





**DENTAL İMPLANT UYGULAMASI AMACIYLA İHTİYAÇ DUYULAN SİNÜS TABANI  
YÜKSELTME İŞLEMİ VE ALTERNATİF TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN SONLU ELEMANLAR  
ANALİZ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

**Dt. Sercan KÜÇÜKKURT**

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

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**EYLÜL 2014**



Dt. Sercan KÜÇÜKKURT tarafından hazırlanan “**Dental İmplant Uygulaması Amacıyla İhtiyaç Duyulan Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemi ve 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, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

**Başkan:** Prof. Dr. İnci Rana KARACA

Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

**Üye:** Prof. Dr. Sedat ÇETİNER

Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

**Üye:** Prof. Dr. Barış ŞİMŞEK

Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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

**Üye:** Prof. Dr. Semih BERKSUN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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

Tez Savunma Tarihi: ..... / 09 /2014

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN

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.

Dt. Sercan KÜÇÜKKURT

DENTAL İMPLANT UYGULAMASI AMACIYLA İHTİYAÇ DUYULAN SINÜS TABANI YÜKSELTME İŞLEMİ  
VE ALTERNATİF TEDAVİ SEÇENEKLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE

KARŞILAŞTIRILMASI

(Doktora Tezi)

Dt. Sercan KÜÇÜKKURT

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Eylül 2014

ÖZET

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

Bilim Kodu : 1003

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

Sayfa Adedi : 210

Danışman : Prof. Dr. Gökhan ALPASLAN



THE COMPARISON OF SINUS FLOOR ELEVATION AND ALTERNATIVE TREATMENT METHODS  
REQUIRED FOR DENTAL IMPLANT PLACEMENT BY IMPLEMENTING FINITE ELEMENT ANALAYSIS  
METHOD

(Ph. D. Thesis)

Dt. Sercan KÜÇÜKKURT

GAZİ UNIVERSITY  
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

September 2014

ABSTRACT

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

Science Code : 1003

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

Page Number : 210

Supervisor : Prof. Dr. Gökhan ALPASLAN

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT .....	v
İÇİNDEKİLER .....	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ .....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	xv
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>3</b>
2.1. KEMİK .....	3
2.1.1. Kemik Embriyolojisi, Anatomisi, Fizyolojisi ve Histolojisi .....	3
2.1.2. Maksilla .....	12
2.1.3. Alveoler Kemik .....	16
2.2. MAKSİLLER SİNÜS .....	22
2.2.1. Maksiller Sinüs Embriyolojisi ve Gelişimi .....	22
2.2.2. Maksiller Sinüs Anatomisi .....	23
2.2.3. Maksiller Sinüsün Beslenmesi, Lenf Drenajı ve İnnervasyonu .....	24
2.2.4. Maksiller Sinüs Fizyolojisi .....	25
2.2.5. Maksiller Sinüs Membranı ve Histolojisi .....	25
2.2.2. Maksiller Sinüsün Pnömatizasyonu .....	26
2.3. DENTAL İMPLANTLAR .....	28
2.3.1. Dental İmplantolojinin Tarihçesi ve Gelişimi .....	28
2.3.2. İdeal Bir İmplant Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler .....	29
2.3.3. Dental İmplantlarda Osteointegrasyon Kavramı .....	30
2.3.4. Dental İmplant Uygulanma Endikasyonları .....	34
2.3.5. Dental İmplant Uygulanma Kontrendikasyonları .....	34
2.3.6. İmplant Uygulamasında Dikkat Edilmesi Gereken Anatomik Yapılar .....	35
2.3.7. Dental İmplant Uygulamalarında Karşılaşılan Komplikasyonlar .....	35
2.3.8. İmplant Makrogeometrisi .....	37

2.4. SİNÜS TABANI YÜKSELTME ( STY ) İŞLEMLERİ .....	42
2.4.1 Tarihçe .....	42
2.4.2. STY Endikasyonları ve Kontrendikasyonları .....	43
2.4.3. Sinüs Tabanı Yükseltilmesi Amacıyla Uygulanan Teknikler .....	45
2.4.4. Açık ve Kapalı STY Tekniklerin Karşılaştırılması .....	55
2.4.5. Sinüs Tabanı Yükseltilmesi İşlemlerinin Komplikasyonları .....	52
2.4.6. Kemik Greft Materyalleri ile Kemik Oluşumu .....	59
2.4.7. Okluzal Yüklerin Peri-implant Kemiğe Etkisi .....	63
2.4.8. Kemik ve Greft Materyallerinin Mekanik Streslere Yanıtı .....	66
2.5. SİNÜS TABANI YÜKSELTME İŞLEMİNE ALTERNATİF TEDAVİ YÖNTEMLERİ .....	70
2.5.1. Kısa Implant Yerleştirilmesi .....	72
2.5.2. Sinüs Sınırına Teğet ve Açılı Yerleştirilen Implantlar.....	74
2.5.3. Implant Üzeri Distal Kantilever Uygulanması .....	76
2.5.4. Zigoma Implantları .....	77
2.6. SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ ( SESA ) .....	78
2.6.1. SESA ile İlgili Kavramlar .....	78
2.6.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi .....	83
2.6.3. SESA Yönteminin Avantajları .....	86
2.6.4. SESA Yönteminin Dezavantajları .....	87
2.6.5. Sonlu Elemanlar Analizlerinde Elemanlar ve Çeşitleri .....	87
2.6.6. SESA Yönteminde Çözüm Tekniği .....	89
2.6.7. Dental Implantoloji Hakkında SESA ile Yapılmış Çalışmalar .....	92
3.GEREÇ VE YÖNTEM .....	97
3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi .....	97
3.2. Protetik Kronların Modellenmesi .....	98
3.3. Posterior Maksillanın ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi .....	98
3.4. Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması .....	99
3.4.1. Model 1 ( Kontrol Grubu ) .....	101
3.4.2. Model 2 ( Açık STY İşlemi Uygulanmış Grup ) .....	101
3.4.3. Model 3 ( Kapalı STY İşlemi Uygulanmış Grup ) .....	102
3.4.4. Model 4 ( Kısa Implant Uygulanmış Grup ) .....	103
3.4.5. Model 5 ( Açılı / Eğik Implant Uygulanmış Grup ) .....	104

3.4.6. Model 6 ( Kantilever / Kanatlı Protez Uygulanmış Grup ) .....	106
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi .....	107
3.6. Sistemin Birleştirilmesi .....	108
3.7. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları .....	109
3.8. Materyal Özellikleri .....	109
3.9. Yükleme Koşulları .....	110
3.10. SESA Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi .....	112
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>113</b>
4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri .....	113
4.1.1. Model 1 ( Kontrol Grubu ) .....	113
4.1.2. Model 2 ( Açık STY İşlemi Uygulanmış Grup ) .....	118
4.1.3. Model 3 ( Kapalı STY İşlemi Uygulanmış Grup ) .....	123
4.1.4. Model 4 ( Kısa Implant Uygulanmış Grup ) .....	128
4.1.5. Model 5 ( Açılı / Eğik Implant Uygulanmış Grup ) .....	132
4.1.6. Model 6 ( Kantilever / Kanatlı Protez Uygulanmış Grup ) .....	136
4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri .....	140
4.2.1. Vertikal Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri .....	140
4.2.2. Vertikal Yüklemede Spongios Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri .....	141
4.2.3. Vertikal Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri .....	143
4.2.4. Vertikal Yüklemede Spongios Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri .....	145
4.2.5. Oblik Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri .....	146
4.2.6. Oblik Yüklemede Spongios Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri .....	147
4.2.7. Oblik Yüklemede Kortikal Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri .....	149
4.2.8. Oblik Yüklemede Spongios Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri .....	150
4.2.9. Uygulanan Kuvvetin Yönüne Göre Kemikte Oluşan Stres Değerleri .....	152
4.2.10 Yükleme Sonucu Implantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Değerleri .....	155
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>159</b>
<b>6. SONUÇ .....</b>	<b>175</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>177</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>190</b>

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 3.1. Çalışmamızda kullandığımız elastiklik katsayıları ve poisson oranları .....	110
Çizelge 3.2. Cinsiyet ve diş numaralarına göre dişlerin üzerine uygulanan vertikal kuvvetler (N).....	110
Çizelge 4.1. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax değerleri .....	141
Çizelge 4.2. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan pmax değerleri .....	142
Çizelge 4.3. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	144
Çizelge 4.4. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri .....	145
Çizelge 4.5. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	147
Çizelge 4.6. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmax değerleri .....	149
Çizelge 4.7. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	150
Çizelge 4.8. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri .....	151

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Çene kemiklerinde rezorpsiyon süreci .....	15
Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflaması.....	20
Şekil 2.3. Maksiller Sinüs.....	22
Şekil 2.4. Maksiller Sinüsün Arterleri .....	24
Şekil 2.5. Schneiderian Membranı .....	25
Şekil 2.6. Maksiller Sinüs Pnömatizasyonu .....	26
Şekil 2.7. Implant geometrisi .....	40
Şekil 2.8. Implantlarda Yiv Geometrisi.....	41
Şekil 2.9. Kapalı STY İşlemi .....	46
Şekil 2.10. Lateral Sinüs Duvarının Hazırlanması .....	49
Şekil 2.11. Schneiderian membranının elevasyonu .....	50
Şekil 2.12 Frost Teorisinin Evreleri.....	67
Şekil 2.13. Kısa Implantlar .....	72
Şekil 2.14. Sinüs sınırına teğet implant yerleştirilmesi .....	74
Şekil 2.15. Distal kantilever uygulaması.....	76
Şekil 2.16. Zigoma implantları.....	77
Şekil 2.17. Cisimlerde oluşan gerilme tipleri.....	79
Şekil 2.18. Üç boyutlu eleman tipleri .....	88
Şekil 3.1. Model 1 (Kontrol grubu).....	101
Şekil 3.2. Model 2 (Açık STY grubu) .....	102
Şekil 3.3. Model 3 (Kapalı STY grubu) .....	103
Şekil 3.4. Model 4 (Kısa implant grubu) .....	104
Şekil 3.5. Model 5 (Açılı implant grubu).....	105
Şekil 3.6. Açılı yerleştirilen implantların çizimi .....	105

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 3.7. Model 6 (Kantilever grubu) .....	106
Şekil 3.8. Çalışmamıza ait bir mesh görüntüsü .....	107
Şekil 3.9. Çalışmamızda uyguladığımız yükleme koşulları .....	111
Şekil 4.1. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler ..	114
Şekil 4.2. Model 1'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler .....	115
Şekil 4.3. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	115
Şekil 4.4. Model 1'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	116
Şekil 4.5. Model 1'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	116
Şekil 4.6. Model 1'de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	117
Şekil 4.7. Model 1'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	117
Şekil 4.8. Model 1'de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	117
Şekil 4.9. Model 2'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler ..	118
Şekil 4.10. Model 2'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler ....	119
Şekil 4.11. Model 2'de vertikal ve oblik yüklemde greft materyalinde oluşan stresler..	119
Şekil 4.12. Model 2'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	120
Şekil 4.13. Model 2'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	120
Şekil 4.14. Model 2'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	121
Şekil 4.15. Model 2'de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	121
Şekil 4.16. Model 2'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri.....	122

