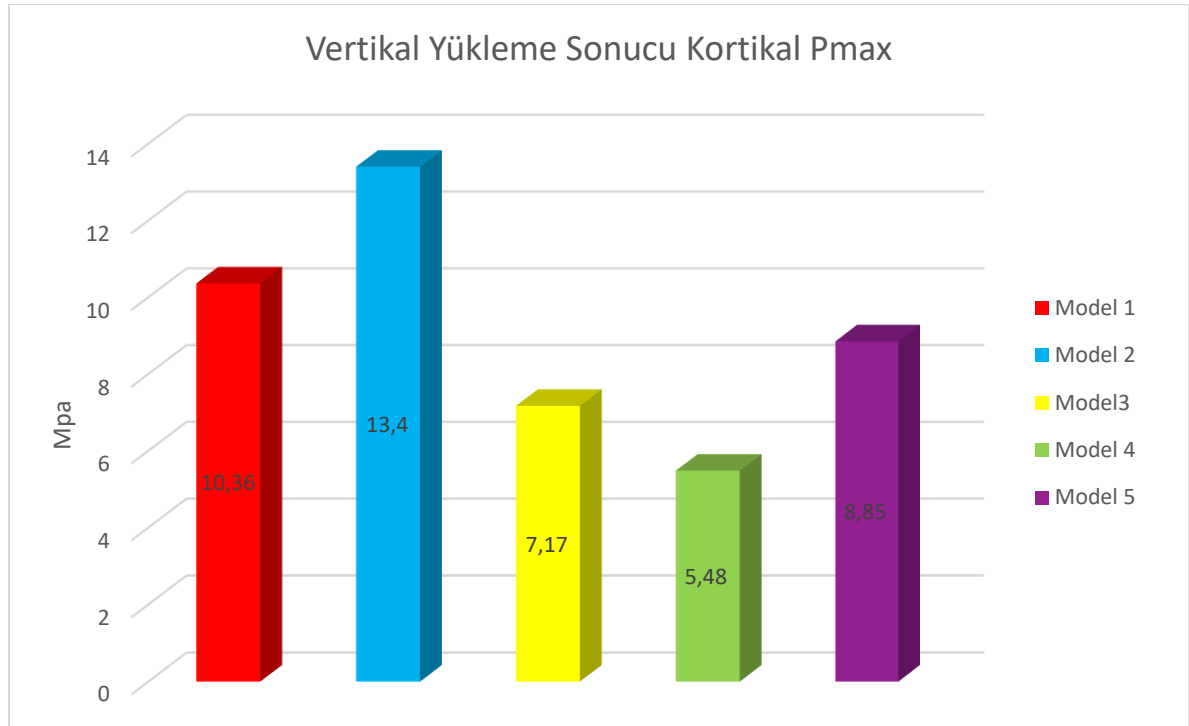


Şekil 4.40. Model 5’de lateral yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

## 4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

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

Vertikal yüklemde, tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.41. Tüm modellerde vertikal yüklem sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri



Vertikal yükleme koşulunda, tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

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

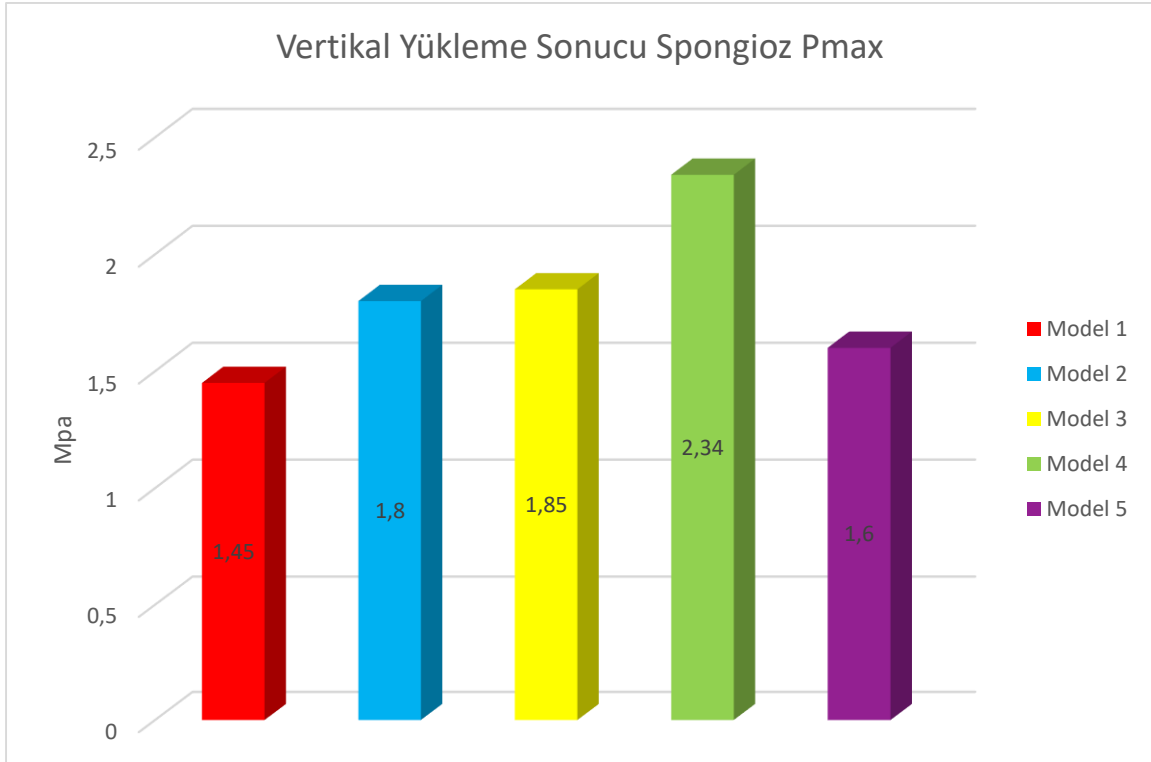
Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax
Model 1: Pmax= 10,36 Mpa
Model 2: Pmax= 13,4 Mpa
Model 3: Pmax= 7,17 Mpa
Model 4: Pmax= 5,48 Mpa
Model 5: Pmax= 8,85 Mpa

Modellere ait elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde model 2 ve model 1'de diğer gruplara göre daha yüksek değerler ölçülmüştür. Model 3 ve model 5'de birbirlerine yakın değerler bulunmuştur. En az stres değeri 30 derece açılı implant uygulanan modelde (model 4) bulunmuştur.

Model 2, 13,4 Mpa ile en yüksek gerilme kuvvetine maruz kalırken, 30 derece açılı implant uygulanan modelde (model 4) oluşan gerilme değeri en düşük değer olup 5,48 Mpa olarak ölçülmüştür.

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

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde, implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.42. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax değerleri

Vertikal yükleme sonucu tüm modellerde, implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir.

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

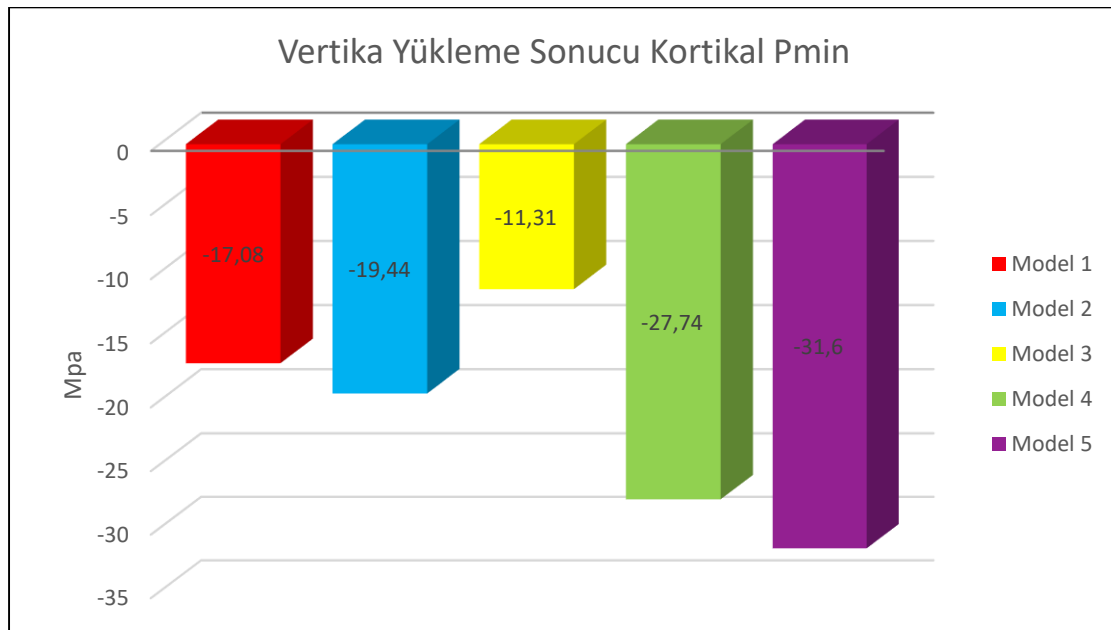
Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmax
Model 1: Pmax= 1,45 Mpa
Model 2: Pmax= 1,8 Mpa
Model 3: Pmax= 1,85 Mpa
Model 4: Pmax= 2,34 Mpa
Model 5: Pmax=1,6 Mpa

Modellerde elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tipi streslerde, kontrol grubu (model 1), zigoma implantın uygulanan grup (model 2), lateral STY uygulanmış grup (model3) ve 45 derece açılı implant uygulanmış grup (model5) birbirlerine yakın değerler vermiştir. 30 derece açılı implant uygulanan grupta (model 4) spongioz kemikteki gerilim tipi stres diğer gruplara göre yüksek ölçülmüştür.

Uygulanan yüklemelerde en yüksek değeri model 4 verirken, stres değeri 2,34 Mpa olarak ölçülmüştür. Modeller arasında en düşük gerilim tipi stres değeri 1,45 Mpa değer ile kontrol grubunda ölçülmüştür.

#### 4.2.3. Vertikal yüklenme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri

Vertikal yüklenme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.43. Tüm modellerde vertikal yüklenme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal yüklenme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

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

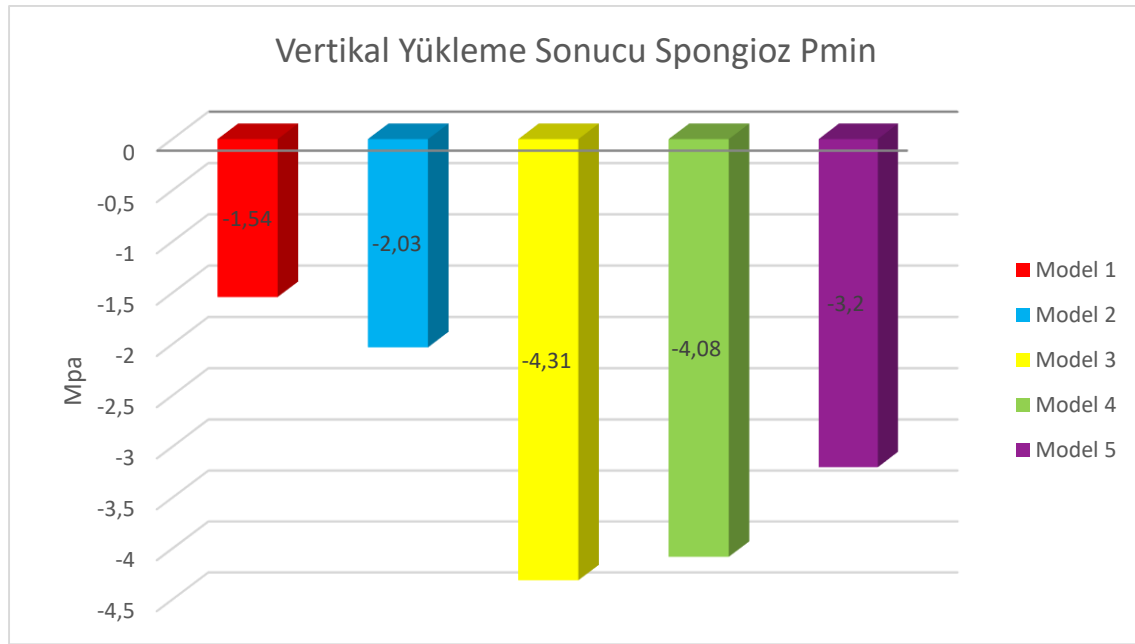
Vertikal Yüklenme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin
Model 1: Pmin= -17,08 Mpa
Model 2: Pmin=-19,44 Mpa
Model 3: Pmin= -11,31 Mpa
Model 4: Pmin= -27,74 Mpa
Model 5: Pmin= -31,6 Mpa

Modellerde elde edilen sonuçlara göre, vertikal yüklenme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, 45 derece açılı implant kullanılan grup (model 5) belirgin şekilde

daha fazla strese maruz kalmıştır. Lateral STY uygulanan grupta (model 3) en düşük sıkışma tipi stres ölçülmüştür ve bu değer -11,31 Mpa'dır.

#### 4.2.4. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan pmin stres değerleri

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.44. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri çizelgedeki gibidir.

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

Vertikal Yükleme Sonucu Spongiöz Kemikte Oluşan Pmin
Model 1: Pmin= -1,54 Mpa
Model 2: Pmin= -2,03 Mpa
Model 3: Pmin= -4,31 Mpa
Model 4: Pmin= -4,08 Mpa
Model 5: Pmin= -3,2 Mpa

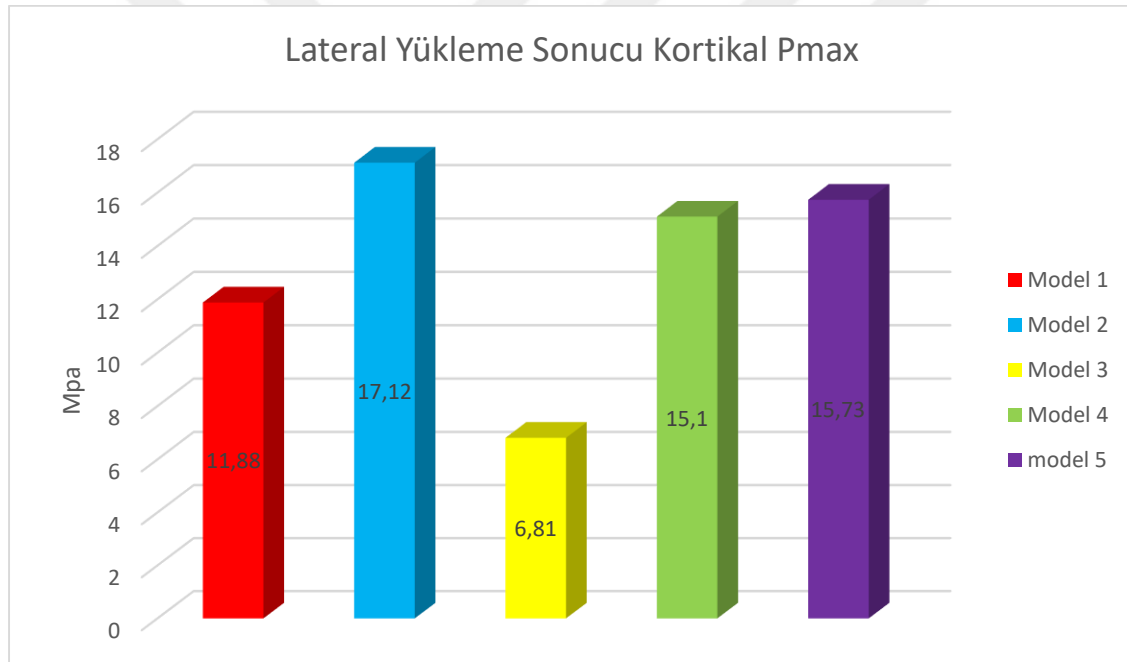
Vertikal yükleme sonucu modellerde spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, kontrol grubu belirgin şekilde daha az strese maruz kalmıştır. Lateral STY uygulanan

grupta (model 3) ve 30 derece açılı implant uygulanan grupta (model 4) diğer gruplara göre daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür.

En yüksek sıkışma tipi stres değeri -4,31 Mpa olarak lateral STY uygulanan grupta (model 3) ölçülmüştür. En düşük stres ise model 3'ün dörtte biri değerine sahiptir ve kontrol grubunda ölçülmüştür.

#### 4.2.5. Lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri

Lateral yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.45. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

Lateral yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

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

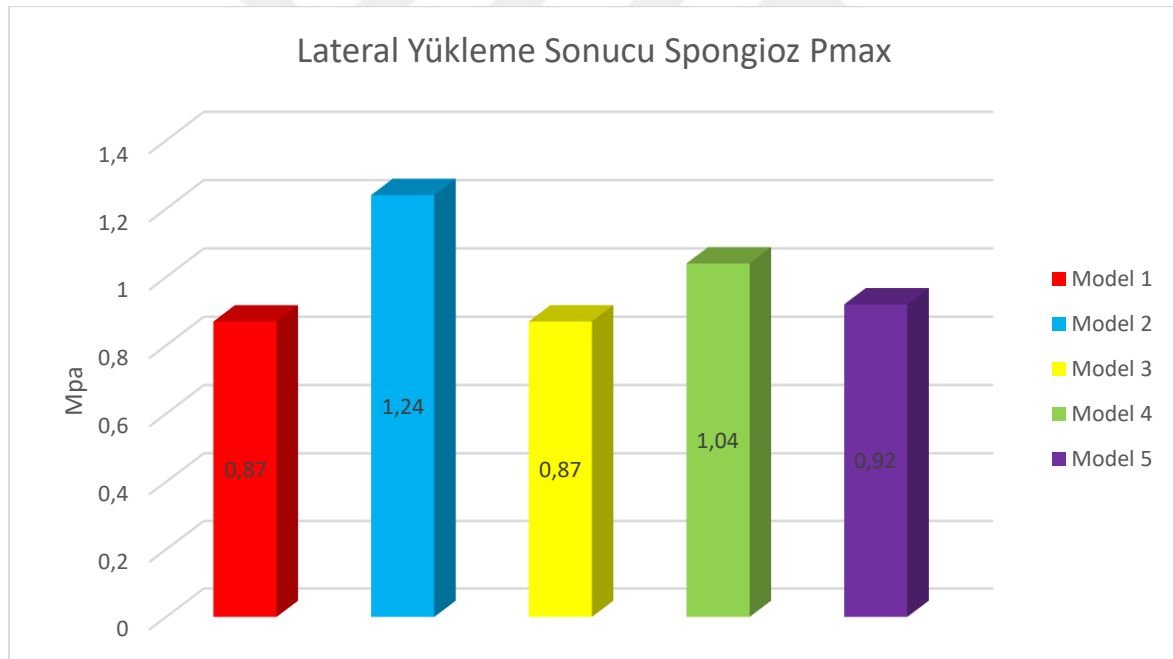
Lateral Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax
Model 1: Pmax= 11,88 Mpa
Model 2: Pmax= 17,12 Mpa
Model 3: Pmax= 6,81 Mpa
Model 4: Pmax= 15,1 Mpa
Model 5: Pmax= 15,73 Mpa

Modellerde elde edilen sonuçlara göre, lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde üç model (model 2, model 4, model 5) birbirlerine yakın değer verirken lateral STY uygulanmış grup (model 3) belirgin şekilde düşük değer vermiştir.

Lateral kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme tipi streste en yüksek değer 17,12 Mpa olarak ölçülmüştür ve bu değer zigoma implantı uygulanan grupta (model 2) elde edilmiştir. En düşük değer ise 6,81Mpa ölçülmüştür ve bu değer lateral STY uygulanan grupta (model 3) elde edilmiştir.

#### 4.2.6. Lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmax stres değerleri

Lateral yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.46. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri

Lateral yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

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

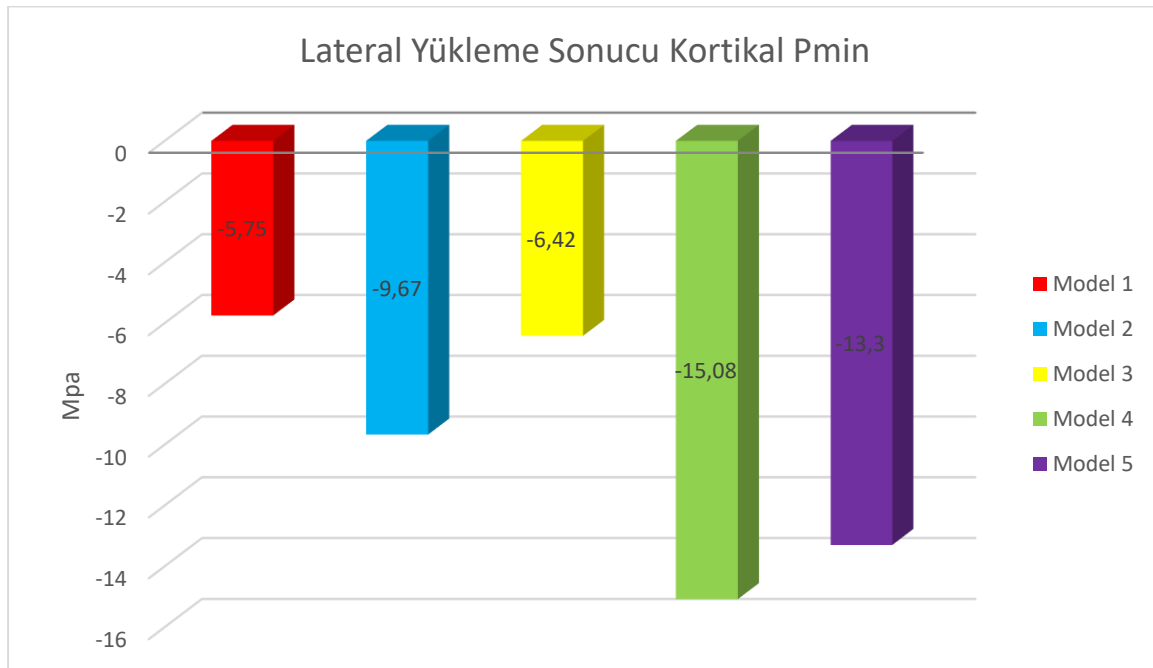
Lateral Yükleme Sonucu Spongiöz Kemikte Oluşan Pmax
Model 1: Pmax= 0,87 Mpa
Model 2: Pmax= 1,24 Mpa
Model 3: Pmax= 0,87 Mpa
Model 4: Pmax= 1,04 Mpa
Model 5: Pmax= 0,92 Mpa

Oluşturulan modellerde elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, lateral yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan gerilim tipi streslerde, değerler bütün modellerde yakın çıkmıştır.

Çalışmada en yüksek değer 1,24 Mpa olarak ölçülmüştür. Bu değer zigoma implantı uygulanan grupta (model 2) görülmüştür ve spongiöz kemikte en fazla gerilime bu grup maruz kalmıştır. Kontrol grubu (model 1) ve lateral STY uygulanan grup (model 3) eşit değerlerde gerilim tipi stres göstermiştir.

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

Lateral yükleme koşulunda implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.47. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Lateral yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

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

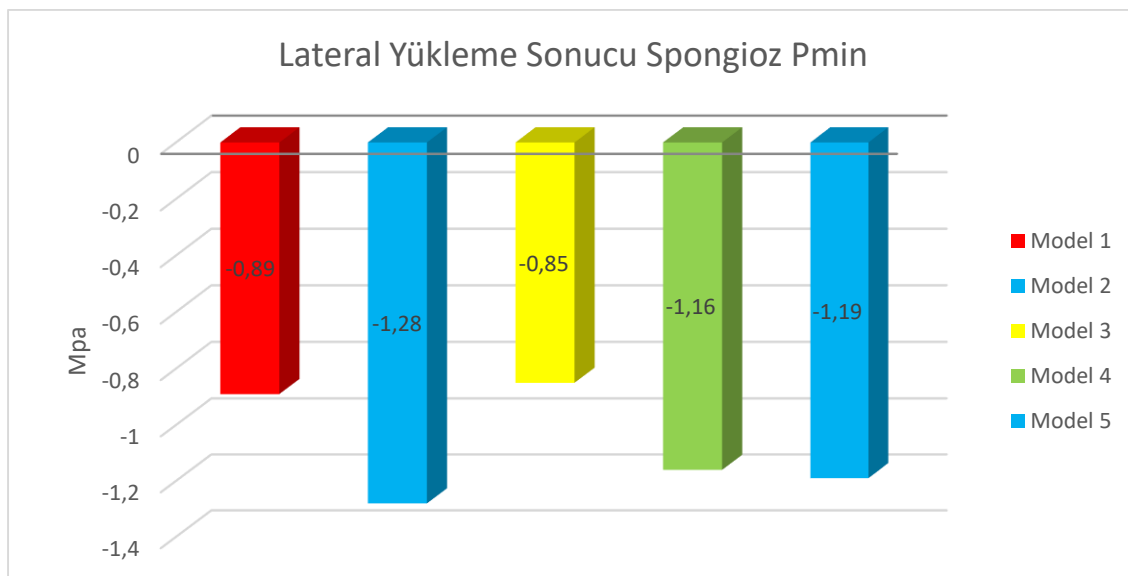
Lateral Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin
Model 1: Pmin= -5,75 Mpa
Model 2: Pmin= -9,67 Mpa
Model 3: Pmin= -6,42 Mpa
Model 4: Pmin= -15,08 Mpa
Model 5: Pmin= -13,3 Mpa

Çalışmamızda oluşturulan modellerde uygulanan lateral yükleme sonucu kortikal kemikte görülen sıkışma değerleri incelendiğinde, 30 derece açılı implant uygulanan grupta (model 4) belirgin derecede yüksek stres değeri ölçülmüştür. Kontrol grubu ve lateral STY uygulanan grup (model 3) birbirlerine yakın değerler vermiştir.

Çalışmamızda lateral kuvvet uygulandığında spongiöz kemikte, kontrol grubu en az strese maruz kalırken, model 4 -15,08 Mpa ile en yüksek stres değerini vermiştir.

#### 4.2.8. Lateral yüklemde spongiöz kemikte oluşan pmin stres değerleri

Lateral yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir.



Şekil 4.48. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmin değerleri



Lateral yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir.

Çizelge 4.8. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

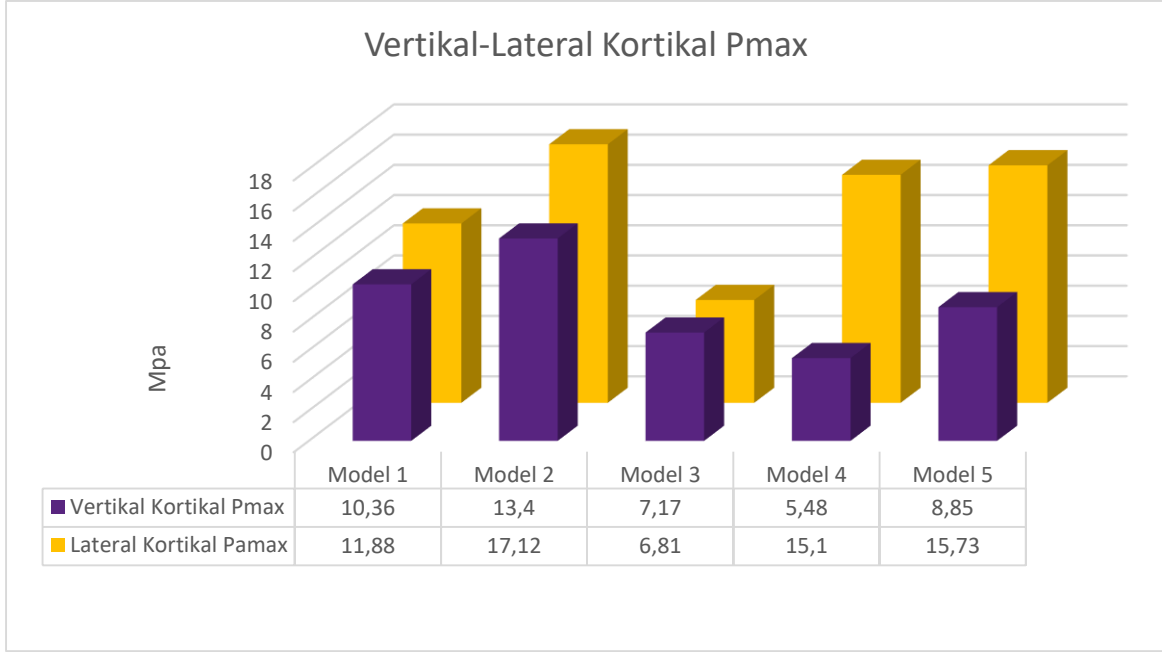
Lateral Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmin
Model 1: Pmin= -0,89 Mpa
Model 2: Pmin= -1,28 Mpa
Model 3: Pmin= -0,85 Mpa
Model 4: Pmin= -1,16 Mpa
Model 5: Pmin= -1,19 Mpa

Modellerden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, lateral yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, zigoma implantı uygulanan grubun (model 2) en yüksek strese maruz kaldığı görülmüştür.