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.17. Model 2’de oblik yüklemde implantların üzerindeoluşan Von Misses değerleri .....	122
Şekil 4.18. Model 2’de vertikal yüklemde greft materyalinde oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	123
Şekil 4.19. Model 2’de oblik yüklemde greft materyalinde oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	123
Şekil 4.20. Model 3’de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşun stresler	124
Şekil 4.21. Model 3’de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşun stresler .	125
Şekil 4.22. Model 3’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	125
Şekil 4.23. Model 3’de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	126
Şekil 4.24. Model 3’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	126
Şekil 4.25. Model 3’de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	127
Şekil 4.26. Model 3’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşun Von Misses değerleri .....	127
Şekil 4.27. Model 3’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşun Von Misses değerleri .....	127
Şekil 4.28. Model 4’de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşun stresler	129
Şekil 4.29. Model 4’de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşun stresler....	129
Şekil 4.30. Model 4’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	130
Şekil 4.31. Model 4’de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	130
Şekil 4.32. Model 4’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	131
Şekil 4.33. Model 4’de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşun Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	131



<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.34. Model 4’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	132
Şekil 4.35. Model 4’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	132
Şekil 4.36. Model 5’de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler	133
Şekil 4.36. Model 5’de oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler....	133
Şekil 4.37. Model 5’de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	134
Şekil 4.38. Model 5’de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	134
Şekil 4.39. Model 5’de oblik yüklemde vertikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	135
Şekil 4.40. Model 5’de oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	135
Şekil 4.41. Model 1’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	135
Şekil 4.42. Model 1’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	136
Şekil 4.43. Model 6’da vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler	137
Şekil 4.44. Model 6’da oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler....	137
Şekil 4.45. Model 6’da vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	138
Şekil 4.46. Model 6’da vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	138
Şekil 4.47. Model 6’da oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	139
Şekil 4.48. Model 6’da oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları.....	139
Şekil 4.49. Model 6’da vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	139
Şekil 4.50. Model 6’da oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri .....	140

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
Şekil 4.51. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax değerleri .....	140
Şekil 4.52. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmax değerleri .....	142
Şekil 4.53. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	143
Şekil 4.54. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri .....	145
Şekil 4.55. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	146
Şekil 4.56. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax değerleri .....	148
Şekil 4.57. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	149
Şekil 4.58. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri .....	151
Şekil 4.59. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri .....	152
Şekil 4.60. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmax değerleri .....	153
Şekil 4.61. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri .....	154
Şekil 4.62. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri .....	154
Şekil 4.63. Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	155
Şekil 4.64. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	156
Şekil 4.65. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 1. implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	157
Şekil 4.66. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 2. implantlarda oluşan Von Misses değerleri .....	158

## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

<b>Simgeler</b>	<b>Açıklama</b>
<b>Ti-6Al-4V</b>	Titanyum Alaşımı
<b>Mm</b>	Milimetre
<b>Pa</b>	Paskal (1pa = N/M <sup>2</sup> )
<b>Mpa</b>	Megapaskal (1mpa = 103 Pa)
<b>Σ 1</b>	Maksimum Asal Stres
<b>Σ 2</b>	İntermediate Asal Stres
<b>Σ 3</b>	Minimum Asal Stres
<b>N</b>	Newton (1n = 0.1kg)
<b>F</b>	Kuvvet
<b>E</b>	Elastiklik Katsayısı
<b>V</b>	Poisson Oranı
<b>Cm<sup>3</sup></b>	Santimetreküp (Hacim Birimi)
<b>A<sub>0</sub></b>	Kuvvetin uygulandığı birim alan
<b>ΔL</b>	Cismin değişen uzunluğu
<b>L<sub>0</sub></b>	Cismin başlangıç uzunluğu
<b>Kısaltmalar</b>	<b>Açıklama</b>
<b>2D</b>	İki Boyutlu
<b>3D</b>	Üç Boyutlu
<b>BT</b>	Bilgisayarlı Tomografi
<b>CAD</b>	Computer Aided Design, Bilgisayar Destekli Tasarım
<b>Pmax</b>	Maksimum Asal Stres
<b>Pmin</b>	Minimum Asal Stres
<b>SESA</b>	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
<b>STY</b>	Sinüs Tabanı Yükseltmesi



## 1. GİRİŞ

Günümüzde konfor ve estetiğin insan yaşantısındaki öneminin giderek artması, insanların ağız ve diş sağlığındaki seçimlerini ve beklentilerini de artırmıştır. Bu doğrultuda daha önceki dönemlerde serbest sonlu vakaların protetik tedavilerinde ilk tercih olan hareketli bölümlü protezlerin yerini büyük ölçüde implant destekli sabit protez tercihleri almaya başlamıştır [1, 2]. Diğer yönden implant tedavisi, maksilla posterior bölgede oluşan maksiller sinüs sarkması gibi anatomik zorluklar sebebiyle her zaman tek başına yeterli olamamaktadır. Maksillada sinüs boşluğu varlığından kaynaklanan sorun bölgeye implant uygulaması öncesi sinüs tabanı yükseltme, yatay ya da dikey yönde greftleme gibi ilave işlemlere gereksinim doğurmaktadır [3, 4].

Maksiller sinüs tabanının yükseltilmesi 1970'li yıllara gelinceye kadar uygun olmayan bir tedavi yöntemi olarak bilinmesine rağmen günümüzde sıklıkla uygulanan bir tedavi yöntemidir. Son yıllarda yapılan araştırmalarda, alveoler kemik yüksekliğinin maksiller sinüs tabanına uygulanan kemik greftleriyle artırılmasının, protetik restorasyonlar için istenen anatomik yapıyı sağladığı ve komplikasyon riskinin çok düşük olduğu gösterilmiştir. Diğer yönden maksilla posterior bölgede, sinüs pnömatizasyonu ya da başka nedenlerle vertikal kemik yetersizliği bulunan vakalarda dental implantların uygulanabilmesi amacıyla başvurulabilecek tek seçenek açık sinüs lift tekniği değildir. Bu gibi durumlarda bölgeye dental implantların uygulanabilmesi için sinüs tabanı yükseltme işlemleri dışında alternatif tedavi seçenekleri de bulunmaktadır [3, 4].

Özellikle sinüs tabanı yükseltme işleminin yapılabilmesine engel olacak; Sistemik hastalık varlığı, maksiller sinüs patolojileri, ilerlemiş yaş ve anksiyete gibi durumlarda dikkatli bir değerlendirmenin ardından alternatif tedavi seçeneklerine yönelmek mümkün olabilmektedir. Alternatif tedavi seçeneklerinin uygulanmasına karar verilmesini etkileyen bir diğer faktör ise sinüs yükseltme işleminin oldukça invaziv ve travmatik bir işlem olmasıdır. Daha az cerrahi işlem içeren alternatif metotlar yaşanabilecek komplikasyonları azaltmakla birlikte hastanın operasyon sonrası yaşayacağı süreci de belirgin şekilde rahatlatmaktadır. Bununla birlikte ilgili bölgenin iyileşme süresi ve işlemlerin maliyetleri de çoğu zaman düşmektedir [3, 4].

Klinik [5, 6] ve deneysel [7] çalışmalar implant çevresindeki kemiğe iletilen aşırı yüklerin kemik rezorpsiyonuna ve implantların kaybına yol açabileceğini bildirmektedir. Çalışmamızda, sinüs tabanı yükseltme işlemi gereken durumlarda, hangi tedavi seçeneğinin implant ve çevre dokular üzerinde daha az stres oluşturduğunun bulunması hedeflenmiştir. Bu kapsamda, maksiller posterior bölgede sinüs tabanı sarkması sebebiyle ideal boyutlarda implant uygulanabilmesi için yeterli kemik bulunmayan vakalara, greft uygulanarak yapılacak lateral sinüs tabanı yükseltme işlemi ve alternatif tedavi metotları karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda tercih ettiğimiz sonlu elemanlar stres analizi (SESA), karmaşık geometrilerin bulunduğu problemlere analitik çözümler sağlayabilen bilgisayar tabanlı sayısal bir çözüm yöntemidir. Sonlu elemanlar yöntemi asıl olarak havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanda kullanım alanı bulmuştur. SESA, diş hekimliğinde de her tür yapının modellenebilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırının bulunmaması, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi özellikleri sayesinde tercih edilen bir yöntem olmuştur [8-12].

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kemik

Kemik; sertliğini içinde depoladığı minerallerden alan ve vücutta yer alan diğer sert dokulardan farklı olarak damar bakımından zengin bir bağ dokusu çeşididir. Yeni doğan bir bebek iskeleti 270'e yakın kemikten oluşurken, yetişkin bir insan vücudu 206 adet kemikten oluşmaktadır [13].

Kemik dokusunun görevleri arasında [13, 14] :

- Vücudun yumuşak dokularını taşımak üzere iskelet sistemini oluşturmak,
- Vücudun hareketliliğini sağlamak,
- Dokulara ve eklemlere destek olmak,
- Organ ve hassas dokuları korumak,
- Vücutta yeni kan hücrelerinin üretilmesinden sorumlu kemik iliğini barındırmak
- Kalsiyum, fosfor, sodyum, magnezyum gibi mineralleri depolamak yer alır.

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

##### Kemiğin genel yapısı

Basitçe kemik; hücrelerden, içinde kollajen ve proteinlerin bulunduğu ana maddeden ve kemik minerallerinden oluşmaktadır [13].

İnsan vücudunda yer alan kemiğin yapısı ile şekli, genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Vücutta simetrik olarak yer alan kemikler veya aynı kemiğin birbirine komşu bölgeleri bile, fonksiyonel yüklemeye bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir [13].

Kemiğin enine kesiti incelendiğinde dış tabakası periost adı verilen fibröz bir kılıfla örtülü iken iç tabakası endosteum adında ince bir tabaka ile örtülüdür. Bu zar tabakalarının temel işlevleri kemik dokusunun beslenebilmesi, büyüebilmesi ve onarımı için gerekli olan kemik hücrelerini sağlamaktır [13].