Lateral yükleme sonucu spongioz kemikte en düşük sıkışma değerine sahip grup lateral STY uygulanan grup (model 3) olmuştur. Zigoma implantı kullanılan grup ve açılı implantların kullanıldığı gruplar daha yüksek değerler vermiştir.

#### 4.2.9. Uygulanan kuvvetin yönüne göre kemikte oluşan stres değerleri

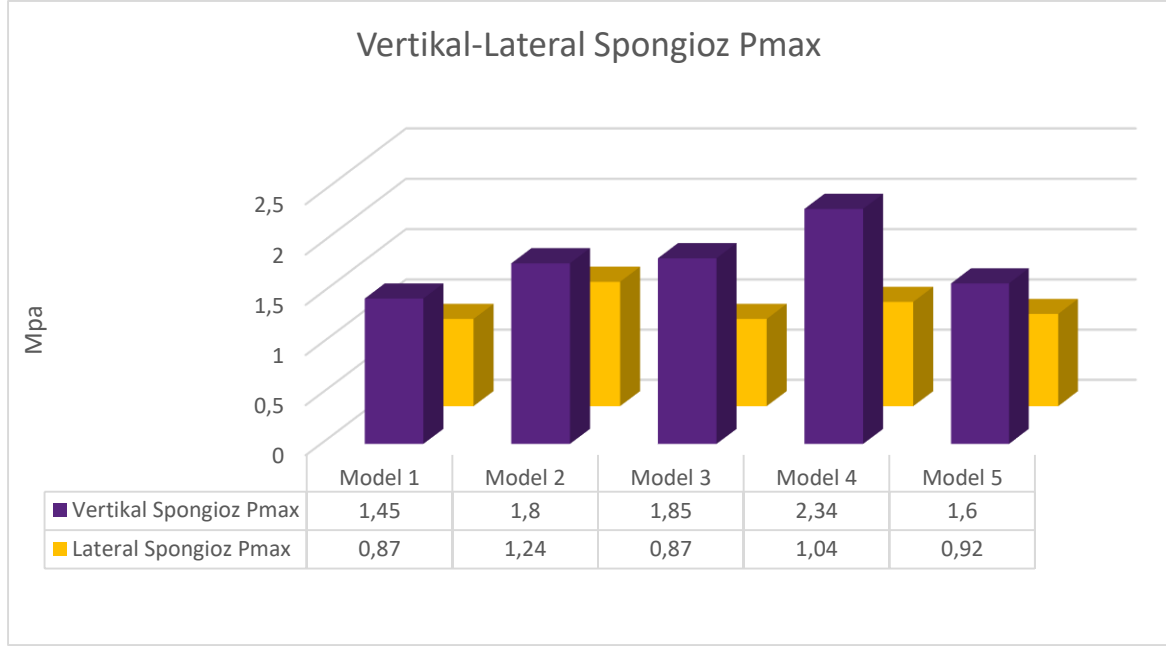
Uygulanan kuvvet türüne göre karşılaştırma yapıldığında, lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri, neredeyse bütün koşullarda vertikal yüklemeye oluşan streslere göre daha yüksektir. Lateral STY uygulanan Grupta (model 3) vertikal yükleme sonucu daha yüksek gerilme stresi meydana gelmiştir.



Şekil 4.49. Tüm modellerde vertikal ve lateral yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri

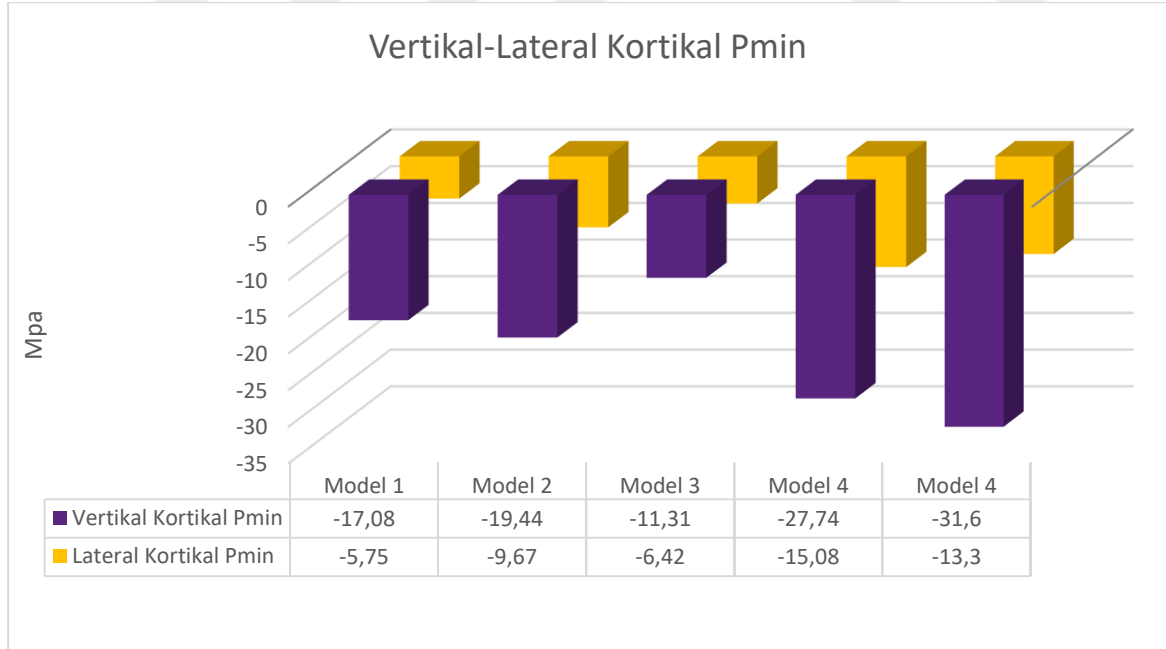
Hem gerilme hem sıkışma değerleri; hem vertikal hem lateral kuvvet uygulandığında kortikal kemikte spongios kemiğe göre daha yoğun hissedilmektedir.

Gerilme değeri (Pmax), modellerin kortikal tabakasına bakıldığında, yalnızca lateral STY uygulanan grupta (model 3), vertikal kuvvet uygulaması sonucu değer daha yüksek çıkmıştır. Model 4’de lateral kuvvet uygulaması sonucu oluşan stres, vertikal kuvvete göre neredeyse 3 kat daha fazladır.



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

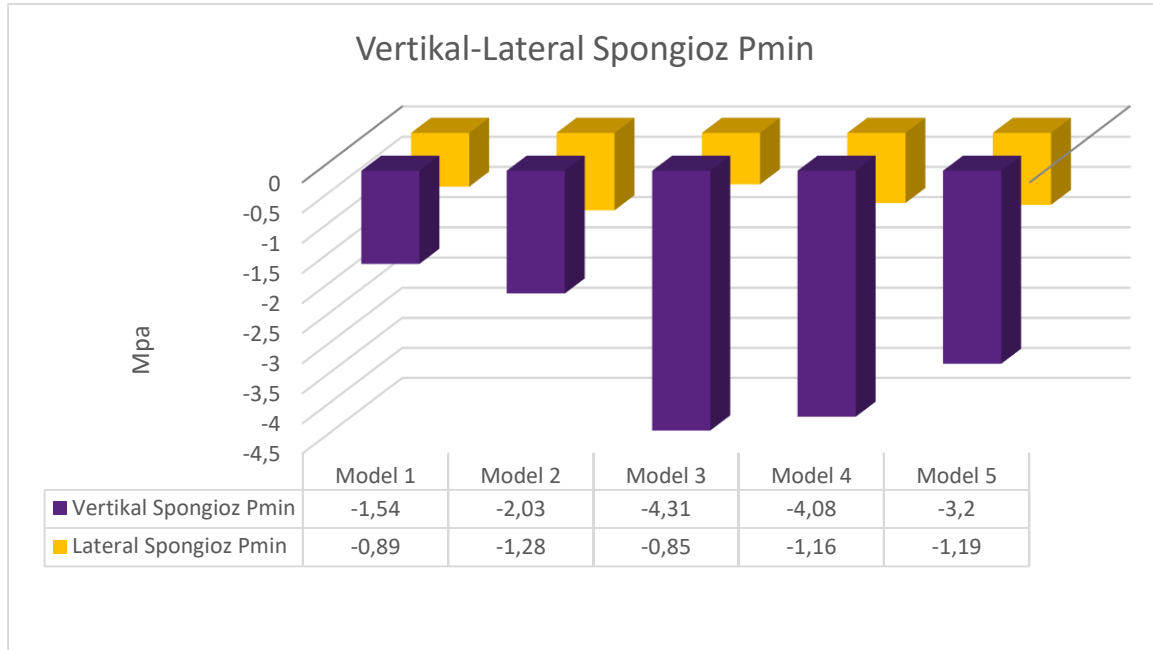
Spongios kemik tabakasında oluşan gerilme değerleri, lateral kuvvet uygulandığında bütün koşullarda vertikal kuvvetlere göre daha düşüktür.



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

Sıkışma kuvvetlerinin kortikal tabakada oluşturduğu stresler vertikal kuvvetler uygulandığında gerilmeye göre çok daha yüksektir. Lateral kuvvet uygulandığında ise

gerilme ve sıkışma stres değerleri arasında ciddi bir fark bulunmamıştır. Kortikal tabakada meydana gelen sıkışma stres değeri vertikal kuvvet uygulandığında daha yüksek bulunmuştur. Lateral ve vertikal kuvvetlere karşı oluşan tepki farkı en çarpıcı olarak kontrol grubunda görülmüştür ve vertikal kuvvet uygulandığında neredeyse 4 kat daha fazla strese maruz kalmıştır.



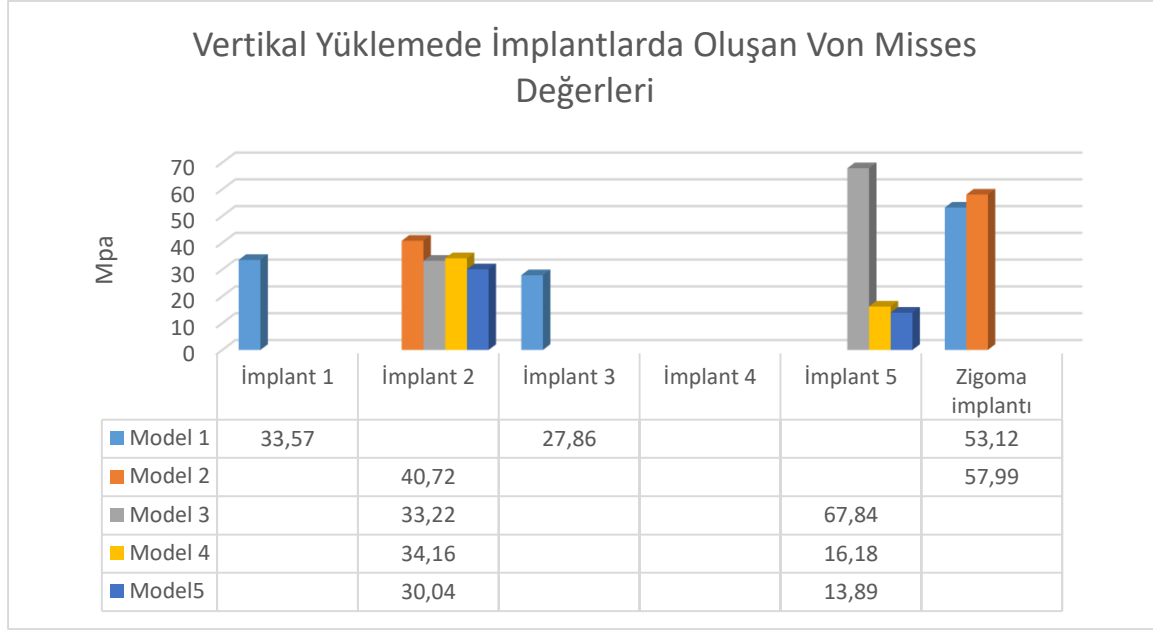
Şekil 4.52. Tüm modellerde vertikal ve lateral yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

Sıkışma kuvvetlerinin spongioz tabakada oluşturduğu stresler vertikal kuvvet uygulandığında daha yüksek değerler vermiştir. Bu grupta bulunan değerlerde en büyük fark lateral STY uygulanan grup (model 3) ve 30 derece açılı implant uygulanan grupta (model 4) görülmüştür.

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

Yapılan bu çalışmada gerilim ve sıkışma stresleri dışında elde edilen bir diğer bulgu, her modelde kullanılan dental implantta ve model 1 ve model 2'de kullanılan zigoma implantlarının üzerinde oluşan Von Misses Stres değerleridir.