## Kemik dokusunun kimyasal yapısı

Kemik kimyasal olarak; % 70 inorganik yapı ve % 30 organik matriksi içerir. Organik yapıyı kollajen ve esas madde olarak iki farklı bileşen oluşturur. [13-15]

### *Inorganik yapı*

İnorganik yapı, mineral matriks ya da kemik tuzları olarak da adlandırılabilir. Kemiğin inorganik bileşeninin en önemli içeriği hidroksiapatittir. Kemiğin mineral kısmı, kalsiyum ve fosfat içeren hidroksiapatit'in yanı sıra magnezyum, potasyum, klor, demir ve karbonat içerir. Yaşlanmaya bağlı olarak kalsiyum ve karbonat oranı artar, fosfat ve magnezyum oranı ise azalır. [13-15]

### *Organik matriks*

Kemiğin organik matriksi, % 90 oranında tip I kollajen ve % 10 oranında kollajen olmayan proteinler oluşturur. Organik matriks, kemiğin biyokimyasal, yapısal ve mekanik özelliklerini belirler. Yapı olarak kollajen ve esas madde olmak üzere iki kısımda incelenir. [13-15]

#### 1. Kollajen

Kollajen, doku yapılarının bozulmasına karşı direnç göstererek şeklini korumasını sağlayan fibröz bir dokudur ve ekstrasellüler matriksin temel proteindir. Vücutta yer alan total proteinin % 30 'unu, vücut ağırlığının % 6'sını kollajen oluşturur. Şimdiye kadar 18'den fazla farklı çeşidi tespit edilen kollajenler, dokudan dokuya değişebileceği gibi aynı doku içerisinde birden fazla tipte bulunabilir. [16, 17]



Dokularda en çok görülen kollajen tipleri şunlardır [17];

**Tip I:** Kemik, omurga diskleri ve tendonlarda bulunur.

**Tip II:** Kıkırdak dokularda bulunur.

**Tip III:** Kıkırdaktan daha yumuşak ve kolay eğilebilen dokularda bulunur.

**Tip IV:** Genelde bazal membranda bulunur.

**Tip V:** Kemik, kıkırdak ve bazal membranda bulunur.

## 2. Esas Madde

Kollajen fibriller ve bunun yanında kemik kristalleri etrafındaki değişik makromolekül yapılardan oluşur. Çeşitli glikozaminoglikanlar, gliko ve mukoproteinler ile fosfolipidleri içerir. Fosfolipidler, glikozaminoglikanlar, fosfoproteinler özellikle kemiğin erken mineralizasyonunda ve kalsiyum tuzlarının, olgunlaşmış kemikte korunmasını sağlar. [17]

### Kemik hücreleri

Kemiğin hücresel yapısını: Osteoblastlar, Osteoklastlar, Osteositler ve bu yapıların öncü hücreleri olan Osteoprogenitör hücreler oluşturur. [14, 15]

#### *Osteoprogenitör hücreler*

Osteoprogenitör hücreler periosteum, endosteumda ve büyümekte olan kemiklerin epifiz kıkırdaklarında bulunan hücrelerdir. Bu hücreler gerekli durumlarda mitoz bölünmeyle çoğaldıktan sonra diğer tip kemik hücrelerine dönüşebilirler. [14, 15]

#### *Osteoblastlar*

Mezenkim dokusundan köken alan Osteoblastlar, kemik rezorpsiyonunda ve kalsifikasyonunda görevli, kalsiyum ve fosfatın hücre içine ve dışına akışını düzenleyen kemik oluşturmaktan sorumlu hücrelerdir. Bölünme ve fonksiyon özellikleri bulunmaz.

20-30 µm çapında, kübik şekilli olup, büyük bir çekirdek, hücrel uzantılar, hücreler arası bağlantılar, sık endoplazmik retikulum, gelişmiş golgi apareyi ve içleri kollajenle dolu salgı kesecikleri içerirler [14, 15].

Osteoblastlar; osteokalsin, osteopontin, osteonektin, proteoglikanlar gibi yapısal proteinler ve sitokinler, büyüme faktörleri, prostoglandinler ve alkali fosfataz gibi matriks elemanlarını salgırlar [14, 15].

### *Osteositler*

Osteoblastlar, sert matriks içine gömüldükten sonra Osteosit adını alırlar. Osteositler, doku sıvıları ve matriks arasında madde alışverişi sağlarlar. Böylece kemik matriksinin yapısal ve metabolik bütünlüğünün devamına yardımcı olurlar. Kemik oluşum hızındaki artışla birlikte Osteosit miktarı da artış gösterir [14, 15, 18]

### *Osteoklastlar*

Osteoklastlar çok çekirdekli hücrelerdir ve çapları 20-100 µm arasında değişir. Kaynaklarını kemik iliğindeki hematopoetik kök hücrelerinden alırlar. Aktiviteleri parathormon gibi bazı hormonlar tarafından kontrol edilen Osteoklastlar, asıl görevleri olan kemik rezorpsiyonu sırasında sayıca artış gösterirler. [15, 19, 20]

### Kemik tipleri

Kemik dokusu makroskopik olarak 2 şekilde incelenir [14, 15]:

- 1- Kortikal ( Kompakt ) Kemik
- 2- Spongioz Kemik

### *1. Kortikal ( Kompakt ) kemik*

Kemiklerin dış yüzeyinde yer alan ve daha iç kısımdaki trabeküler kemiği saran, lameller ve kompozit yapıdaki kemiklerden oluşan yapılardır. Vücuttaki total kemik miktarının %85'ini oluştururlar [14, 15].

Kortikal kemik dış yüzeye paralel seyreden silindirik Havers Kanallarının bir araya gelmesiyle oluşur. Bu kanallar Wolkman kanalları adı verilen yan kanallarla birbirine bağlıdır ve kemik iliği boşluğu ile periost arasındaki bağlantıyı sağlarlar. Havers kanalları içlerinde bulunan damar-sinir demetleri nedeniyle besleyici kanallar olarak adlandırılır [13, 15, 21].

### *2. Spongioz ( Süngerimsi ) kemik*

Kansellöz, veya trabeküler kemik olarak da adlandırılan düşük yoğunluklu kemik dokusudur. Kemik trabekülleri birbirleriyle bağlantı kurarak süngerimsi kemiği oluşturur. Trabeküller damarsız yapıdadır. Spongioz kemiğin trabekülleri arasında birbirleriyle bağlantılı içi kemik iliği ile dolu irili ufaklı boşluklar bulunur ve spongioz kemiğin kan desteği, çevresindeki ilik vasıtasıyla olmaktadır.

Spongioz kemik, kolaylıkla kırılabilen ve mekanik etkilere karşı zayıf bir kemiktir. Vücuttaki total kemik miktarının %15'ini oluşturur.

Trabeküler kemik dokusunun yüzey alanının hacmine oranla çok daha fazla olması, bu kemik dokusunun kortikal kemiğe kıyasla metabolik bakımdan daha aktif olduğunu ve yoğunluğunu daha hızlı bir şekilde değiştirebildiğini gösterir [13-15, 21].

## Kemik dokusunun mikroskopik yapısı

Kemik dokusu mikroskobik olarak 4 doku tipinden oluşur:

### *1. Örgü kemik (Woven kemik)*

Çok çabuk oluşması nedeniyle iyileşmede önemli rol oynar. İyileşme sırasında örgü kemikten faz 1 kemik olarak bahsedilir. Lameller yapı veya haversian sistem olmadan oluşur. Bu yüzden yumuşaktır, biyomekanik dayanıklılığı azdır ve uzun süre varlığını sürdürülemez. Hızlı bir şekilde rezorbe olur ve yerini faz 2 kemik olarak adlandırılan daha olgun lameller kemiğe bırakır. [14, 15]

### *2. Kompozit kemik*

Örgü kemikten, lameller kemiğe geçiş döneminde, örgü kemik kafesinin lameller kemikle dolması ile oluşur. [14, 15]

### *3. Lameller kemik*

Lameller kemik vücuttaki en olgun, yük taşıyabilen ve en güçlü kemiktir. Bu kemik tipi çok yavaş oluşur. Lameller kemik tabakalardan oluşur. [14, 15]

### *4. Demet kemik ( Bundle kemik )*

Demet kemik, ligamentler ve tendon bağlantılarının bulunduğu bölgelerde görülen kemiktir. Periodontal ligament etrafında oluşan kemik tipi demet kemiklere bir örnektir [14, 15].

## Kemiğin oluşumu

Kemikleşmenin tanımlanan iki farklı modeli vardır:

### *1. İntramembranöz kemik oluşumu*

Kemik oluşumu ilkel konnektif dokudan meydana gelirse 'intramembranöz kemikleşme' denir. Pek çok yassı kemiğin oluşumundan sorumlu olan intramembranöz kemikleşme, adını mezenkimal doku yoğunlaşmaları içinde oluşması nedeniyle almıştır. [13, 14] Frontal kemik, parietal kemik, oksipital kemik, temporal kemik ve mandibulanın bir kısmı intramembranöz kemikleşmeyle büyür. [13, 22] İntramembranöz kemikleşmenin kısa kemiklerin büyümesinde ve uzun kemiklerin kalınlaşmasında da rolü vardır. [14]

### *2. Endokondral kemik oluşumu*

Kemik daha önce var olan kıkırdak dokusundan oluşursa 'endokondral kemikleşme' denir. Endokondral kemikleşme şekli, meydana getirilecek kemiğin şekline benzeyen hiyalin kıkırdaktan oluşmuş küçük bir model içinde oluşur. [13, 22]

Bu tür kemikleşme kısa ve uzun kemiklerin şekillenmesinden sorumludur.[13]

### *Kemiğin Büyüme ve Gelişiminin Evreleri*

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

Kemiğin büyüme ve gelişmesinde 2 farklı süreç vardır [14, 21] :

- Modelling (Şekillenme)
- Remodelling (Yeniden Şekillenme)

### *1. Kemik modelasyonu (Şekillenmesi)*

Kemik modelasyon süreci genellikle rezorpsiyon ve kemik yapımı mekanizmalarıyla kemik yüzeyine daha fazla kemik dokusu eklenmesi ya da varolan kemik dokusunun azalması şeklinde tanımlanabilir. Kemik modelasyonu, kemiğin hem şekil hem de boyutunu değiştirebilir. Bu durum osteoblastlar ile osteoklastların birbirleri ile ilişkili olmadığı bağımsız bir süreçtir. Bu şekilde kemiğin bazı bölgeleri rezorbe olur, farklı bir bölgede birikim olur.

Kemik modelasyonu mekanik faktörler ile de yönlendirilebilir. Örneğin ortodontik hareketlerde kuvvet uygulanan diş yüzeyindeki kemikte rezorpsiyon, dişin diğer yüzündeki kemikte apozisyon oluşur. Böylece diş etrafındaki kemik ile beraber hareket eder [14, 15, 18].