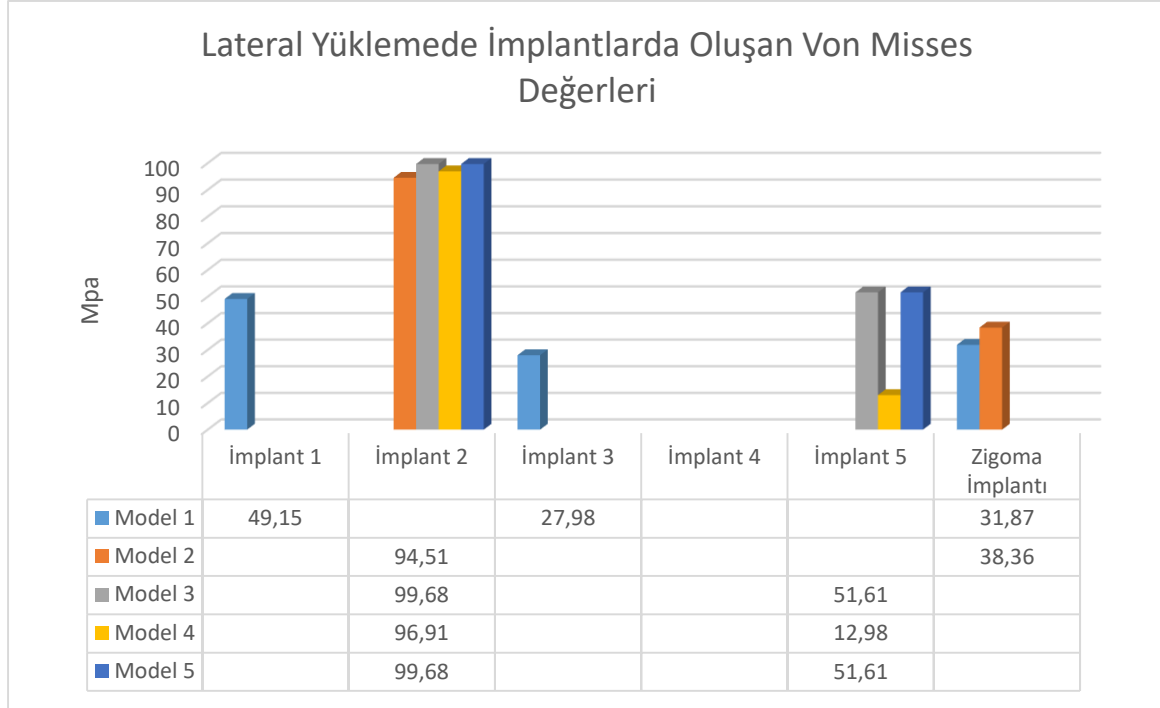
Vertikal ve lateral kuvvetler karşısında, Von Misses değerleri kuvvetin yönüne ve implantın bulunduğu yere göre çeşitli değişkenlikler göstermiştir.



Şekil 4.53. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Vertikal kuvveler uygulandığında, model 1, model 2 ve model 3’de posteriodaki implantlar anterior implantlara göre çok daha yüksek strese maruz kalmışlardır. Açılı implantların kullanıldığı model 4 ve model 5’de ise stres değeri anterior implantlarda daha yüksek ölçülmüştür. Aynı model içerisinde yer alan implantlar değerlendirildiğinde anteriordaki ve posteriodaki implantlar arasındaki stres farkının en büyük olduğu model 5’dir. 2 numaraya uygulanan implantın maruz kaldığı stres değeri 5 numaraya uygulanan 45 derece açılı implantın stres değerinin nerdeyse 2,5 katıdır.

Lateral STY uygulanmış grupta, açılı implantların uygulandığı gruplar karşılaştırıldığında; 5 numaraya düz implant uygulanması, implanta gelen stresi açılı implantlara göre arttırmaktadır. Ancak posterioda açılı ya da düz implant kullanılmasının, laterale uygulanan implantta oluşan stresi çok fazla etkilemediği görülmektedir.



Şekil 4.54. Tüm modellerde lateral yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Lateral kuvvetler karşısında, aynı model içerisinde yer alan implantlara bakıldığında her modelde anteriordaki implantlarda Von Misses stres değeri büyük oranda yüksek çıkmıştır. Bu fark en belirgin olarak açılı implantlar kullanılan model 4 ve model 5’de görülmektedir. Lateral kuvvet uygulandığında oluşan stres değerlerine bakıldığında en yüksek strese 2 numaralı bölgeye uygulanan implantın maruz kaldığı görülmüştür.

Vertikal ve lateral kuvvetlere karşı implantlar üzerinde oluşan farklılıklara bakıldığında, posteriora açılı implant uygulandığında anteriordaki implantların ciddi oranda strese maruz kaldığı belirgin şekilde görülmektedir.



## 5. TARTIŞMA

Atrofik maksillaya sahip hastalar, protetik rehabilitasyon için zorlayıcı şartlara sahiptir. Yeniden kemik kazanımı ve implant uygulaması için kemik kütlesi elde edilmesi için augmentasyon işlemi uygulanabilir. Augmentasyon prosedürleri; krestal onley greftleme, maksilla antrumu ve burun tabanından inley greftleme, LE Fort I osteotomisi ile interpozisyonel greftleme ve distraksiyon osteogenezisi ile uygulanabilir.

Augmentasyon işlemi çok sayıda komplikasyon içermektedir. Bunlar; postoperatif ağrı oluşumu ve skar oluşumu, donör sahada nörosensorial bozukluklar, iliak greftlerinde yürüyüş bozukluğu, ve donör sahada enfeksiyon oluşabilme potansiyelinin varlığı olarak sayılabilir. Bunlara ek olarak; otojen greftleme ek cerrahi işlem gerektirebilir ve bunun sonucunda maliyet artışı , çalışma süresinde ve genel tedavi süresinde artış meydana gelir. Otojen greftler, %87-%95 implant başarı oranıyla değişken derecede rezorpsiyon göstermektedir. Tüm bu faktörler göz önünde bulundurulduğunda hastalar, otojen greftlemeye alternatif tedavi yöntemlerini tercih etmektedir [99].

Keller ve arkadaşları, yaptıkları retrospektif bir çalışmada 118 maksiller otojen inley greftleme ve takibinde yapılan 248 kemik içi implantın 12 yıllık takibi sonucunda, greftleme bölgesinde yer alan implantların başarı oranını %87 olarak belirtmişlerdir [132].

Branemark ve arkadaşlar, 2001 yılında yaptıkları bir çalışmada, otojen onley greftleme ve kemik içi implant uygulamasının uzun dönem sonuçlarını incelemiş ve başarı oranını %80 olarak belirtmişlerdir [99].

Widmark ve arkadaşları, doğal alveolar kemiğe uygulanan implantların başarı oranının, greft uygulanmış alveolar kemiğe uygulanan implantlardan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. 1 yıllık takipleri sonucu doğal maksillada implant sağkalım oranı %96 iken, greft uygulanmış maksillada bu oran %82 olarak bulunmuştur [133].

Bu tezin amacı; yapılan çalışmalarda uygulanan çok aşamalı tedavilerin başarı oranları göz önünde bulundurularak, daha düşük maliyetli ve daha az aşamalı cerrahi gerektiren alternatif tekniklerin belirlenmesidir. Bu doğrultuda hazırlanan modeller ile, protetik



rehabilitasyonun en kısa sürede ve en az cerrahi işlem ile sağlanabileceği durumlar tespit edilmiştir.

Geleneksel radyografi teknikleri, görüntülemenin doğruluğunu sınırlayan özelliklere sahiptir. Periapikal ve panoramik görüntüleme tekniklerinin en büyük dezavantajı iki boyutlu görüntüleme sağlamasıdır. Bilgisayarlı tomografi, incelenecek olan kemik sahanın üç boyutlu şekilde, doğru ve detaylı incelenmesini sağlar. Bu bilgiler ışığında, yaptığımız bu çalışmada, detaylı bir model elde edilmesi amacıyla çalışmaya uygun olarak hasta arşivinden belirlenen bilgisayarlı tomografi verileri kullanılmıştır [134].

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi tekniği, sayısal analiz tekniğidir ve sıklıkla mühendislikte ve biyomekanik problemlerde kullanılmaktadır [130]. Bu metod birçok avantaja sahiptir ve bu sebeple diş hekimliği ve dental implantoloji alanlarında da sıklıkla tercih edilmeye başlanmıştır. Diş hekimliği açısından en büyük avantajı, klinik ortamda birebir tekrarlanması mümkün olmayan çalışmaların, istenildiği kadar tekrar edilebilir olmasıdır [111, 124].

Diğer avantajları ise; noninvaziv olması, tek bir noktada oluşan stres miktarının ölçülebilir olması, kraniyofasiyal yapıların özelliklerinin in vitro olarak en yakın taklit edebilecek modellerin oluşturulabilmesi, sinüs boşluğu görünemeyen bölgelerin grafiklerle görsellerinin oluşturulabilmesi, kuvvetin uygulama noktası, yönü, miktarı klinik durumu simüle etmek için çeşitli şekillerde uygulanabilir olması ve fiziksel şartlar hiç değişmeden tekrarlanabilir olmasıdır [130].

SESA'da yapılan çalışmanın kalitesi kullanılan modelle doğrudan ilişkilidir. Modellenen yapının boyut ve materyal özellikleri gerçeğe çok yakın olmalıdır. 2D ya da 3D modellerin oluşturulmasına ilişkin karar, ele alınacak problemlerin karmaşıklığına, gerekli doğruluk seviyesine, sonuçların uygulanabilirliğine ve analizde yer alan yapıların karmaşıklığına bağlıdır. 3D modeller insan anatomisi, restorasyonlar. Üç boyut modellerin daha gerçekçi olduğuna ve dolayısıyla insan anatomisinin, restorasyonların ve implant bileşenlerinin biyomekanik etkileşimlerini iki boyutlu modellere göre göstermede daha etkili olduğuna inanılmaktadır. Bununla beraber modelleme ve yorumlama işlemini oldukça zorlaştırmaktadır [135].

Çalışma, üst veya alt çenenin yalnızca belirli bir alanının analizini içeriyorsa, bütün anatomik yapının modellenmesi gerekli değildir, tüm yapının modellenmesi zaman, enerji ve maliyeti büyük ölçüde artırmakla beraber az bir kazanım sağlayacaktır [136].

Eğer posterior maksiller bölge gibi zayıf bir kemik yapı simüle edilecekse kortikal kemik tamamen 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. Bununla birlikte, kansellöz kemik uniform değildir ve anizotropiktir ve yükleme 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 [137, 138] .

Yüksek çözünürlük değerleri ve otomasyon derecesi bu yöntemi cazip kılmaktadır ancak kemik-hava sınırına uygun eşik algoritmalarının, değişen kemik kalınlıkları ve yoğunluğu olan bir yapı boyunca güvenilir bir şekilde belirlenmesi zor olabilir. Bilgi işlenmesindeki zorluğun önüne geçilebilmesi için düğüm sayısının azaltılması amacıyla elemanlara ayılma aşamasında yüzey düzleme işleme yapılması gerekmektedir. Öte yandan bu işlem yapılırken çalışma sonuçlarındaki verilerin doğruluğunun bozulmaması için geometri fazla basitleştirilmemelidir [139, 140].

SESA yazılımları, daha gerçekçi kemik-implant temas türlerini simüle edebilen farklı temas algoritmaları kullanabilmelidir. ANSYS programında "bağlanmış", "ayrılmamış" ve "sürtünmesiz" olarak tanımlanan temas şekilleri sadece hastalar arasında değil, aynı hastada da farklılık gösterebilir, implant kemik entegrasyonu tanımlamak için yararlıdır [141].

Çalışmamızda siman alanının yapılan modellemede geçmiş çalışmalar değerlendirilerek 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. İmplant-abutment

temaslarını inceleyen SESA çalışmalarında implant, abutment ve vida arasında sürtünme katsayısı 0,5 kabul edilmektedir [142] .

İdeal koşullar altında, tüm çene kemiğinin yapısının, ligamentler, kaslar, tendonlar ve diğer destekleyici dokular ile birlikte modellenmesi ve belirli bir implant grubunda kollektif kuvvet aktarım biriminin tam olarak simüle edilmesi gerekir. Bu maalesef oldukça zor olmakta ve elde edilen veriler çok küçük farklara neden olmaktadır. Teixeira ve ark. yaptıkları çalışmada mandibulada yerleştirilen implanta meziodistal 4,2 mm'den daha fazla modellemenin sonuçları etkilemediğini göstermişlerdir.

Modelin çevresinde bir denge çözümü sağlamak için, sıfır deplasmanlı veya rotasyonlu sınırların, ilgilenilen bölgeden makul uzaklıkta olan düğümlerde tutulması ve böylece stres ile indüklenen reaksiyon kuvvetleri ile ilişkili alanlarla stres analizi yapılan alanlara arasında hatalı sonuca neden olabilecek etkileşim olmaması şarttır [143].

Dental implantlarla ilgili yapılan çalışmalarda, stres dağılımlarının ölçülebilmesi için sonlu elemanlar stres analizi yönteminden başka gerinim ölçme ve fotoelastik yöntemler de kullanılmaktadır. Akça ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada dental implant üzerinde meydana gelen streslerin incelenmesinde gerilim ölçer analiz yöntemi ile sonlu elemanlar stres analizi yöntemini karşılaştırmışlardır ve her iki yöntemde de modellerde meydana gelen stres değerleri konusunda yakın sonuçlar elde etmişlerdir. Buna rağmen, sonlu elemanlar metodu modelleme açısından daha hassas ve ayrıntılı sonuçlara izin verdiği için daha avantajlı bulunmuştur.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin avantajları yanında, yapılan invitro çalışmalarda bazı kısıtlamaları da bulunmuştur. bu kısıtlamalar günümüz teknolojisinin gerçek yaşam koşullarını birebir taklit edememesinden kaynaklanmaktadır. Canlı dokuların taklit edilebilmesi için, trabeküler kemik yoğunluğu, kortikal kemik kalınlığı gibi değişkenlik gösterebilen bazı faktörler sabit kabul edilmek zorundadır. Bu çalışmamızda, yer alan modellerin klinik deneylerde birebir aynı şartlar altında karşılaştırılmasının neredeyse imkansız olması ve SESA metodunun güvenilirliğinin yapılan araştırmalarla kanıtlanmış olması nedeniyle, SESA metodu kullanılmıştır.

Yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, üç boyutlu model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da, iki boyutlu modellemeye göre avantajlara sahip olduğu belirtilmiştir [144]. Son yıllarda özellikle implant destekli protezlerin, kemiklerdeki stres dağılıma etkilerini incelemek için, iki boyutlu ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları yapılmıştır. Meijer ve arkadaşları bu çalışmalarında 3D model kullanılarak yapılan analizin daha gerçekçi olduğunu ve daha detaylı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [145].

Çalışmamızda yer alan modellerin ve senaryoların ince detaylar içermesinden dolayı, çalışmamızın sonuçlarının daha gerçekçi olması ve daha hassas modeller elde edebilmek amacıyla modellerimiz 3D olarak tasarlanmıştır.

Sonlu eleman stres analizi yönteminde düğüm ve eleman sayıları arttıkça analiz süresi de uzamaktadır. Meijer ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 3D sonlu elemanlar stres analizi yönteminde, hazırlanan modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile analizin başarısının doğru orantılı olduğunu belirtmişlerdir [145]. Çalışmamızda kesin verilere ulaşabilmek için, kullanılan sonlu eleman modellerinin özellikleri diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında, düğüm noktası ve eleman sayısı oldukça yüksek tutulmuştur.

SESA çalışmalarında elastisite modülü ve poisson oranı ile nitelendirilen çene kemiğinin maddesel davranışının izotropik, homojen ve linear elastik olduğu varsayılır. Maksilla canlı bir doku olarak, her bölgesinde homojen yapı göstermez ve mekaniksel ortama göre farklı şekillerde cevap verir. Ancak çalışmamızda maksillanın homojen ve izotropik olduğu varsayılmıştır ve bu durum çalışmamızın bir eksikliği olarak değerlendirilebilir.

Kortikal kemik kalınlıklarının modellerde belirlenmesi sonuçlarını 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. Bu bilgilere paralel olarak bizim çalışmamızda da en yoğun stres değerleri kortikal kemik tabakasında bulunmuştur [141].

Zigoma implantları ilk olarak 1988 yılında Branemark tarafından, atrofik maksillayı greftleme tekniğine alternatif olarak tasarlanmıştır. Anterior maksillada yeterli kemiğin olduğu ancak posterior bölgede dental implant uygulaması için yeterli kemiğin olmadığı durumlarda kullanılabilir. Bilateral zigoma implantlarının maksilla premolar/molar bölgeye uygulandığı ve bununla birlikte anterior maksillaya 2 ya da 4 dental implantın uygulandığı durumlarda protetik rehabilitasyonun mekanik stabilitesi ve retansiyonu, greftleme ihtiyacı duyulmaksızın sağlanabilir.

Zigoma implantlarının kullanımında greftleme ihtiyacı olmadığı için donör saha morbiditesi elimine edilmektedir. Van Steenberghe ve arkadaşları, posterior bölgede uyguladıkları greftleme işlemi sonrası kemik içi dental implantların başarı oranını %80, zigoma implantlarını başarı oranını ise %90-%100 olarak bildirmişlerdir.

Sinüs yükseltme işlemi uygulanan hastalarda yeterli kemik yüksekliği varlığında, implant uygulaması aynı anda yapılabilmektedir. Protetik rehabilitasyon için, işlem sonrası 6 ay bekleme süresi vardır. Kemik yüksekliği yeterli olmadığı durumlarda implant uygulama işlemi 2 seansta yapılmaktadır ve bu ek bir bekleme süresini beraberinde getirmektedir. Ogmentasyon yapıldığı durumlarda, otojen greft ilaik krestten veya çenelerden alınsa da, allogreft veya xenogreft kullanılsa da en az 6 aylık bir kemik formasyon dönemi beklemek gerekmektedir. Zigoma implantlarında ise dental implantların durumuna göre immedat yükleme veya 6 aylık periodda yükleme yapılabilir. Her iki koşulda da tedavi süresi 6 ay ya da uzun süreyle kısalmış olur. Bu da zigoma implantlarının en büyük avantajlarından birisidir.

Zigoma implantlarında çeşitli komplikasyonlar rapor edilmiştir. Bunlar; postoperatif sinüzit, oroantral fistül formasyonu, periorbital ve konjunktiva ödemi veya hematomu, ağrı, fasiyal ödem, geçici parestezi, epistaksis, dişeti inflamasyonu ve orbital yaralanma olarak sayılabilir. Zigoma implantlarının boynunun palatal bölgede yer alması konuşma zorluğuna sebep olur ve oral hijyeni olumsuz yönde etkiler.

Kahnberg ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada 145 zigoma implantını 3 yıl süreyle takip etmişlerdir. 145 implanttan 5 tanesini kaybetmişlerdir ve başarı oranını %96.3 olarak bildirmişlerdir [146].

Bedrossian ve arkadaşları, bilateral zigoma implantı ve 55 premaksiller dental implant uygulanan 14 hasta rapor etmişlerdir. Premaksiller implantlar kanin vesantral kesici diş bölgelerine uygulanmıştır. Zigoma implantları immedat yüklenmiştir ve hastanın mevcut protezi akrilik rezin ile geçici proteze dönüştürülmüştür. 12 aylık takip sonucu implant kaybı rapor edilmemiştir [147].

Aparicio ve arkadaşları, 131 implant uygulanan 69 hastayı 6 aydan 5 yıla kadar değişen sürelerde takip etmişlerdir. 69 hastanın 27 tanesinin günde 20 adet olmak üzere sigara kullandığını bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda hiç implant kaybı olmadığını ve sigara kullanımıyla zigoma implantlarının bir ilişkisi olmadığını belirtmişlerdir [148].

Zigoma implantları ile 2 veya 4 tane uygulanan dental implantın birbirine splintlenmesi okluzal kuvvetlerin eşit dağılımını sağlar. Zigoma implantları posterior okluzal kuvvetleri absorbe ederken, dental implantlar anterior okluzal kuvvetleri absorbe eder. Splint uygulaması lateral ve rotasyonel kuvvetlerin azalmasını sağlayarak, implantların stres sebebiyle kaybedilme oranını düşürür [99].

Zigoma implantları all on four tekniğiyle full protetik üst yapı kullanılarak stabilize edildiğinde zigoma kemiğinde ve paranasal yapılarda en iyi yükleme koşulları meydana gelmektedir. Uygulanan 4 implant birleştirildiğinde, dental implantları daha anteriorda konumlandırılması halinde alveolar kemikteki stres, posteriorda konumlandırmaya göre daha düşük olmaktadır. Bizim çalışmamızda da bu bilgilere benzer sonuçlar çıkmıştır.

Zhao ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada çiğneme kuvvetinin 150-400 N olduğu bildirilmiştir[149]. İshak ve arkadaşları, minimum kuvvet değeri olan 150 N ile çalışma yapmışlardır[95]. Bu çalışmamızda da implantların kayıp riskini göz ardı etmek amacıyla uygulanan kuvvet değeri İshak ve arkadaşlarının yaptığı yayın referans alınarak 150 N kabul edilmiştir.

Wen ve arkadaşları, sonlu eleman stres analizi ile 150 N kuvvet uyguladıkları modellerde en düşük stres değerinin anterior bölgede uygulanan dental implantlar çevresinde olduğunu belirtmişlerdir. Dental implantların farklı konumlandırıldığı iki vakayı karşılaştırdıklarında dental implantın posteriorda konumlandırıldığı modelde, zigomatik kemikte ve orbital rim bölgesinde, fonksiyon sırasında daha fazla stres oluştuğunu rapor

etmiş olup zigoma implantlarının konumlarının belirlenmesinde en önemli parametrenin paranasal yapıların anatomisi olduğunu bildirmişlerdir [150]. Çalışmamızda hazırladığımız modellerde de dental implant sayısının artırılması ya da daha önde konumlandırılması kemiğe gelen stres değerlerini düşürdüğünü göstermiştir.

Zigomaya implant uygulaması için araştırmacılar farklı teknikler tanımlamıştır. Yayınlar pek çok teknik girmiş olmakla birlikte günümüzde en sık kullanılanlar; Branemark tekniği, Stella tekniği (sinüs slot), ekstrasinüs tekniği ve ekstramaksiller tekniktir. Bu teknikler kullanılarak araştırmacıların yaptıkları çalışmalarda kısa ve uzun dönemde %82 ile %100 arasında değişen oranlarda sağkalım oranları rapor etmişlerdir.

Stella ve Branemark tekniklerinin maksiller sinüs patolojilerine sebep olduğuna dair çalışmalar bulunmaktadır. Stella tekniği tanımlanırken çalışmacı postoperatif semptomları azalttığını ve oryantasyonu arttırdığını belirtmiş olmasına rağmen, uygulama yapılırken görüş alanının daralması sebebiyle posterior antral duvarı perforasyon riskinin olduğunu belirtmişlerdir. Buna benzer bir çok çalışma intrasinüs tekniğinde komplikasyon riskinin yüksek olduğunu belirtmişlerdir [95].

Ekstrasinüs teknik zigomatik kemikteki implant uygulanabilir alanı arttırarak daha fazla mekanik stabilite sağlar. Romeed ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 50 mm uzunluğundaki zigoma implantını kemik destekleri 10, 15 ve 20 mm olacak şekilde modellemişlerdir. Bu modellere implantların uzun aksına 45 derece olacak şekilde 150 N kuvvet uygulanmıştır. Tüm diğer şartlar aynı tutularak kemik desteğinin 10 mm den 20 mm ye çıkarılması sonucunda implant abutment arayüzündeki von mises strelerini üçte bir oranında azalmıştır. Kemiğe gelen stres ise kemik desteğiyle orantılı olarak azalmıştır [151].

Freedman ve arkadaşları yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında zigoma implantlarının farklı tekniklerle yerleştirilmesinin yarattığı stres farklılıklarına bakmışlar ve ekstrasinüs ve intrasinüs yöntemi diğer yöntemlere göre daha başarılı olduğu sonucunu elde etmişlerdir [152]. Yükleme koşulları tüm şartlar sabit tutularak değiştirilmiştir. 50, 150, 300, 600 N uygulanarak kuvvet dağılımı incelenmiş ve uygulanan kuvvete bağlı orantılı olarak arttığı bulunmuştur. Ayrıca zigoma implantlarının alveoler destek olmadığında oluşan stresleri ölçmek için modelde implantın boyun bölgesinden 0.5 mm

kemik boşluğu bırakılmıştır. Alveoler desteğin olmadığı durumlarda okluzal yüklemde protetik bağlantıya gelen von mises stres değerlerinde 2,5 kata yakın artış görülmüştür. Zigomatik implantlar için ekstrasinus tekniği alveoler kemik desteği sağlayarak oklüzal ve lateral kuvvetler karşısında daha az internal stres oluşmasına neden olmaktadır [152]. Ekstrasinüs tekniğiyle yerleştirilen implantın hem koronali hem de apikalinde kortikal kemik desteği olması, kuvvet uygulaması sonucu implanta gelen stresin düşük çıkmasına neden olmaktadır.

Ekstramaksiller teknik protezin boyutunu azaltır, hijyen ve kullanım kolaylığı gibi avantajları mevcuttur. Ekstramaksiller teknikte vida kırılması sıklıkla karşılaşılan bir durum olarak yapılan çalışmalarda gösterilmiştir [153]. Chow ve ark. 2010 yılında yaptıkları çalışmada sinüs membranı prefore edilmeden ekstrasinüs tekniği kullanılarak 37 zigoma implantı yerleştirmişler ve hasta takibinde hiçbir sinüs patolojisi izlenmemiştir [154]. Ekstramaksiller teknik kullanıldığında uzun bir kantilever oluşmaktadır. Eski çalışmalar uzun kantileverin yüksek strese sebep olduğunu göstermektedir. Bu da başarısızlık ihtimalini arttırmaktadır.

Ekstrasinüs tekniği biyomekanik açıdan daha avantajlıdır. Wen ve ark. yaptıkları çalışmada zigomatik kemiği çevreleyen kemikteki en düşük stresi ekstrasinüs tekniğinde bulmuşlardır. Yine bu çalışmada dental implantlarla beraber uygulanan zigoma implantlarında en yüksek stres yine zigoma implantında bulunmuştur. Bu sonuçlar bizim çalışmamızda da benzer bulunmuştur. Titanyum alaşımlar  $900 \text{ N/mm}^2$  'e kadar olan kuvvetleri geri dönüşümsüz olarak tolere edebilirler. Çalışmamızda uygulanan 150 N 'luk kuvvetin implantlarda başarısızlığa sebep olması beklenmemektedir.

Ishak ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı teknikler kullanılarak yaptıkları stres analizi karşılaştırmasında 150 N yükleme kuvvetini protetik üst yapının 4 farklı bölgesine uygulamış ve ortaya çıkan stresleri karşılaştırmıştır. Lateralde implantlar sabit vetikal konumda olup boynu birinci molar bölgesinde olan zigoma implantını intasinus ve ekstramaksiller olarak modellemiş ve stres karşılaştırmasını yapmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre en yüksek stres ekstramaksiller tekniğe göre uygulanan implantta kuvvet ikinci molar kantilever üzerinden uygulandığında bulunmuştur. Intramaksiller tekniğe göre yerleştirilen implantlar kantilever etkisinin daha az etkilenmişlerdir.



Zigoma implantları okluzal kuvvetlerle yüklendiğinde stres, baskın olarak infrazigomatik krest boyunca iletilir ve zigomatik kemiğin frontal ve temporal çıkıntılarına olmak üzere iki yönde bölünür. Zigomatik implant destekli protetik yapının üzerine gelen kuvvetlerin oluşturduğu stres dağılımı dişli çenelerdeki stres dağılımına benzerdir.

Zigomatik kemiğin anatomik yapısıyla ilgili olarak implant az miktarda kansellöz kemikten geçmektedir. Zigomatik kemiğin rezorbsiyona ve rejenerasyona olan eğilimi azdır ve bu zigomaya implant yerleştirmek için önemli diğer bir sebeptir.

Bevilaqua ve ark. yaptıkları bir çalışmada kısa kantilever kullanımının protetik yapıdaki fazla yüklenmenin önlenmesinde önemli olduğunu bildirmiştir [155].

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında çeşitli kısıtlamalar bulunmaktadır. Sonuçların değerlendirmesini kolaylaştırmak için hem zigoma implantları hem de dental implantlar basitçe modellenmiştir. İmplant ve kemik arasındaki osseointegrasyon %100 kabul edilmiştir. Klinik olarak osteoporoz, ilaçlar, ve lokal enflamasyon gibi sebeplerle bu oran gerçekçi gözükmemektedir. Bu etkenlerin modellemeye ilave edilememesi çalışmamızın sonuçlarını kısıtlamaktadır.

Yükleme aksiyel veya aksiyel olmayan şekilde yapılabilir. Aksiyel bir kuvvet implantın uzun ekseni boyunca iletilir ve dolayısıyla ankraj ünitesini sıkıştırır. Aksiyel olmayan veya yatay yük, bileşenleri ayırmaya çalışan çekme gerilmelerini iletir ve tahrip edici olarak kabul edilen bir eğilme hareketini başlatır. İmplant üzeri kron hazırlanırken çiğneme esnasında uygun biyomekanik kuvvetlerin oluşabilmesi için özel dikkat gösterilir. Temel mühendislik prensipleri göz önünde bulundurularak yapılan restorasyonun uzun aks boyunca uygun baskı stresi iletmesi istenmektedir. Torsiyon ve bükülme hareketine neden olabilecek uzun kantilever kullanımından kaçınılmalıdır . Aksiyel ve aksiyel olmayan yüklem kombinasyonu, fiili uygulanan kuvvetin implant eksenine göre eğik olduğu ve bileşenler uzunlamasına ve enine yönlerde çözülebileceği pratik koşulları taklit eder. Bu eğik kuvvetler dikkate alınarak yapılan SESA klinik olarak daha gerçekçidir [156, 157]. Bu sebeple çalışmamızda da bu tekniği tercih ettik.

Yapılan çalışmalarda ısırma kuvvetleri cinsiyet, kas kuvveti, tonusu, parafonksiyonel alışkanlıklar, yaş, dişsizlik miktarı gibi etkenlere bağlı olarak kişiden kişiye farklılık göstermektedir. Premolar bölgesinde rapor edilen ısırma kuvveti 40-600 N arasında değişmektedir. Molar bölgede genç yetişkinler için rapor edilen değer ise 50-400 N arasında değişmektedir. Keser dişler bölgesinde kuvvetler 25-170 N arası değişen değerlerde diğer bölgelere nazaran daha küçük bulunmuştur. Klinik çalışmalar, kemik içi implantlara gelen ortalama ısırma kuvvetinin implantın çapı, boyu, konumu ve kullanılan abutment türüne bağlı olarak 90-280N aralığında olduğunu ortaya koymaktadır. Bu ısırma kuvveti aralıkları, çeşitli SESA araştırmalarında kullanılmıştır [158, 159].

SESA ile ilgili literatürlerde yükleme noktası, restorasyonun modelleme morfolojisine göre değişir. Stres konsantrasyonlarının doğru bir şekilde değerlendirilmesi için, ısırmanın gerçekçi simülasyonunu göz önünde bulundurmak gereklidir. Bu nedenle yükleme kuvvetleri başlangıçta restorasyona uygulanmalı ve daha sonra abutment yoluyla implant ve çevresindeki kemiğe iletilmelidir. Son olarak yükleme statik veya dinamik olabilir. Daha gerçekçi olmasına rağmen dinamik yükleme, statik yüklemeye göre hesaplaması oldukça zordur ve bu nedenle bizim çalışmamız da literatürdeki çoğu çalışma gibi, aksiyel, aksiyel olmayan ve kombine statik yükler kullanılmıştır [160].

Yapılan çalışmalarda çiğneme hareketinde oluşan oklüzal kuvvetlerin dişlere hiçbir zaman tam vertikal ya da horizontal şekilde gelmediği bu nedenle bu kuvvetlerin birleşimi olan oblik kuvvetlerin, oklüzal yükleri daha iyi taklit ettiği belirtilmiştir [161]. Vertikal ve horizontal kuvvetlerin birleşimi olan oblik kuvvetler, yıkıcı stres birikimlerini vertikal kuvvetlere kıyasla daha net bir şekilde oluştururlar. Oblik kuvvetler daha gerçekçi sonuçlar alınmasını sağlamaktadır [161, 162] . Bizim çalışmamızda protetik üst yapı Wen ve ark yaptıkları çalışmayla benzerdir. Tüm gruplarda standart üst yapı koşullarını sağlayabilmek ve sağlıklı bir kıyaslama yapabilmek için uygulanan üst yapı oblik kuvvet uygulamasını mümkün kılmamaktadır. Bu sebeple bizim çalışmamızda vertikal ve horizontal yükleme yapılmıştır ve sonuçlar değerlendirilmiştir.

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 [91,

163]. Bizim çalışmamızın da amacı, 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.

Osseointegrasyonunu tamamlamış implantların başarısı, streslerin uzun dönemde destek dokulara iletme biçimine bağlıdır. Bu çalışmada, implant uygulandıktan ve osseointegrasyon tamamlandıktan sonra fonksiyon sırasında oluşan değişiklikler incelenmiştir. SESA yönteminde in vivo kuvvet uygulanamadığı ve kuvvet devamlılık gösteremediği için, çalışmamızda kuvvetin sadece ilk uygulandığı anda implantta ve çevre kemikte meydana gelen değişiklikler incelenebilmiştir.

Başarısız olan veya kaybedilen implantların sıklıkla boyun bölgelerinde rezorpsiyon görülmektedir. Bu konuyla ilgili pek çok çalışma mevcuttur. Yapılan çalışmalar bu kemik kaybının, uygun olmayan yükleme koşulları ve plak birikimi gibi nedenlerle meydana gelen enflamasyona bağlı olduğunu göstermektedir [46, 164, 165]. Yaptığımız çalışmada incelenen stres-strain dengesi, implantların uzun dönem başarısını etkileyen kemikteki stres ve rezorpsiyon miktarlarını öngörebilmek açısından önemlidir. Ancak çalışmamızda plak birikimi gibi biyolojik faktörler canlandırılmamıştır.

Bir sisteme noktasal, alansal veya kütle kuvvetlerinin etki edebildiği bilinmektedir. Noktasal kuvvetler belirlenen eleman veya noda belirlenen açı ile tatbik edilen kuvvetlerdir. İmplant üstü protezler üzerine tek bir noktadan kuvvet uygulanması, kuvvetin uygulandığı alanda yüksek değerler elde edilmesine neden olur. Bu bilgiye paralel olarak çalışmamızda da alansal yükleme tercih edilmiştir [166]. SESA çalışmalarında amaç, yük uygulaması altında cismin bütünlüğünün ilk önce hangi noktada bozulacağını araştırılmasıdır [6]. Çalışmamızda da bu amaçla, kemik gibi kırılabilir özellikteki yapıların stres değerlerini belirlemek için Asal Stres değerlerinden, titanyum gibi materyallerde ise Von Misses stres değerlerinden yararlanılmıştır.

Özellikle dişsiz bireylerde, molar bölgede kemik kantitesi ve kalitesinin zayıf olduğu durumlarda, dental implantların anterior bölgeye yerleştirilmesi ve protetik restorasyonun kantilever ile posteriora uzatılması gerekmektedir. Uzun kantilever kullanımları, periimplant bölgede aşırı yüklemeye sebep olmaktadır. Bu nedenle implant kemik arayüzeyinde fizyolojik olarak istenmeyen stres oluşumuna bağlı biyolojik kemik

rezorpsiyonuna neden olmaktadır. Sonuç olarak da implant geometrisi ve yerleşimine bağlı, periimplant bölgedeki kemiğin zayıflaması ya da kaybı ve krater oluşumuyla beraber implantın kaybı yaşanmaktadır.

Restoratif sistemlerde açılı distal implant kullanımı posterior kantileverin kısaltılmasına imkan sağlamaktadır.

All on four konseptinde, 2 vertikal mesial implant ve 2 açılı distal implant uygulanmaktadır. Açılı implantlar vertikal düzleme göre 30 derece veya 45 derece eğime sahip implantlardır. Bizim çalışmamızda da, modellerde bu protokol kullanılmıştır [129].

Baggi ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, all on four konseptiyle hazırladıkları modellere farklı şekillerde kuvvet uygulayarak kemikteki stres dağılımlarını incelemişlerdir. Kuvvetleri dağıtılmış vertikal, distal kantilever merkezli ve anterior bölge merkezli olarak uygulamışlar ve en dengeli stres dağılımının dağıtılmış vertikal kuvvet uygulamasında olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızda da modellerimize protetik üst yapı üzerinden oklüzal düzleme paralel olarak vertikal ve lateral kuvvet uygulanmıştır [129].

Maeda ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada all on four uygulaması sonrası kantilever etkisinin azalmasına bağlı olarak krestal kemikteki stres yoğunluğunun ve uzun dönem etkisinin ciddi oranda azaldığını rapor etmişlerdir [167].

Doğan ve arkadaşları açılı implant yerleşiminden faydalanılan All on Four implant yerleşimi konseptini sonlu elemanlar analizi yöntemiyle, diğer alternatif tedavi yöntemlerini karşılaştırmışlardır. 1. Modelde All on Four konseptiyle yerleştirilen 4 adet implant, 2. Modelde vertikal yerleştirilen 2 uzun 2 kısa implant, 3. Modelde ise vertikal yerleştirilen 4 uzun 2 kısa implant, 4. Modelde vertikal yerleştirilen 2 uzun 4 kısa implant kullanarak mandibulayı simüle etmişlerdir. Çalışmada tamamen dişsiz mandibulanın tedavisinde, molar bölgede kısa implant kullanımının, aynı bölgede açılı implant kullanımına göre daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir [168].

Penarrocha-Oltra ve arkadaşları açılı yerleştirilen implantlar ile atrofik maksillanın tedavisi hakkında yaptıkları literatür incelemesinde toplam 13 çalışmayı incelemişlerdir. 319

hastaya uyguladıkları 782 açılı ve 666 düz olarak yerleştirilen implantın değerlendirildiği çalışmada, düz yerleştirilen implantların başarı oranının %91.3 ile %100 arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Açılı implantların başarı oranı ise %92.1 ile %100 arasında rapor edilmiştir [169].

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında implantların aksiyel veya açılı yerleştirilmesi kuvvet dağılımında farklılık neden olmaktadır. Bizim çalışmamız da bunu desteklemektedir; ancak daha önce de belirtildiği gibi bilgisayar analizleri oldukça fazla sayıda varsayım içermektedir. Birçok etken ihmal edilmiştir. Yapılan klinik çalışmalarda dört implant yerleştirilerek yapılan ve kantilverlı bir restorasyon içeren vakalarda implantların aksiyel ya da vertikal olarak yerleştirilmesinin implant sağkalım oranı ve marjinal kemik kaybında herhangi bir etkisi olmadığını göstermişlerdir [170, 171].

Bizim çalışmamızda 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. Lateral kuvvetlerde ise, kortikal kemikte gerilme ve sıkışma streslerinin her ikisi de açılı implantların uygulandığı modellerde çok daha yüksek bulunmuştur. Bunun yanında modellerin hepsinde 5 numara bölgesine uygulanan düz implant üzerinde oluşan Von Misses stres değeri açılı implantlara oranla çok daha fazla olarak rapor edilmiştir. Özellikle 45 derece eğim ile yerleştirilen implantın olduğu grupta abutmentin kemik içerisinde kalması SESA sonuçlarının optimal seviyede elde edilmesine engel olmuştur. Bu çalışmamızın eksik bir tarafı olarak gösterilebilir. Klinik uygulamalarda eğimli abutment yerleştirilmesine imkan veren yeni dizaynların son zamanlarda tanıtılması ve bu konuda yeni çalışmalar yapılması bu problemin çözülmesine ön ayak olacaktır.

## 6. SONUÇLAR

Çalışmamızda *ZİGOMA İMPLANTI grubu* uygulanan lateral kuvvetler karşısında kortikal ve spongioz kemikte en yüksek gerilme stres değerini göstermesi nedeniyle *başarısız bir görüntü çizmiştir*. İmplantlar açısından değerlendirildiğinde, zigoma implantı üzerine gelen stres *kontrol grubuyla benzer sonuçlar vermiştir*.

*LATERAL STY grubu* uygulanan kuvvetler karşısında spongioz kemik üzerinde oluşan stresler açısından *kontrol grubuna benzer sonuçlar verirken* kortikal kemik üzerinde daha düşük gerilim ve sıkışma stres değerleri vermiştir. İmplantlar açısından değerlendirildiğinde 2. Ve 5. İmplant üzerinde oluşturduğu aşırı stres nedeniyle *dezavantajlı bir görüntü çizmektedir*.

*AÇILI İMPLANT* grupları diğer gruplara göre uygulanan kuvvetler karşısında kemik üzerinde daha fazla sıkışma stresi oluşmasına neden olmuşlardır ancak kemik üzerinde oluşturdukları gerilme stresinin *kontrol grubuna benzer sonuçlar vermesiyle ideal bir tedavi alternatifi olmuşlardır*.

*KONTROL grubu* ile *ZİGOMA İMPLANTI grubu* karşılaştırıldığında; *ZİGOMA İMPLANTI grubu* vertikal ve lateral kuvvetler karşısında yoğun stresler oluşturmaktadır. *ZİGOMA İMPLANTI grubu* vertikal ve lateral kuvvetler karşısında, kortikal ve spongioz kemik üzerinde çalışmamızın en yüksek stres değerini vererek *dezavantajlı duruma düşmektedir*. Zigoma implantları açısından karşılaştırıldığında implant üzerinde oluşan stres de *ZİGOMA İMPLANTI grubunda daha yüksek* değeri verirken. Bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda zigoma implantı uygulanacağı durumlarda anteriorda implant sayısının artırılmasının *daha avantajlı olduğu sonucu ortaya çıkmaktadır*.