### *2. Kemik remodelasyonu (Yeniden şekillenme)*

Örgü kemiğin ya da yaşla kalitesi azalan kemiğin önce rezorbe olması daha sonra ilgili bölgede lamellar yapıda yeni kemik oluşması yeniden şekillendirme olarak tanımlanır. Kemik remodelasyonu, osteoblastlar ve osteoklastların birbiriyle ilişkili ve ardışık hareketleri sonucu oluşur. Bu işlem döngüsü, genellikle mevcut durumu ve kemiğin yapısını veya boyutunu değiştirmeden olur. [14, 15, 18]

Kemik remodelasyonunda kemiğin bir kısmı rezorbe edilir ve yerine yeni kemik dokusu yapılır. Kemik modelasyonundan farklı olarak, kemik remodelasyonu ömür boyu devam eder. [23]

Kemik modelasyonu yara iyileşmesi sırasında da meydana gelmektedir. Kemik remodelasyonundan farklı olarak rezorpsiyon olması gerekmez. Ayrıca kemik modelasyonu, kemik iyileşmesi, greftleme ve osseointegrasyon ile birlikte büyüme faktörleri tarafından yönlendirilir. [24, 25]

### *Kemik defektlerinin iyileşme mekanizması*

Kemik dokusunda bir defekt meydana geldiği zaman, çevredeki yumuşak dokuda ve kemik içinde kanama olur. Defekt bölgesi kanla dolar, bu kanın pıhtılaşması ile kemik iyileşmesi başlamış olur. [21, 26]

*İltihap Safhası:* Bu aşamada çevre damarların hasarına bağlı olarak defekt bölgesi kanla dolar. Defekt bölgesi hipoksik ve asidik pH'ya sahiptir. Bu bölgede lizozomal enzimler salgılanır ve osteojenik aktivite bozularak doku nekrozu meydana gelir. Defekt bölgesi mast hücreleri, polimorf çekirdekli lökositler ve makrofajlar bakımından zengindir. Ayrıca, yara iyileşmesinde salgılanan bazı mediatörler reparatif hücre proliferasyonunu stimüle eder. Bu ortama osteoblastlar, endotelial hücreler ve kondroblastlar dağılır. Mast hücreleri, bazı makrofajlar ve reparatif hücreler, kaynağını çevre dokudan alır. Polimorf çekirdekli lökositler ve kalan makrofajlar ise kan dokusundan gelir. [21, 26]

Yine bu sahada, osteoklastlar ve makrofajlar defekt bölgesindeki nekrotik kemiği ve doku kalıntılarını yok etmeye başlarlar. Yapılan yeni araştırmalar makrofajların bazı mediatör ve salgılarla kollajen sentezini ve yara iyileşmesindeki angiogenezi stimüle ettiğini göstermiştir. Bu olayın kemik defektinin iyileşmesinde de rol oynadığı düşünülmektedir. [21, 26]

*Organizasyon Safhası:* İltihap safhasından sonra organizasyon safhası başlar. Bu safhada, periosteum ve endosteumdaki kemik dokusundan hematoma içine kapillerler ve mezenkimal hücreleri girer, böylece granülasyon dokusu oluşumu başlar.

Granülasyon dokusu yumuşak kallus olarak da adlandırılır. Yumuşak kallus; kollajen ve glikoproteinlerden oluşan matriks içine gömülmüş, fibroblast, osteoblast, kondroblastlar ve gelişen kapiller damarları kapsar. Yumuşak kallus eksternal ve internal kallus olmak üzere iki kısımda görüldüğü gibi, bazı araştırmacılar bunlara ek olarak bir de intermediate kallus olduğunu belirtmektedirler.

Eksternal kallus, periostun osteojenik tabakası içindeki osteoblastların proliferasyonundan meydana gelir. İnternal kallus ise endosteal hücrelerden meydana gelir. Bu dönem organizasyon dönemi olarak da adlandırılır. [21, 26]

Rejenerasyon Dönemi: Defekt oluşumundan itibaren ilk üç ile dört hafta içinde bu olaylar sonuçlanır ve sert kallus oluşumu yani rejenerasyon dönemi başlar. Rejenerasyon dönemi iyileşmenin ikinci, üçüncü ayına kadar devam eder. Bu dönemde internal ve eksternal kalluslar derece derece demet kemiğine dönüşür ve artık düzensiz kemik yapımı başlar. Hücre sayısındaki artış ve damarlanma devam eder, dönem ilerledikçe damarlanma azalır ve osteoblastlar osteoid maddeyi üretirler, ortamın pH'si yükselmeye başlar, pH yükselmesini takip eden onuncu günden itibaren osteoblastlar alkalen fosfataz üretirler ve osteoid madde üzerine kalsiyum çökmeye başlar. [21, 26]

Yeniden Şekillenme Dönemi: Düzensiz olan bu kemik yapısı zamanla osteoklastlar tarafından rezorbe edilerek düzenli kemik yapımı sağlanır. Bu dönem yeniden şekillenme olarak adlandırılır. Eksternal kallus rezorbe olurken intermedial kallus, Havers sistemi içeren lameller kemiğe dönüşür, internal kallus ise kansellöz kemiği oluşturur. Yeniden şekillenme sahasında vaskülarizasyonu normale dönmesi ile birlikte dokudaki oksijenlenme de normalleşir ve bu safha birkaç yıl sürer [21, 26].

### **2.1.2. Maksilla**

Maksilla, mandibula hariç yüz iskeletini oluşturan kemiklerin en büyüğüdür. Kafatasının tam ortasında bulunur. Tamamen hareketsiz bir kemiktir yani suturaları haricinde eklemi yoktur. İki parçadan oluşur ve yüzün iki tarafının maksilla'sı sutura intermaksilleris'te birleşerek üst çeneyi oluşturur. [13]

#### Maksillanın anatomisi

Maksillanın gövdesi kabaca bir piramit şeklindedir. Ağız boşluğu, burun boşluğu, orbita ve sinüs maksillaris olmak üzere 4 boşluğun, fossa infratemporalis ve fossa pterygopalatina olmak üzere iki çukurun yapısına katılır. Ayrıca fissura orbitalis'in oluşumunda yer alır.

Maksilla'nın bir korpusu, dört çıkıntısı vardır. Çıkıntıları processus zygomaticus, proc. frontalis, proc. alveolaris, proc. palatinus olarak sıralanır.



Burun boşluğunu (apertura nasale) ve burun boşluğunda bulunan, solunum sistemine ait yapılar olan konkaları (concha) taşır.

Üst çene kemiği korpusunun sağında ve solunda, burun boşluğunun her iki yanında iki adet üst çene boşlukları (sinüs maksillaris) bulunur.

Maksilla, pars alveolaris adlı parçasında üst dişleri taşır. Alveol kemik de denilen bu kısım, normal kemik yapısından biraz daha gözenekli olduğu için alveol (havalı) kemik adını almıştır. Maksillanın alt sınırı "sert damak" olarak bilinen ve ağız boşluğunun üst sınırını yapan palatumdur.

Maksilla ayrıca gözyaşı kemiği (os lacrimale) , şakak kemiği (Os temporale), temel kemik (os sphenoidale), elmacık kemiği (os zygomaticum), burun kemiği (os nasale) , damak kemiği (os palatinum) ,alın kemiği (os frontale), vomer, conchalar ve etmoid kemik (os ethmoidale) ile de suturlarla bağlıdır. [13]

#### Maksillanın embriyolojisi ve ossifikasyonu

Intrauterin dönemin erken gelişim evrelerinde kondrokraniumun bir parçası olan nazal kapsül kartilajı maksilla için şablon oluşturmakta önemli bir role sahiptir. Maksilla, nazal kapsülün yüzeyindeki bir tabakada bulunan mezenşim hücrelerinden farklılaşarak kemikleşir. [13]

Maksilla, intramembranöz olarak biri premaksilla, diğeri de os incisivum olmak üzere iki merkezden kemikleşir. Bu merkezler intrauterin hayatın 6. Haftasında görülür ve 3. Ayın başlarında birleşirler. İkisi arasındaki sutur uzun süre kalır ve bazen de hayat boyu kaybolmaz. Bu gibi durumlarda os incisivum gelişmiş olur [13, 27].

Doğumda maksilla'nın transvers ve sagittal uzunlukları, vertikal uzunluğundan daha fazladır. Proc. frontalis belirgindir ve korpusu da hemen hemen alveolar çıkıntısına eşittir. Alveolar kısım, orbita tabanına kadar uzanmıştır. Sinus maksillaris henüz burun boşluğunun dış duvarında bir oluk şeklindedir. Erişkinlerde sinüs maksillaris'in ve proc. alveolaris'in gelişmesi nedeniyle vertikal uzunluk artar. Yaş ilerledikçe ve dişler kaybedildikçe alveolar çıkıntı da küçülür, oluşan rezorpsiyon sonucu maksilla tekrar çocukluktaki görünümüne döner. [13, 27]

### Posterior maksillada dişlerin kaybedilmesinin ardından görülen değişimler

İnsan vücudunda ilerleyen yaş ile birlikte oluşan değişimlerin bir sonucu olarak yapım/yıkım dengesinin yıkım yönünde arttığı ve neredeyse her yapıda fizyolojik yıkımlar görüldüğü bilinmektedir. Maksiller alveoler kemikte ise fizyolojik vertikal kemik kaybının yılda ortalama 0,1 mm olarak gerçekleştiği bildirilmiştir. [2]

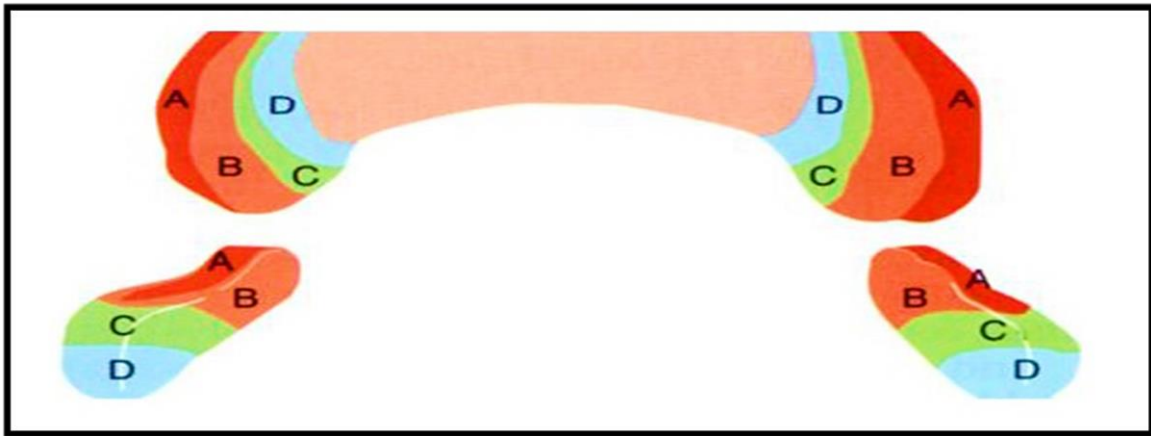
Bunun yanı sıra maksillada zaman içerisinde görülen kemik rezorpsiyonunun birçok etkene bağlı olarak normal değerlere göre artışlar gösterebildiği rapor edilmektedir. Alveoler kemikler üzerine etki eden kuvvetlerin yönü, yoğunluğu, frekansı ve hastanın kullandığı protezin uyumu, yapım şekli rezorpsiyonun derecesi üzerine başlıca etki eden faktörlerdendir. Ayrıca yaş, cinsiyet, hormonal durum, metabolik faktörler ve enflamasyon gibi etkenlerin kemik rezorpsiyonun hızı ve kemik yoğunluğunda çok önemli etkileri vardır [2, 28].

Maksiller posterior bölgedeki yıkımın derecesi, bu bölgenin dişsiz kalma süresi ve maksiller sinüsün önünde kalan dişler ile de alakalıdır. Maksiller sinüs bölgesi dişsiz olsa dahi, alanın önünde kalan dişlerin sinüs sarkmalarını engelleyici etkisi nedeniyle, dişlerin varlığının bu bölgedeki kemik yıkımını durdurduğu bilinmektedir. [2, 28]

Yapılan araştırmalarda dişlerin kaybı sonrası gelişen alveoler rezorpsiyonun hayat boyu aynı şiddette devam etmediği ve en çok birinci yılda gözlemlendiği bildirilmektedir. Bunun en büyük sebebi, bölgede fonksiyonel yüklemelerin kalmaması ve rezorpsiyon/apozisyon dengesinin rezorpsiyon yönüne doğru kaymasındandır [2].

Branemark ve ark. [29] diş çekiminden sonra birinci yıl ile üçüncü yıllar arasında alveol kemik hacminin %40'ının kaybolduğunu ve bu rezorpsiyonun büyük oranda ilk yıl içinde meydana geldiğini, birinci yıldan sonra ise rezorpsiyonun yavaşlayarak devam ettiğini rapor etmiştir.

Maksillanın yoğun bir vasküler ağ tarafından beslenmesi nedeniyle rezorpsiyon miktarında damarlanmanın da etkili olduğu gösterilmektedir. Maymunlar üzerinde yapılan mikroanjiyografik çalışmalarla maksillayı besleyen damarların yoğun mikroanastomozlar yaptığı gösterilmiştir. Maksillada diş kayıpları ve ilerleyen yaşla birlikte kemik vaskülarizasyonunda azalmalar gözlemlendiği ve maksiller kemikteki mikrovasküler defektler ve kemik rezorpsiyonu ile yaş arasında bir bağlantı olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte damarlanmadaki azalma ile birlikte oluşan değişikliklerin intramedullar kan akışını azaltarak, osteoblastik aktivitenin azalmasına ve kemik mineralizasyonun gecikmesine neden olduğu rapor edilmektedir [30]



Şekil 2.1. Çene kemiklerinde rezorpsiyon süreci [2]

Maksiller kemik, ağız içindeki diğer bölgelere göre buko-lingual yönde çok daha hızlı bir rezorpsiyon gösterir. Şekil 2.1'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]

### 2.1.3. Alveoler kemik

Mandibula ve maksiller kemiğin özelleşmiş birer yapısı olan alveoler kemik, dişlerin uzun aksına paralel olarak dizilmiş kemik lamellerinin oluşturduğu kortikal, spongioz ve bazal kemikten oluşur. [13, 31]

Yapılan çalışmalar maksilla ve mandibulanın alveoler kısımlarının yapısal olarak farklılıklarını bildirmiştir. Bu çalışmalara göre mandibula kuvveti tek başına absorbe eden bağımsız bir birimdir. Çiğneme sırasında mandibulaya iletilen kuvvetler başka bir kemiğe iletilmez. Bu nedenle mandibular alveolar krette, dış kortikal ve trabeküler kemik dişlerin varlığında daha yoğun ve kalın yapıdadır.

Maksilla ise kafatasında sabit bir yapıda olmasından dolayı kuvvetleri dağıtan bir birimdir. Maksillada oluşan her gerilim zigomatik ark ve palatinal kemik ile kafatasında yer alan diğer yapılara da iletilir. Bunun sonucu olarak maksilla ince bir kortikal tabaka ve trabeküler kemiğe sahiptir. [1, 32, 33]

#### Alveoler kemik rezorpsiyonu

Çene kemiklerinde oluşan vertikal ve horizontal kemik kayıplarının patolojik, çevresel ve fizyolojik faktörler gibi birçok etkenler ile oluşabileceği bildirilmektedir.

İlerleyen yaş, cinsiyet, osteoporoz, diyabet, hiperparatiroidizm ve tiroid fonksiyon bozukluğu gibi sistemik hastalıkların alveoler kemik rezorpsiyonunda etkili olduğu bildirilmektedir.

Enfeksiyon, travma, kist, tümör, diş çekimi ve periodontal hastalıklar gibi faktörler ise lokal kemik yıkımları ile ilişkilendirilmektedir. [34, 35]

Reziduel kret rezorpsiyonuna etki eden faktörleri, lokal ve sistemik olarak 2 grupta toplayabiliriz [1, 28, 34, 35].

*Lokal faktörler:*

- Diş çekimi sonrası oluşan durumlar (kret şekli, miktarı, kalitesi ve kassal bağlantılar)
- Dişsizlik
- Dişsiz krete protez üzerinden ulaşan ısırma kuvvetleri
- Enfeksiyon
- Travma
- Kist, tümör
- Periodontal hastalıkların sonucu

*Sistemik faktörler:*

- Yaş
- Cinsiyet
- Kalsiyum eksikliği
- Kalsiyum ve potasyum metabolizması hastalıkları
- Sistemik osteoporoz
- Hormon dengesizliği
- Diğer sistemik hastalıklar (hiperparatiroidizm, diyabet vb.)

Bütün bu faktörler maksillanın ve mandibulanın dişsiz bölgelerinde rezorptif değişikliklere sebep olurlar [1, 28, 34, 35].

Diş çekilmesinden sonra çenelerdeki kemik yoğunluğu azalır. Dişlerin varlığında oluşan çiğneme kuvvetlerinin alveoler kemikte oluşturduğu mekanik stimülasyon alveolar kemik metabolizması için önemlidir. Kemikte yenilenme döngüsünü canlı tutar. Bu nedenle dişlerin kaybı geri dönüşümsüz olarak alveoler kemik rezorpsiyonuna neden olur. [1, 36]

Diş çekimi sonrası iyileşme süreci

Diş çekimi sonrası iyileşme süreci şu şekilde gelişir: [36]

- Alveolar kemikte oluşan çekim soketi sıkı fibrin ağı içeren kan pıhtısı ile dolar.
- Polimorfonükleer hücreler ve fibroblastlar bölgeye göç ederler.
- 2 - 3 gün içerisinde granülasyon dokusu gelişmeye başlar.
- 4. günden itibaren epitel dokusu alveolun kenarlarından büyümeye başlar. Aynı zamanda osteoklastlar alveol kemiğini bir miktar rezorbe ederler.
- 7. gün birkaç osteoid doku içeren bağ dokusu gelişir.
- 19 - 21. gün arasında re-epitelizasyonun tamamlandığı ve mineralizasyonun başladığı görülür. Daha sonra remodele olacak örgü kemik üretilmeye başlanır.
- Diş çekiminden sonra sokette 3 boyutlu rezorpsiyon gözlenirken, yaklaşık 1,5 ay sonra kret, yüksekliğinin %33'ünü kaybetmiş olur.

Diş çekimi sonrası oluşan rezorpsiyon, ömür boyu, geri dönüşümsüz, kronik ve kümülatiftir. İlk yıl en hızlı şekilde, özellikle ilk üç ay artan hızda görülür. Hayat boyu devam eder. [36, 37]

Alveolar kemikte vertikal boyut kaybı genellikle maksillada mandibulaya göre 4 kat daha azdır. Bunun sebebi olarak mandibulanın maksillaya kıyasla daha az miktarda yüzeyinin çiğneme kuvvetlerine maruz kalması gösterilmektedir. Bir diğer yönden oluşan yoğunluktaki değişiklik en fazla posterior maksilla ve en az anterior mandibulada gözlenir. [37]

Rutin diş çekimleri sonrası çekim boşlukları belirgin bir sorun olmadan iyileşebildiği gibi kemiğin doğal iyileşme sürecinde soket içerisinde bir defekt de oluşabilir ve krette olması gerkenden de fazla boyut kaybı oluşabilir. İyileşme sürecinde kritik nokta çekim soketlerinin ne kadar hızlı iyileştiği ve bu süreç boyunca ne kadar bağ dokusunun sokete invaze olduğudur. Pıhtı retraksiyonu ve bağ dokusu rejenerasyonu uygun kemik oluşumunu engeller ki bu da soketin çökmesi ve kemik konturlarının kaybolmasına sebep olur. [38]

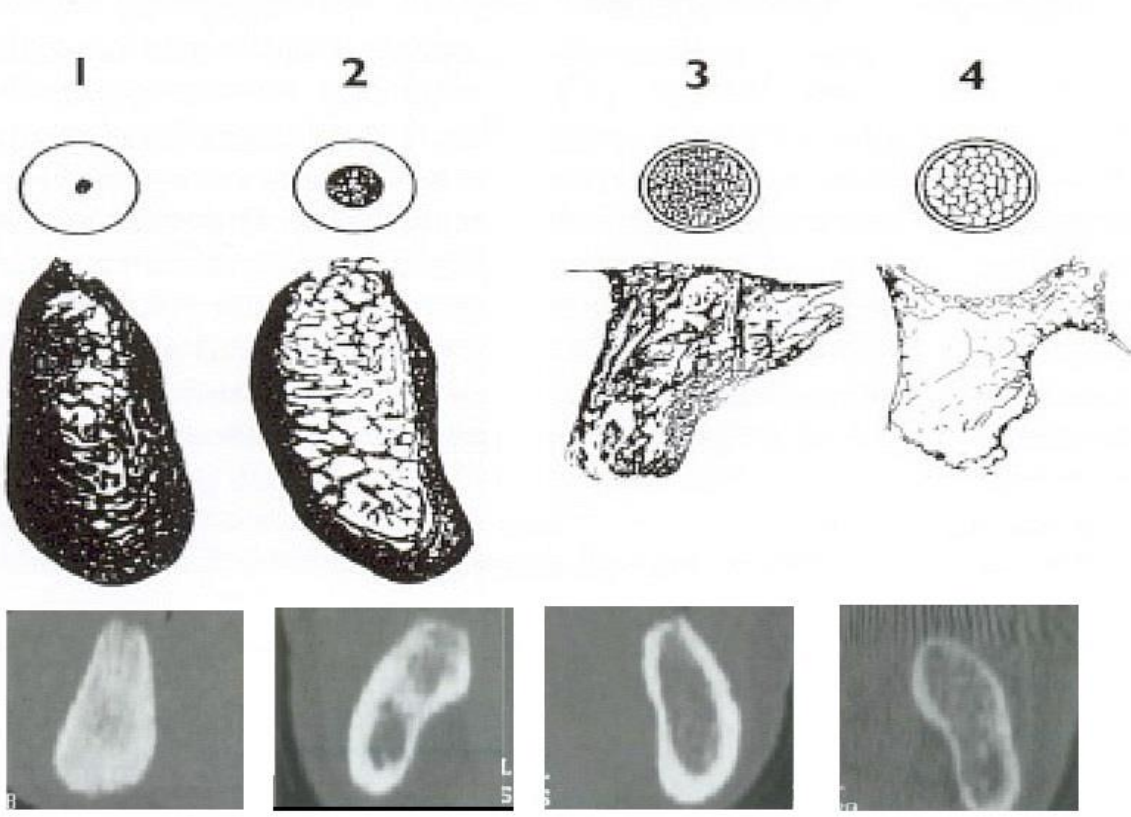
#### Alveoler kemiğin sınıflandırılması

Alveoler kemikte atrofi sonucu oluşan reziduel kretlerin sınıflandırılması için birçok çalışma yapılmıştır. Alveoler kemiğin sınıflandırılmasında en sıklıkla kullanılan iki parametre; Kemik miktarı ve Kemik kalitesi olarak öne çıkmaktadır.