*30 DERECE AÇILI İMPLANT grubu*, *45 DERECE AÇILI İMPLANT grubu* ve *LATERAL STY grubu* karşılaştırıldığında; vertikal kuvvetler karşısında en yüksek gerilme stresini *LATERAL STY grubu* gösterirken, vertikal kuvvetler karşısında sıkışma stres değeri ile lateral kuvvetler karşısında sıkışma gerilme stres değerleri *LATERAL STY grubunda daha düşük sonuçlar vermiştir*. İmplantlar açısından karşılaştırma yapıldığında; 5. İmplant üzerinde lateral ve vertikal kuvvetler karşısında en yüksek *stresi LATERAL STY grubu* oluştururken, 2. İmplant üzerinde vertikal kuvvetler karşısında en yüksek stresi *30*

*DERECE AÇILI İMPLANT* grubu, lateral kuvvetler karşısında en yüksek stresi *LATERAL STY* grubu oluşturmuştur. *LATERAL STY* grubu kemikte oluşan stresler açısından *daha avantajlı bir görüntü çizerken*, implantlar üzerinde oluşturduğu stres açısından *daha dezavantajlı olarak ortaya çıkmaktadır*.

Lateral ve premolar bölgeye implant uygulandığı gruplar karşılaştırıldığında; lateral ve vertikal kuvvetler karşısında kemik üzerinde *ZİGOMA İMPLANTI* grubu en yüksek gerilme stresini verirken, en yüksek sıkışma stres değerini *AÇILI İMPLANT* grupları vermiştir. İmplantlar üzerinde oluşan stresler değerlendirildiğinde premolar bölgedeki implantta lateral ve vertikal kuvvetler *uygulandığında en yüksek stres oluşumuna LATERAL STY* grubu sebep olurken, lateral bölgedeki implantta vertikal kuvvetler karşısında en yüksek stres değerini *30 DERECE AÇILI İMPLANT* grubu, lateral kuvvetler karşısında ise *LATERAL STY* grubu vermiştir.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar klinik uygulanabilirlik açısından yorumlandığında; tam dişsiz üst çenede protetik restorasyon planlanırken zigoma implantı uygulanacaksa, sadece lateral diş bölgesi yerine, santral ve kanin bölgesine iki adet implant desteğiyle beraber protetik olarak restorasyon yapılması zigomatik kemiğe ve implanta gelen yükü belirgin olarak azaltmaktadır. Zigoma implantıyla beraber tek implant destekli protez yüklerin tolere edilmesinde zayıf kalmaktadır.

All on four tedavi konsepti planlanıyorsa ve sinüsten kaçınmak için 30 derece yeterli değilse implantın eğiminin 45 dereceye artırılması kemiğe gelen streste bir artışa sebep olmakla birlikte güvenli sınırlar dahilindedir. Bu veriler ışığında 30 derece yeterli değilse implantın 45 derece eğimle yerleştirilmesi uygundur. 5 numaralı implantın liftle birlikte vertikal pozisyonda uygulanması vertikal yüklemde bir fark yaratmasa da lateral yüklemde kemiğe gelen stres eğimli implantlara oranla daha az olmaktadır. STY uygulamasının tedavi süresini uzatması ve maliyeti arttırması gibi nedenler tedavi planlamasını ve klinik değerlendirmeyi önemli kılmaktadır. Sinüs yükseltme operasyonlarının kontrendike olduğu hasta gruplarında yapılan çalışmaların sonuçları da incelendiğinde, implantların eğimli olarak yerleştirilmesinin başarılı sonuçlar veriyor olduğu göz önünde tutulmalıdır.

## KAYNAKÇA

1. Misch, C.E. (2007). *Contemporary implant dentistry, e-book*. Amsterdam: Elsevier Health Sciences.
2. Koca, O.L., Eskitascioglu, G. and Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1), 38-44.
3. Neldam, C.A. and Pinholt, E.M. (2012). State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clinical Implant Dentistry Related Reserach*, 14(4), 622-632.
4. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C. and Brantley, W.A. (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of Prosthodontics*, 4(2), 95-100.
5. Tonetti, M.S. (1999). Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Advences in Dental Research*, 13, 173-80.
6. Van Staden, R.C., Guan, H. and 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. Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E. and Yi H. (1983). Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of Dental Research*, 62(2), 82-86.
8. Soydan, N. (1985). *Genel histoloji*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
9. Arıncı, K. ve Elhan, A. (2006). *Anatomi*. 1. Cilt: Kemikler, eklemler, kaslar, iç organlar. Ankara: Güneş Kitapevi.
10. Mescher A. (2013). *Junqueira's basic histology: Text and atlas*. New York: McGraw-Hill Medical.
11. Little, N., Rogers, B. and Flannery, M. (2011). Bone formation, remodelling and healing. *Surgery - Oxford International Edition*, 29(4), 141-145.
12. Fernandez-Tresguerres-Hernandez-Gil, I., Alobera-Gracia, M.A., del-Canto-Pingarron, M. and Blanco-Jerez, L. (2006). Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 11(1), 47-51.
13. Kalfas, I.H. (2001). Principles of bone healing. *Neurosurg Focus*, 10(4), 1.
14. Erdoğan, D., Hatipoğlu T., Görgün, M. ve Ilgaz, C. (2011). *Genel histoloji*. Ankara: Hatipoğlu Yayınevleri.



15. Nanci, A. (2012). *Ten cate's oral histology: Development, structure, and function*. (8 ed.). Amsterdam: Elsevier.
16. Fawcett D.W. (1998). *Bloom and fawcett textbook of histology*. Florida: Chemical Rubber Company.
17. Arun K, (2004). *Bone biology, harvesting, and grafting for dental implants: Rationale and clinical applications*. Illinois: Quintessence.
18. Cowin, C.S. (2001). *Bone mechanics handbook* (2 ed.). Florida: Chemical Rubber Company, 1-68.
19. Mundy R.G. (1999). *Bone remodelling and its disorders*. (2 ed.). Florida: Chemical Rubber Company.
20. Gang, Li., White, G., Connolly, C. and Marsh, D, (2002). Cell proliferation and apoptosis during fracture healing. *Journal of Bone and Mineral Research*, 17(5), 791-799.
21. Kılıçoğlu, S. (2002). Mikroskopi düzeyinde kırık iyileşmesi. *Ankara Üniversitesi, Tıp Fakültesi Mecmuası*, 55(2), 143-150.
22. Altunatmaz, K. (2004). Kırık İyileşmesinin biyolojisi ve biyolojik osteosentez. *İstanbul Üniversitesi Veterinerlik Fakültesi Dergisi*, 30(1), 141-147.
23. Barone, A., Crespi, R., Aldini, N.N., Fini, M., Giardino, R. and Covani U. (2005). Maxillary sinus augmentation: histologic and histomorphometric analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(4), 519-525.
24. Bancroft, J.D. and Marilyn, G. (2007). *Theory and practice of histological techniques* (6 ed.). Amsterdam: Elsevier Health Sciences.
25. Bodic, F., Hamel, L., Lerouxel, E., Basle, M.F. and Chappard, D. (2005). Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*, 72(3), 215-221.
26. Fonseca, R.J. (2000). *Reconstruction of the edentulous maxilla. Oral and maxillofacial surgery*. Philadelphia: Saunders.
27. Dubravka, K., Celebic, A. and Biserka, L. (2002). Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture. *Acta Stomatologica Croatica*, 36, 261-265.
28. Watzek, G., Bernhart, T., Ulm, C. and Haas, R. (1999). *Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation*. In *The Sinus Bone Graft*, O.T. Jensen. (Eds.). Illinois: Quintessence, 31-49.
29. Cawood, J.I. and Howell, R.A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232-236.
30. Kher, U., Ioannou, A.L., Kumar, T., Siormpas, K., Mitsias, M.E. and Mazor, Z. (2014). A clinical and radiographic case series of implants placed with the simplified minimally

- invasive antral membrane elevation technique in the posterior maxilla. *Journal Craniomaxillofacial Surgery*, 42(8), 1942-197.
31. Bağcı, E.Ç. (2006). Ince ağılı, gözenekli kemik (D4) yapısına sahip üst arka çene bölgesinde implant uygulaması : 5 Yıllık bir olgu raporu. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(4), 46-52.
  32. Atwood, D.A. (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(3), 266-279.
  33. Branemark, P.I. (1984). Tissue integrated prostheses. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42, 8.
  34. Misch, C. (2008). *Contemporary Implant dentistry*. Amsterdam: Mosby Elseiver.
  35. Chanavaz, M. (1990). Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990). *Journal of Oral Implantology*, 16(3), 199-209.
  36. Ogle, O.E., Weinstock, R.J. and Friedman, E. (2012). Surgical anatomy of the nasal cavity and paranasal sinuses. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 24(2), 155-166.
  37. Şakul, U. ve Bayram, B. (2009). *Baş ve boyun klinik bölgesel anatomisi*. Ankara: Özkan Matbaacılık.
  38. Türker, M. ve Yüçetaş, Ş. (2004). *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi* (3 ed.). Ankara: Özyurt Matbaacılık.
  39. Mutlu, M.N. (1995). *Sinüs tabanı yükseltilmesinde dondurulmuş kurutulmuş allojenik kemik greftinin kullanılması*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
  40. Chen, S., Buser, D. and Wismeijer D. (2011). *Sinus floor elevation procedures*. ITI Treatment Guide 5(5). Illinois: Quintessence Publishing Co.
  41. Güven, A.A. (2008). *Maksiller sinüs augmentasyonunda kemik gelişiminin radyolojik olarak değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
  42. Van den Bergh, J.P.A., ten Bruggenkate, C.M., Krekeler, G. and Tuinzing, D.B. (1998). Sinus floor elevation and grafting with autogenous iliac crest bone. *Clinical Oral Implants Research*, 9(6), 429-435.
  43. Sharan, A. and Madjar, D. (2008). Maxillary sinus pneumatization following extractions: a radiographic study. *Int Journal Oral Maxillofac Implants*, 23(1), 48-56.
  44. Yildirim, M., Spiekermann, H., Handt, S. and Edelhoff, D. (2001). Maxillary sinus augmentation with the xenograft Bio-Oss and autogenous intraoral bone for qualitative improvement of the implant site: a histologic and histomorphometric

- clinical study in humans. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(1), 23-33.
45. Zijdeveld, S.A., van den Bergh, J.P., Schulten, E.A. and ten Bruggenkate, C.M. (2008). Anatomical and surgical findings and complications in 100 consecutive maxillary sinus floor elevation procedures. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 66(7), 1426-1438.
  46. Misch C.E. (2005). *Dental implant prosthetics*. Amsterdam: Mobsy Elsevier.
  47. Misch, C.E. (1991). Prosthetic options in implant dentistry. *The International Journal of Oral Implantology*, 7(2), 17-21.
  48. Minichetti, J.C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 29(3), 111-119.
  49. Branemark, P.I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), 399-410.
  50. Newman, M.G., Takei, H., Klokkevold, P.R. and Carranza, F.A. (2011). *Carranza's clinical periodontology*. Amsterdam: Elsevier.
  51. Carlsson, L., Rostlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T. and Branemark, P.I. (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 57(4), 285-289.
  52. Quesada-Garcia, M.P., Prados-Sanchez, E., Olmedo-Gaya, M.V., Munoz-Soto, E., Gonzalez-Rodriguez, M.P. and Vallecillo-Capilla, M. (2009). Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis: a review of the literature. *Medicina Oral Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 14(10), 538-546.
  53. Chang, C.L., Chen, C.S. and Hsu, M.L. (2010). Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2), 295-304.
  54. Peterson, L.J., Ellis, E., Hupp, J. R. and Tucker, M. R. (2003). *Contemporary oral and maxillofacial surgery*. (4 ed.). Amsterdam: Mosby.
  55. Schenk, R.K. and Buser, D. (1998). Osseointegration: A reality. *Periodontology 2000*, 17, 22-35.
  56. Hobo S., Ichida, E. and Garcia, L. (1991). *Osseointegration and Occlusal rehabilitation*. Illinois: Quintessence.
  57. Tunalı, B. (2004). *İmplantoloji*. (3 ed.). Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri.
  58. Şeker, E., Kurtulmuş, S., Meriç, G., Ozan, O. ve Kuşakçı, B. (2011). Üst ve alt çenede yerleştirilmiş farklı boy ve çap değerine sahip implantların lokalizasyonlarına göre dağılımlarının değerlendirilmesi: retrospektif bir çalışma. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 20, 26-31.

59. Jung, U.W., Hong, J.Y., Lee, J.S., Kim, C.S., Cho, K.S. and Choi, S.H. (2010). A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40(2), 76-85.
60. Linkow, L. (1980). Tuber blades. *Journal Oral Implantol*, 9(2), 190-216.
61. Zinsli, B., Sagesser, T., Mericske, E. and Mericske-Stern, R. (2004). Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *The International Journal Oral & Maxillofacial Implants*, 19(1), 92-99.
62. Ertugrul, H.Z. and Pipko, D.J. (2006). Measuring mobility of 2 dental implant fixtures of different configurations: an in vitro study. *Implant Dentistry*, 15(3), 290-297.
63. Hasan, I., Heinemann, F., Aitlahrach, M. and Bourauel, C. (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomedizinische Technik. Biomedical Engineering*, 55(6), 341-350.
64. Gentile, M.A., Chuang, S.K. and Dodson, T.B. (2005). Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 20(6), 930-937.
65. Balshi, T.J. (1996). An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(5), 660-666.
66. Liang, K., Z.G. and Kiajin, H. (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, 935-940.
67. Roos-Jansaker, A.M. (2007). Long time follow up of implant therapy and treatment of peri-implantitis. *Swedish Dental Journal Supplement*, (188), 7-66.
68. Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti, F.H., Jr. and Wang, H.L. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *Journal of Periodontology*, 75(9), 1233-1241.
69. Jensen, O.T. (2006). *The sinus bone graft*. Illinois: Quintessence Publishing Company.
70. Summers, R.B. (1994). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*, 15(2), 152, 154-166.
71. Summers, R.B. (1998). Sinus floor elevation with osteotomes. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 10(3), 164-171.
72. Boyne, P.J. and James, R.A. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38(8), 613-616.
73. Kaufman, E. (2003). Maxillary sinus elevation surgery: an overview. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(5), 272-283.