Sınıflandırma kriteri olarak kemik miktarını kullanan Cawood ve Howell kretlerde oluşan rezorbsiyona göre 6 sınıf oluşturulmuştur. [39, 40]

- *Sınıf I:* Dişli kret
- *Sınıf II:* Diş çekiminden sonra iyileşmesi yeni tamamlanmış kret
- *Sınıf III:* Uygun yükseklik ve genişlikte, tepesi yuvarlak formda kret
- *Sınıf IV:* Uygun yükseklikte, yetersiz genişlikteki bıçak sırtı formda kret
- *Sınıf V:* Yetersiz yükseklik ve genişliğe sahip, düz kret formu
- *Sınıf VI:* Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybının gözlendiği, basık kret formu

Lekholm ve Zarb kemiği kalitesine göre değerlendirmişlerdir ve kortikal ve spongioz kemik miktarına göre alveoler kemikleri 4 sınıfa ayırmışlardır (Şekil 2.2) [41]:



Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'in kemik sınıflaması [2]

- *Tip I kemik:* Kalın kompakt kemik ve az miktarda spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla atrofiye olmuş, dişsiz alt çene ön bölgede görülür.
- *Tip II kemik:* Kalın kompakt kemik ve kalın spongioz kemikten oluşur. Alt çene ön ve arka dişler bölgesi ile üst çene palatinal bölgede görülür.
- *Tip III kemik:* İnce kompakt kemik ve dar spongioz kemikten oluşur. Çoğunlukla Üst çene ön ve arka dişler bölgesinde görülür.
- *Tip IV kemik:* İnce kompakt kemik ve çok boşluklu spongioz kemikten oluşur. Üst çene arka dişler bölgesinde görülür.



Diş hekimliğinde implantoloji alanında oldukça sık kullanılan sınıflamada, kemik kalitesini esas alarak, Misch kemiğin makroskopik karakterine göre 4 farklı kret grubu oluşturmuştur. [42, 43]

Bu sınıflamaya göre:

- *D1 kemik*: Gözenekli kemik içermeyen yoğun kortikal kemik
- *D2 kemik*: Yoğun gözenekli kemiği çevreleyen kalın kortikal tabaka
- *D3 kemik*: Yoğun gözenekli kemiği çevreleyen ince kortikal tabaka
- *D4 kemik*: Düşük yoğunluklu gözenekli kemiği çevreleyen ince kortikal tabaka

Yapılan çalışmalarda [44, 45], Misch sınıflamasına göre kemik tiplerinin insan çenelerinin farklı bölgelerinde ki görülme sıklıkları belirlenmeye çalışılmıştır. Bu çalışmaya göre;

D1 kemiğe oldukça nadir rastlanırken %6 oranında mandibula ön bölgede, %3 oranında ise posterior mandibulada görülmektedir.

D2 kemik mandibula anteriorda %65 oranında ve posterior mandibulada hastaların yarısına yakınında izlenirken, maksillada hastaların %25'inde ve çoğunlukla anterior ve premolar kısmı dişsizliğin görüldüğü bölgelerde bulunduğu belirlenmiştir.

D3 kemik sıklıkla (%75) maksilla ön bölgede görülürken ve posterior maksillada ise görülme sıklığı %50'dir.

En yumuşak kemik tipi olan D4 kemik posterior maksillada %40 oranında molar bölgede veya sinüs tabanı yükseltme operasyonu sonrasında sinüs içerisinde gözlenir. Anterior maksillada görülme sıklığı %10'dan az olup mandibulada ise %3'ten de az oranda görülmektedir. [44, 45]

## 2.2. Maksiller Sinüs

Cavum Hignite ya da Hignite Boşluğu olarak da adlandırılan maksiller sinüsler, insan vücudunda yer alan en büyük sinüslerdir (Şekil 2.3) . Piramit şeklinde olan bu paranasal sinüsler, maksilla'nın gövdesinde yer alır. Cerrahi müdahale açısından en rahat ulaşılan sinüstür [13].



Şekil 2.3 Maksiller sinüs [3]

### 2.2.1. Maksiller sinüs embriyolojisi ve gelişimi

Maksiller sinüslerin gelişimi intrauterin hayatın 3. ayında medial nazal konka ve inferior nazal konka arasında bulunan meatus medianın embriyonik infundibulumundan köken almaktadır.

Doğumda bir tomurcuk şeklinde gözlenen maksiller sinüslerin gelişimi maksiller kemik ile paralel gerçekleşmektedir ve maksillanın gelişiminde de rol oynayan dinamik ve aktif bir süreçtir.

Üç yaşına kadar maksiller sinüslerin gelişimi göz kürelerinin orbital tabana uyguladığı basınç, yüzeysel fasiyal kasların, yumuşak damak kaslarının, maksillayı mandibulaya bağlayan kasların maksillaya uyguladığı çekme kuvvetleri ve süt dişlerinin sürmesi ile tetiklenir. Daimi dişlerin sürmesi ve oklüzal düzleme ulaşması ile sinüslerin boyutlarında belirgin bir artış izlenir. Bu sürecin sonucu olarak, büyümenin sonunda maksillanın her iki tarafında sinüsler yer almış olur. [13, 46, 47]

### 2.2.2. Maksiller sinüs anatomisi

Maksilla gövdesinde yer alan, tabanı burun boşluğuna, tepesi de Proc. Zygomaticus'a doğru yönelmiş piramit benzeri bir yapıdır. Paranasal sinüslerin en büyüğüdür.

Normal bir sinüs maksillaris'in yüksekliği (1. Molar diş hizasında) 3,75 cm'dir. Uzunluğu 2,5 cm ve genişliği de 3 cm kadardır. Sinüs maksillaris hacmi insanlar arasında ve hatta aynı şahsın iki tarafında çok farklıdır. Erişkinlerde hacmi 10 ila 20 cm<sup>3</sup> arasında değişir. [13]

Maksiller sinüsü kendi içinde iki veya daha fazla boşluğa bölen, "Underwood Septa" olarak da adlandırılan bir ya da daha fazla septası vardır. Septum, molar bölgeye doğru genişler, dişsiz hastalarda ise kaybolabilir. Görülme sıklığı %16-58 arasında değişir ve en yaygın olarak tek bir septum formunda izlenir. [4] Van den Bergh yaptığı çalışmada, bölge ile ilişkideki dişlerin çekilmesi ile septaların zaman içerisinde kaybolabileceğini rapor etmiştir. [48]

Ön duvar: İki önemli sınırı fossa kanina ve sub-orbital oluktur. Periferde kalın kompakt kemikten, kanin diş bölgesinde ise ince kompakt kemikten oluşur. Kalın kompakt kemikten üst ön dişler ve üst yan dişlerin nörovasküler kanalları geçer. Bunlar sensitif ve suborbital sinirin dallarıdır. İnce kompakt kemik "Caldwell-Luc" operasyonunun penceresinin açıldığı duvardır. [13, 46, 48]

Arka duvar: Tüber maksilla ile ilişkilidir. Posterior duvar maksiller sinüsü, A. Maksillaris Interna, Sfenopalatin Ganglion, N. Trigemini'nin dalları ve vejetatif sinirleri içeren Pterigopalatin Fossadan ayırır. Maksiller sinüsün posterior duvarında posterior dental sinir, distal periost içinde de A. Maksillaris Interna vardır. [13, 46, 48]

Üst duvar: Orbita'nın tabanı oluşturur. İnce bir kemik lamelden yapılmış olan bu duvarda, Canalis Infraorbitalis bulunur ve bir çıkıntılı kenar şeklinde görülür. Üst duvar çok kırılgandır suborbital oluk nedeniyle bu kırılganlık daha da artar. [13, 46, 48]

Alt duvar: Kısmen dardır ve maksilla'nın Proc. Alveolaris'i tarafından oluşturulur ve genellikle burun tabanından 1 ila 10 mm daha aşağıda bulunur. 1. ve 2. Molar dişlerin kökleri, burada bir kemik çıkıntısı şeklinde görülür. Bazen de kemiği delerek sinüs boşluğuna girer. [13, 46, 48]

İç duvar: Sinüsü nazal fossadan ayırır. Aynı zamanda burun boşluğunun dış duvarıdır. Üzerinde maksiller ostium ve aksesuar ostiumlar vardır. Maksiller ostium, orta ve alt meatuslarla komşu olup, Meatus Nasi Medius Infundibulum'a açılır.

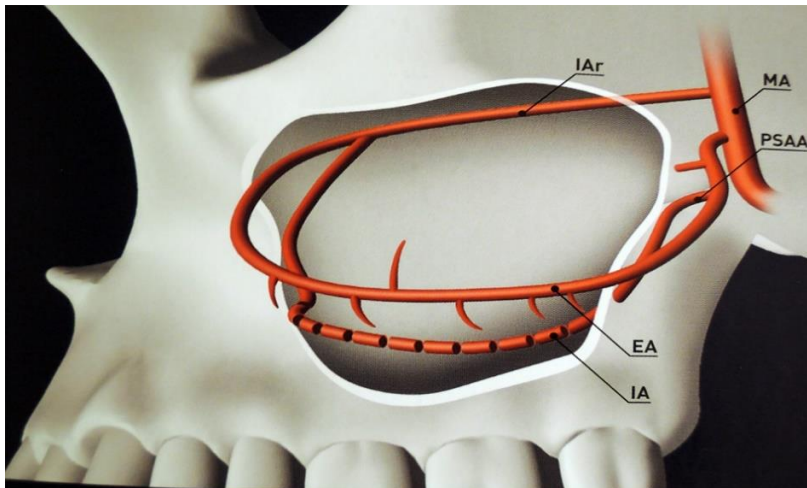
Sinüs maksillaris'i burun boşluğuna bağlayan açıklığa "Ostium Sinüs Maksillaris" denilir. Burası infundibulum'un alt sınırına açılır. Bazen bu açıklığın aşağısında ikinci bir açıklık bulunabilir. Maksilla'da bu geçit daha büyük olup Hiatus Maksillaris olarak isimlendirilmiştir. Bu geniş deliği kafa iskeletinde alttan Proc. Uncinatus, alt konkanın Proc. Maksillaris'i arkadan Os Palatinum'un Perpendicularis'i kısmen daraltır. Canlıda bu deliği burun mukozası, daha da daraltır ve Ostium Sinüs Maksillaris ismini alır. [13, 46, 48]

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

Maksiller sinüs A. Facialis, A. Infraorbitalis ve A. Palatina Major'dan beslenir. Venöz kanı ise aynı isimli venlere drene olur (Şekil 2.4). Bölgede maksiller venle ilişkili olan Pterygoid Pleksus'ta yer alır.

Lenfatikleri submandibular lenf nodüllerine drene olur.

Sinüse ait innervasyon N. Infraorbitalis ve N. Alveolaris Superior'un Anterior, Medius ve Posterior dallarından sağlanır. Ayrıca N. Nasopalatinus Breves'den duyuusal dallar alır. [13, 48]



Şekil 2.4 Maksiller sinüsün arterleri [3]

#### 2.2.4. Maksiller sinüs fizyolojisi

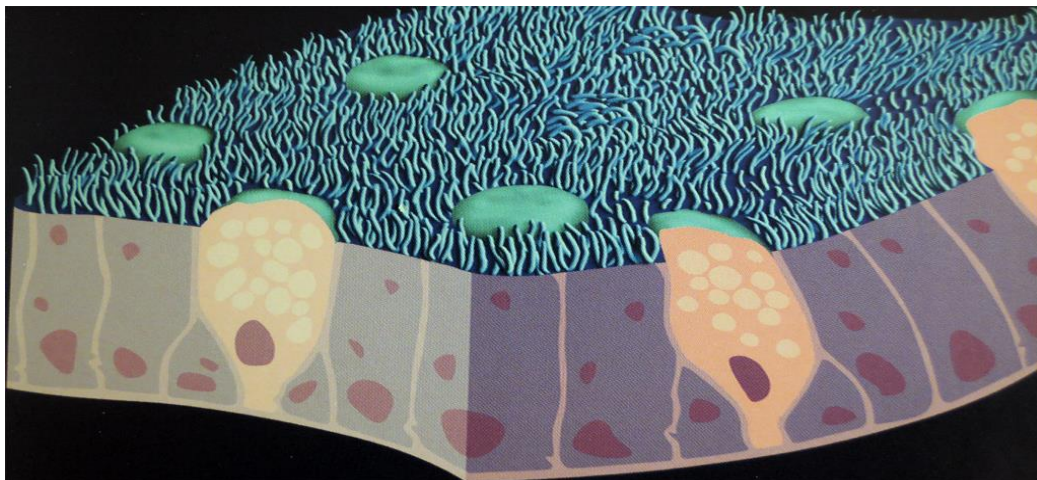
Maksiller sinüsün fizyolojik görevleri aşağıda sıralandığı gibidir: [47]

- Sese tını vermek,
- Solunan havanın ısıtılması ve nemlendirilmesi,
- Koku mukozasının yüzeyinin artırılması,
- Bölgeye gelen darbelerde şok emilimi,
- Sinüs çevresinde yer alan duyu organlarının korunması,
- Burun mukozasının nemlendirilmesi,
- Merkezi sinir sisteminin ısı izolasyonu,
- Kafatasının ağırlığının azaltılması,

#### 2.2.5. Maksiller sinüs membranı ve histolojisi

Maksiller sinüsün yüzeyi “Schneiderian Membran” denilen mukozal bir örtü ile kaplıdır. Bu membran solunan hava ile doğrudan temastadır ve immünolojik bir bariyer görevi yapar.

Schneiderian Membranı silialı ve siliasız silindirik hücrelerle, basal hücrelerle, goblet hücreleri ile alt tabakada basal membran ve tunica propria'dan oluşan 0,45 – 1,40 mm kalınlığında olan bir örtüdür (Şekil 2.5) [4, 13].



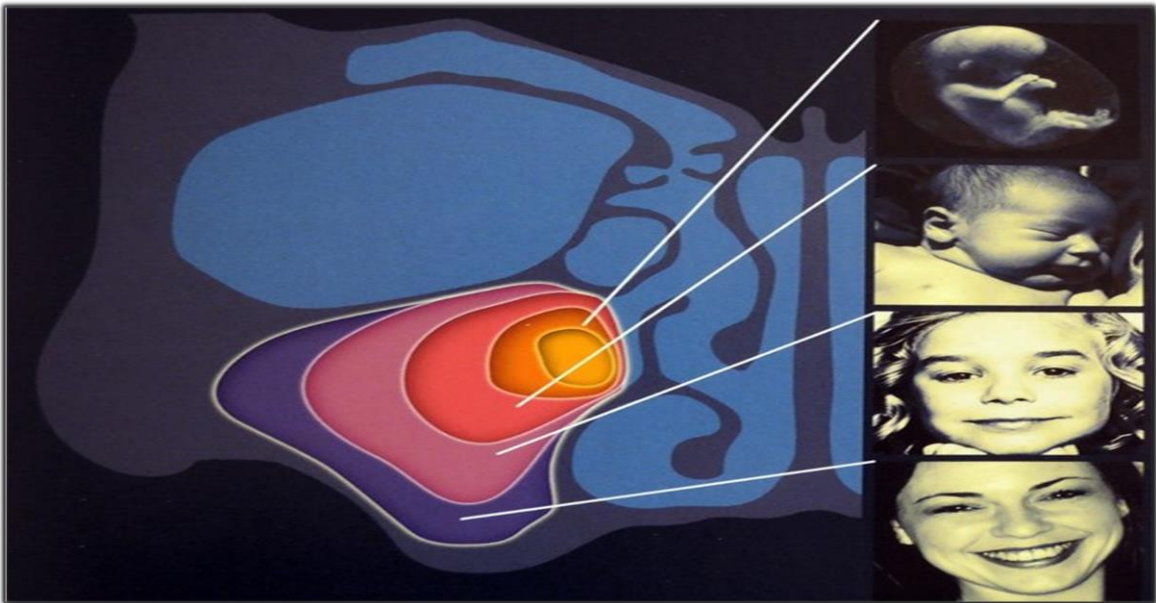
Şekil 2.5 Schneiderian membranı [3]

İnce bir membran varlığı, özellikle sinüs tabanı yükseltilmesi(STY) gibi cerrahi işlemler esnasında membranının yırtılma riskini artırır. Bu nedenle cerrahi işleme hazırlık aşamasında membran kalınlığını belirlemeye yardımcı olabilecek herhangi bir bulgu, potansiyel yarar sağlar. [4]

Bazı araştırmacılar membrane kalınlığının işlem öncesi tahmin edilebilmesi için bazı faktörler öne sürmüşlerdir. Bu çalışmalara göre kalın dişeti biyotipi bulunan ve kronik sinüs enflamasyonu olan hastalarda sinüs membranının kalın olması beklenmelidir. Buna karşın sigara kullananlarda membran kalınlığı azalma eğilimindedir. [49, 50]

### 2.2.6. Maksiller sinüsün pnömatizasyonu

Maksiller sinüsler embriyolojik dönemde sıvı ile doludur. Doğumun ardından maksiller sinüslerin hacminin artmasına ve havayla dolmasına "Pnömatizasyon" adı verilir. (Şekil 2.6) Maksiller sinüsün hacmi yaşam boyunca doğal bir artış göstermektedir fakat bu artışın nedeni tam olarak açıklanamamaktadır. Maksiller sinüs bölgesinde diş köklerinin varlığı pnömatizasyonu bir miktar kısıtlamaktadır. Bölgedeki dişler kaybedilirse, sinüs pnömatizasyonu artmakta ve sonuç olarak maksiller sinüs ile ağız boşluğu arasında kemik kalınlığı 1mm'nin altına inebilmektedir. [4, 51-53]



Şekil 2.6 Maksiller sinüs pnömatizasyonu [3]

Pnömatizasyonun sinüs mukozasının spongiöz kemiği rezorbe ederek hacim oluşturması nedeniyle geliştiği savunulurken, bazı araştırmacılar ise pnömatizasyonun kortikal kemikten oluşan bir tabakanın etrafında geliştiğini savunmaktadır. Bu tabaka etrafında mukoza ile örtülü olan tarafta rezorpsiyon, spongiyöz kemiğin kortikal kemikle örtülü olduğu tarafta ise apozisyon süreci meydana geldiği savunulmaktadır. Böylece kemik tabakanın hep aynı kalınlıkta kaldığı ve hacmin pnömatizasyon yönüne genişlediği belirlenmiştir.

Sadece rezorpsiyon sürecinin işlemesi ile kortikal kemik laminasının eriyerek, mukoza ile spongiyöz kemiğin ilişkiye geçtiği ve mukozanın spongiyöz kemiği eritememesi nedeniyle pnömatizasyonun durduğu da savunulmaktadır. Bununla birlikte pnömatizasyon sürecinin, kemik yapımının sürmesi ya da durmasından etkilenebileceğini bildirmektedirler. [51-53]

Maksilla posterior bölgede rezorpsiyon süreci, dişsizliğin süresine bağlı olarak vertikal ve horizontal yönde ilerlemekle birlikte maksiller sinüsün pnömatizasyonun da katılımı ile 3 yönlü olarak gözlenmektedir. Bazı vakalarda sinüs pnömatizasyonunun kemik kaybında rezorpsiyondan daha büyük etkiye sahip olduğu, radyografik incelemeler sonucunda ağız içi muayenede genişlik ve yüksekliğin yeterli görüldüğü bölgelerde bile sinüs tabanı ile oral kavite arasında sinüs mukozası kalınlığında bir kemiğin kalabileceği rapor edilmiştir. [54]

Maksiller sinüs doğumdan 2,5 yaşına kadar, 7,5 ile 10 yaş arası ve 14 ile 16 yaş arasında olmak üzere 3 kez gelişim atağı gösterir. Bu gelişim atakları nedeniyle posterior maksilladaki dişlerin erken kaybedilmesine bağlı olarak maksiller sinüsün pnömatizasyonunda artış görülebileceği bildirilmektedir. Ancak posterior maksiller bölgede rezorpsiyon ve pnömatizasyonun miktarı ve şiddetinin rezidüel dentisyonla da ilişkili olduğu belirtilmiştir. [55]

Posterior maksilla ile birlikte anteriordaki rezidüel dentisyonunda, terminal boşuk alanındaki rezorpsiyonu yavaşlattığı bildirilmiştir. [51]