74. Van den Bergh, J.P., ten Bruggenkate, C.M., Disch, F.J. and Tuinzing, D.B. (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical Oral Implants Research*, 11(3), 256-265.
75. Testori, T., Del Fabro, M., Weinstein, R. and Wallace, S. (2009). *Maxillary sinus surgery and alternatives in treatment* (1 ed.). Illinois: Quintessence Pub Co.
76. Khoury, F., Hadi, A. and Missika, P. (2006). *Bone augmentation in oral implantology*. Illinois: Quintessence.
77. Zitzmann, N.U. and Scharer, P. (1998). Sinus elevation procedures in the resorbed posterior maxilla. Comparison of the crestal and lateral approaches. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 85(1), 8-17.
78. Blomqvist, J.E., Alberius, P. and Isaksson, S. (1997). Sinus inlay bone augmentation: comparison of implant positioning after one- or two-staged procedures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(8), 804-810.
79. Chiapasco, M., Casentini, P. and Zaniboni, M. (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *The International Journal Oral & Maxillofacial Implants*, 24, 237-259.
80. Çılbır, Ö. (1999). *Demineralize kemik ve solvent dehidrate kemik greftlerinin membranli ve membransız kullanımının kemik iyileşmesi üzerine etkilerinin deneysel olarak incelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
81. Bozkaya, S. (2005). *Deproteinize ve demineralize kemik greftlerinin kemik iyileşmesi üzerine etkilerinin deneysel olarak incelenmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
82. Marx, R.E. (2007). Bone and bone graft healing. *Oral & Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 19(4), 455-466.
83. Roberts, W.E., Turley, P.K., Brezniak, N., Fielder, P.J. (1987). Implants: Bone physiology and metabolism. *Journal of the California Dental Association*, 15(10), 54-61.
84. Piattelli, A., Corigliano, M., Scarano, A., Costigliola, G. and Paolantonio, M. (1998). Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *Journal of Periodontology*, 69(3), 321-327.
85. Misch, C.E., Hoar, J., Beck, G., Hazen, R. and Misch, C.M. (1998). A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dentistry*, 7(1), 35-42.
86. Ulusoy, M. ve Aydın, K. (2010). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. 3 ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
87. Piattelli, A., Corigliano, M., Scarano, A. and Quaranta, M. (1997). Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: A pilot study

- in monkeys. *The International of Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 17(2), 162-169.
88. Sahin, S., Cehreli, M.C. and Yalcin, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal of Dentistry*, 30(7-8), 271-282.
  89. Baumeister, T., Avallone, E.A. (2006). 11 ed. *Mark's Standard Handbook for Mechanical Engineers*. New York: McGraw-Hill.
  90. Misch, C.E., Suzuki, J.B., Misch-Dietsh, F.M., Bidez, M.W. (2005). A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dentistry*, 14(2), 108-116.
  91. Frost, H.M. (1987). The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner*, 2(2), 73-85.
  92. Fanuscu, M.I., Iida, K., Caputo, A.A. and Nishimura, R.D. (2003). Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5), 667-674.
  93. Huang, H.L., Fuh, L.J., Ko, C.C., Hsu, J.T. and Chen, C.C. (2009). Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 455-462.
  94. Jensen, S.S. and Terheyden, H. (2009). Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24, 218-236.
  95. Ishak, M.I., Abdul Kadir, M.R., Sulaiman, E. and Abu Kasim, N.H. (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(9), 1077-1089.
  96. Galan Gil, S., Penarrocha Diago, M., Balaguer Martinez, J. and Marti Bowen, E. (2007). Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an update. *Medicina Oral Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 12(3), 216-220.
  97. O'Connell, J.E., Cotter, E. and Kearns, G.J. (2011). Maxillary reconstruction using zygomatic implants: A report of two cases. *Journal Irish Dental Association*, 57(3), 146-455.
  98. Sudhakar, J., Ali, S. and Karthikeyan S. (2011). Zygomatic Implants: A Review *Journal of Indian Academy of Dental Specialist Researchers*, 2, 24-28.
  99. Block, M.S., Haggerty, C.J. and Fisher, G.R. (2009). Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(4), 872-881.

100. Malo, P., Rangert, B. and Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry Related Research*, 5(1), 2-9.
101. Malo, P., Rangert, B. and Nobre, M. (2005). All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry Related Research*. 7(1), 88-94.
102. Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B. and Lindstrom, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(3), 405-414.
103. Del Fabbro, M., Bellini, C.M., Romeo, D. and Francetti, L. (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 612-621.
104. Ho, C.C. and Jovanovic, S.A. (2014). The "All-on-4" concept for implant rehabilitation of an edentulous jaw. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 35(4), 255-260.
105. Griffin, T.J. and Cheung, W.S. (2004). The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: A retrospective investigation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 139-144.
106. Renouard, F. and Nisand, D. (2005). Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1), 104-110.
107. Morgan, M.J., James, D.F. and Pilliar, R.M. (1993). Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(4), 409-414.
108. Pierrisnard, L., Renouard, F., Renault, P., Barquins, M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(4), 254-262.
109. Srinivasan, M., Vazquez, L., Rieder, P., Moraguez, O., Bernard, J.P. and Belser, U.C. (2012). Efficacy and predictability of short dental implants (<8 mm): a critical appraisal of the recent literature. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6),1429-1437.
110. Fugazzotto, P.A. (2008). Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(3), 487-496.
111. Adıgüzel, O. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme Bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
112. İnan, M. (1998). *Cisimlerin mukavemeti*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi.

113. Beer, F.P. and Johnstone, E.R. (1992). *Mechanics of materials*. (2 ed.). Vol. 2., London: McGraw Hill Book Co.
114. Geng, J.P., Tan, K.B. and Liu, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A Review of the Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 585-598.
115. Bathe, K.J. (2007). *Finite Element Procedures*. New York: Prentice Hall.
116. Korkmaz, F.M. (2008). *Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
117. Veziroglu, F. and Yilmaz, D. (2008). Biomechanical evaluation of the consolidation period of alveolar distraction osteogenesis with three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(5), 448-452.
118. Kurowski, P.M. (2004). Finite element analysis for design engineers. P.A. Warrendale, (ed.). *Society of Automotive Engineers*, Michigan: Society of Automotive Engineers International, 185.
119. Assuncao, W.G., Barao, V.A., Tabata, L.F., Gomes, E.A., Delben, J.A., dos Santos, P.H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.
120. H.Ö., (2007). *Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
121. Sreekha, A. and Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 425-432.
122. Shetty, P., Hegde, A.M. and Rai, K. (2010). Finite element method--an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281-285.
123. Hughes, J.R. (2000). *The finite element method: Linear static and dynamic finite element analysis*. New York: Dover Publications.
124. Jianping, G., Weiqi, Y. and Wei, X. (2008). *Application of the finite element method in implant dentistry*. Berlin: Springer.
125. Bueche, F. (1977). *Principle of physics*. 3 ed. New York: McGraw Hill Companies.
126. Chandrupatla, T. (2004). *Finite element analysis for engineering and technology*. Telangana: Orient Blackswan.
127. Peterson, J. and Dechow, P.C. (2003). Material properties of the human cranial vault and zygoma. *The Anatomical Record Part A Discoveries in Molecular, Cellular and Evolutionary Biology*, 274(1), 785-797.



128. Fanuscu, M.I., Vu, H.V. and Poncelet, B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2), 59-68.
129. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 9-21.
130. 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.
131. 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.
132. Keller, E.E., Tolman, D.E. and Eckert, S.E. (1999). Maxillary antral-nasal inlay autogenous bone graft reconstruction of compromised maxilla: A 12-year retrospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(5), 707-721.
133. Widmark, G., Andersson, B., Andrup, B., Carlsson, G.E., Ivanoff, C.J., Lindvall, A.M. (1998). Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts. A 1-year follow-up study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(4), 474-482.
134. Iplikcioglu, H., Akca, K. and Cehreli, M.C. (2002). The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *Journal of Oral Implantology*, 28(1), 29-36.
135. Freitas, A.C., Jr., Rocha, E.P., dos Santos, P.H., Ko, C.C., Martin, M., Jr. and de Almeida, E.O. (2010). Mechanics of the maxillary central incisor. Influence of the periodontal ligament represented by beam elements. *Computer Methods in Biomechanics Biomedical Engineering*, 13(5), 515-521.
136. Cahoon, P. and Hannam, A. (1994). *Interactive modeling environment for craniofacial reconstruction*, 2178, 206-215.
137. Chu, C.M., Huang, H.L., Hsu, J.T. and 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 Periodontology*, 83(1), 111-118.
138. Arisan, V., Karabuda, Z.C., Avsever, H. and Ozdemir, 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 Related Research*, 15(6), 893-906.
139. Fajardo, R.J., Ryan, T.M. and Kappelman, J. (2002). Assessing the accuracy of high-resolution X-ray computed tomography of primate trabecular bone by comparisons with histological sections. *American Journal of Physical Anthropology*, 118(1), 1-10.

140. Magne, P. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, 23(5), 539-548.
141. Chou, H.Y., Jagodnik, J.J. and Muftu, S. (2008). Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1365-1373.
142. Faisal, M., Nisar, S. and Nimra, D. (2014). A Step by Step Guide to Finite Element Analysis in Dental Implantology. *Pakistan Oral and Dental Journal*, 34(1).
143. Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y. and Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 299-303.
144. Erkmen, E., Simsek, B., Yucel, E. and 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.
145. Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F. and Steen, W.H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147-157.
146. Kahnberg, K.E., Henry, P.J., Hirsch, J.M., Ohnell, L.O., Andreasson, L. and Branemark, P.I. (2007). Clinical evaluation of the zygoma implant: 3-year follow-up at 16 clinics. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(10), 2033-2038.
147. Bedrossian, E., Rangert, B., Stumpel, L. and Indresano, T. (2006). Immediate function with the zygomatic implant: a graftless solution for the patient with mild to advanced atrophy of the maxilla. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(6), 937-942.
148. Aparicio, C., Ouazzani, W., Garcia, R., Arevalo, X., Muela, R. and Fortes, V. (2006). A prospective clinical study on titanium implants in the zygomatic arch for prosthetic rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla with a follow-up of 6 months to 5 years. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 8(3), 114-122.
149. Zhao, Y. and Ye, D. (1994). Measurement of biting force of normal teeth at different ages. *Hua Xi Yi Ke Da Xue Xue Bao*, 25(4), 414-417.
150. De Moraes, P.H., Olate, S., Nobilo Mde, A., Asprino, L., de Moraes, M. and Barbosa Jde, A. (2016). Maxillary "All-On-Four" treatment using zygomatic implants. A mechanical analysis. *Revue de Stomatologie Chirurgie, de Maxillo-faciale Chirurgie Orale*, 117(2), 67-71.
151. Romeed, S.A., Malik, R. and Dunne, S.M. (2014). Zygomatic implants: the impact of zygoma bone support on biomechanics. *Journal of Oral Implantology*, 40(3), 231-237.
152. Freedman, M., Ring, M. and Stassen, L.F.(2015). Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position- a finite element analysis study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 44(6),785-790.

153. Malo, P., Mde, A. N. and Lopes, I. (2008). A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(5), 354-366.
154. Chow, J., Wat, P., Hui, E., Lee, P. and Li, W. (2010). A new method to eliminate the risk of maxillary sinusitis with zygomatic implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(6), 1233-1240.
155. Bevilacqua, M., Tealdo, T., Menini, M., Pera, F., Mossolov, A. and Drago, C., (2011). The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(1), 5-13.
156. Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P. and Rhyu, I.C. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 565-574.
157. Shunmugasamy, V.C., Gupta, N., Pessoa, R.S., Janal, M.N. and Coelho, P.G. (2011). Influence of clinically relevant factors on the immediate biomechanical surrounding for a series of dental implant designs. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(3), 031005.
158. Rangert, B., Jemt, T. and Jorneus, L. (1989). Forces and moments on Branemark implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(3), 241-247.
159. Mericske-Stern, R., Piotti, M. and Sirtes, G. (1996). 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clinical Oral Implants Research*, 7(4),387-396.
160. Benoit, A., Mustafy, T., Londono, I., Grimard, G., Aubin, C.E. and Villemure, I. (2016). In vivo dynamic compression has less detrimental effect than static compression on newly formed bone of a rat caudal vertebra. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 16(3), 211-220.
161. Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T. and Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97-102.
162. Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E. and Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144-510.
163. Vaillancourt, H., Pilliar, R.M. and McCammond, D. (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3), 351-359.
164. Isidor, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, 7(2), 143-152.

165. Bozkaya, D., Muftu, S. and Muftu, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 523-530.
166. Bölükbaşı N. (2008). *Anterior Maksillada Farklı Lokalizasyonlarda Uygulanan Dental İmplantların Çene Kemiğindeki Kuvvet Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle İncelenmesi*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
167. Maeda, Y., Miura, J., Taki, I., Sogo, M. (2007). Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clinical Oral Implants Research*, 18(5), 581-584.
168. Ozdemir Dogan, D., Polat, N.T., Polat, S., Seker, E. and Gul, E.B. (2014). Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry Related Research*, 16(4), 501-10.
169. Penarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E., Ata-Ali, J. and Penarrocha-Diago, M. (2013). Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: Review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(5), 625-632.
170. Agliardi, E., Panigatti, S., Clerico, M., Villa, C. and 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.
171. Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S.M. and Molina, G.J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, 142(3), 310-320.



## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ATAK, Volkan  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 12/12/1987 Altındağ  
Medeni hali : Bekar  
Telefon : 0 (312) 221 03 79  
E-posta : vlknatak@gmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi /Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD	Devam ediyor
Yüksek Lisans	Ankara Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	T.E.D Ankara Koleji Vakfi Özel Lisesi	2004

### Yabancı Dili

İngilizce



*GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..*