### 2.3. Dental Implantlar

Maksilla veya mandibulada diş kaybı sonrasında mevcut alveol kreti içine veya yüzeyine cerrahi olarak yerleştirilen, üzerine sabit ya da hareketli protetik üstyapının yapılacağı, alloplastik materyallere "Dental Implant" denir. Dental implantlar kemiğe yerleştirilme pozisyonlarına göre, yapıldıkları materyale göre ve dış yapılarına göre sınıflandırılabilir. [2, 56]

Günümüzde en çok kullanılan implant tipi; Bir implant gövdesi ve bir protetik üstyapıdan oluşan kök formlu implantlardır. Bu implantların makroskopik görünümleri silindirik, vidalı, delikli veya bunların kombinasyonları şeklinde olabilir. Silindirik tipteki implantlar kemiğe yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon ile tutunurlar. Kemiğe yerleştirilmeleri itilerek veya çakılarak yapılır. Bu implantlar düz, açılı veya konik şekilli olabilirler. Vida şekilli olan implantlar ise; kemiğe vidalanarak yerleştirilirler ve yivleri sayesinde makro retansiyon sağlarlar. Ana yiv formları "V" şeklinde, ters açılı ve kare formlarıdır. [2]

#### 2.3.1. Dental implantolojinin tarihçesi ve gelişimi

Tarihte dental implantların öncüsü olarak, Mayalar dönemine ait olan arkeolojik kazılarda bulunan bir mandibula parçasındaki alt kesici diş soketlerine yerleştirilmiş diş benzeri üç adet deniz kabuğu sayılabilir. Yine Eski Mısır kayıtlarında hayvan dişleri ve oyma fildişi ilkel implantolojinin en eski örneklerindedir. [57]

Orta çağ dönemindeki çalışmalar genellikle diş transplantasyonu üzerine olmuştur. Abul Kasım isimli Arap cerrah (936-1013), transplantasyon prosedürlerini tarif etmiş ve sığır kemiğinden implantlar üretmiştir. 17. yy.'da Fransız diş hekimi M. Dupont, çekilen dişlerin sinirlerini alarak çekim boşluklarına tekrar yerleştirmiştir. 18. ve 19. yy'da İngiliz ve Amerikan kolonilerinde fakir insanların dişlerinin çekilerek zengin soylulara transplante edildiği bilinmektedir, ancak transplante edilen bu dişlerin klinik sonuçları ya ankiloz ya da kök rezorbsiyonu olmuştur. Ayrıca bu işlemin hastalık geçişine ve hatta ölüme neden olabileceği görüşleri üzerine eksik dişlerin yerine koyulabilecek yeni materyallerin arayışına girilmiştir. [58, 59]



1809 yılında Maggiolo taze çekim boşluğuna immediat tek aşamalı altın implant yerleştirmiştir. Ancak ağrı ve dişeti enflamasyonu gibi postoperatif komplikasyonlar görülmüştür. Yine bu dönemde başka araştırmacılar kurşun, altın ve iridyum içerikli implantları denemişlerdir. [60]

1960'ların başlarında en çok blade, subperiostal veya transmandibular implantlar kullanılmaktaydı. Bu dönemde subperiosteal implantlar çene kemiklerinin belirli bölgelerinde yeterli alveolar kemik yüksekliği olmaması nedeniyle geliştirilirken yine bir başka gelişme olarak blade tip implantlar Linkow ve Roberts tarafından tanıtılmıştır. Çeşitlerinin çok olması ve geniş kullanım alanıyla blade tip implantlar, dünya genelinde 1960, 1970 ve 1980'lerin ilk zamanlarında en sık kullanılan implantlar olmuşlardır. [60]

İki aşamalı, yivli ve kök şeklindeki titanyum implantlar, ilk olarak 1978'de Kuzey Amerika'da, Per-Ingvar Branemark tarafından tanıtılmıştır. Branemark yaptığı çalışmada tavşanların femur kemiğine yerleştirilen titanyum disklerin belirli bir iyileşme döneminden sonra osseointegre olduğunu göstermiştir. [60]

Mayıs 1982'de Toronto'da düzenlenen konferansta Kuzey Amerika Diş Hekimleri Birliği, Branemark ve arkadaşları titanyum ve kemik arasındaki ilişkiyi 'osseointegrasyon' terimi ile açıklamışlardır. Osseointegrasyon "Canlı kemikle implant yüzeyi arasındaki fonksiyonel ve yapısal birleşme" olarak tanımlanmıştır. [61]

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

Günümüz diş hekimliğinde ağız ortamına yerleştirilen implantların çok büyük bir kısmı titanyumdan üretilmektedir. Titanyum günümüz teknolojisinde ideal implant özelliklerini en yüksek oranda karşılayan materyal olarak öne çıkmaktadır.

İdeal implant materyalinden beklenen özelliklerden öne çıkanları şu şekilde sıralayabiliriz.

- Alerjik, iritan ve kanserojen özellikleri olmamalıdır
- Biyomekanik olarak dokuların fiziksel özelliklerine uyum gösterebilmelidir.
- Mekanik basınçlarla fiziksel değişimlere uğramamalıdır.
- Korozyona uğramamalıdır
- Çevre dokularla uyumlu olmalıdır
- Hafif, dayanıklı, aşınmaya dirençli olmalıdır
- Üretimleri ekonomik olmalıdır [57]

### **2.3.3. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı**

Osseointegrasyon canlı kemik dokusu ile titanyum implant yüzeyi arasında ışık mikroskobu düzeyinde izlenen direkt yapısal ve fonksiyonel temas olarak tanımlanmaktadır. [62]

Osseointegrasyon süreci, kemikte oluşan kırık iyileşmesine veya bir kemik defektine benzer şekilde, frezleme işlemi ile yaratılan travma sonrasında kemikte meydana gelen iyileşme sürecidir. Ancak aradaki fark osseointegrasyonda kemik-kemikle değil, yabancı bir materyal olan titanyum implantla birleşerek iyileşir.

Kemik içerisine yerleştirilen implant çevresinde iyileşme sürecinin 3 aşama gerçekleştiği düşünülmektedir. Bu aşamalar;

1. Osteofilik faz
2. Osteokonduktif faz
3. Osteoadaptif faz [21]

## 1. Osteofilik faz

Pürüzlü yüzeye sahip implant, mandibula veya maksillada kanselloz kemiğe yerleştirildiğinde ilk olarak implant ile kemik arasında kan birikir ve ardından pıhtı oluşur. Bu aşamada kemik - implant yüzeyi çok az bir alanda temastadır.

Kemik ile temasta olmayan implant yüzeyi ise hücre dışı sıvı ve hücrelerle sarılıdır. Bu bölgede implant ile organizma teması sırasında adezyon moleküllerinin üretilmesi sağlanması, kollajen sentezini arttırılması ve kemik metabolizmasında enflamasyonun başlatılması için sitokinler salınır.

Bu etapta iltihapsal faz aktiftir ve 3. gün çevredeki vital dokulardan vasküler gelişim başlar, 3 hafta içinde vasküler ağ gelişmiş olur. Bu esnada hücresele farklılaşma, proliferasyon ve hücresele aktivasyon başlar.

İlk hafta kemikleşme de başlar ve başlangıç yanıtı implant yüzeyine bukkal ve lingual korteksin iç yüzeyinden ve trabeküler kemiğin endosteal yüzeyinden osteoblast göçü şeklinde gözlenir. Osteofilik faz 1 ay sürer. [21, 63]

## 2. Osteokonduktif faz

Kemik yüzeyi ile implant yüzeyi arasında kalan boşlukta ilk olarak osteoid oluşur. Olgun olmayan bu bağlantı dokusu, ince bir tabaka halinde titanyum yüzeye birikir.

Daha sonra bu osteoid doku yavaş yavaş örgü kemiği adı verilen düzensiz ve sayısız miktarda kollajen lif demetleri ve düzensiz osteositler içeren primer kemik dokusunu oluşturur. Mineral yoğunluğu açısından oldukça zayıf olan bu kemiğin en önemli özelliği çok kısa sürede onarım gereken bölgeye doğru proliferasyon olarak defekt boşluğunu doldurmasıdır.

İkinci aydan itibaren yeni oluşan bu primer kemik dokusu, fibrilleri birbirlerine paralel olan, dayanıklılığı ve mekanik direnci daha yüksek kemik dokusuna dönüşmeye başlamaktadır.

Bu kemik dokusu (kompozit kemik) lameller kemikle, örgü kemiği arasında bir geçiş dokusu olarak adlandırılmaktadır.

Oluşan bu geçiş kemiği yani kompozit kemik, zaman içerisinde lameller kemiğe dönüşmektedir. Bu dönüşüm daha fazla kemiğin implant yüzeyine biriktiği 3. ayda meydana gelir. [21, 63]

### 3. Osteoadaptif faz

Son faz olan osteoadaptif faz implant yerleştirildikten sonraki 4. ayda başlar.

İmplant yerleştirildikten 4 ay sonra implant yüzeyi maksimum kemikle kaplanmış olur.

Osteoadaptif fazda dengeli bir yeniden şekillenme dönemi başlar ve implantlar yüklenene kadar devam eder. Remodeling bir olayın bittikten sonra diğerinin başladığı bir süreç değil kemiğin kendi fizyolojisi içerisinde yer alan yapımla yıkımın aynı anda gerçekleştiği bir hadise olarak gözlenmektedir. Bu fazda implantların çevresinde kemik kaybı ya da kazancı gözlenmemektedir, yalnızca var olan kemik miktarı hayat boyu yenilenmektedir [21, 63, 64].

Osseointegrasyon sürecinde remodeling şu iki önemli olaya yardımcı olmaktadır:

1. Nekrotik veya primer kemik dokusuyla yer değiştirerek daha olgun ve lamelli kemik yapımına yardımcı olarak kemik kalitesini arttırmaktadır.
2. Destek yapıların boyutsal değişimlerini sağlayarak yüklerle karşı uyumlarını sağlamaktadır. [64]

Osseointegrasyonu başarısını etkileyen birçok anahtar faktör vardır. Bu faktörler;

- İmplant materyalinin karakteristiği, doku uyumluluğu
- İmplantın uygun cerrahi koşullar ve sterilizasyon ile uygulanması
- İmplantın kemikte primer stabilizasyonun sağlanması
- İmplant tasarımı, makro ve mikro yüzey özellikleri
- Kemikte yuva hazırlanırken aşırı ısı oluşumundan kaçınılması
- İmplantın yerleştirildiği kemiğin sağlık durumu ve herhangi bir patoloji bulunmaması
- İmplantın yerleştirileceği bölgede yeterli kemik bulunması
- Bazı sistemik hastalıklar ve bunlara bağlı ilaç kullanımı
- Periodontal hastalıklar olarak sıralanabilir. [65, 66]

Primer stabilite yani yerleştirilen implant materyalinin yerleştirme anında doku içinde hareketsiz veya minimal düzeyde hareketli olması dokunun materyale olan yanıtını birinci derecede etkilemektedir. Primer stabilitenin artması implant yüzeyinde daha fazla kemik oluşmasına, dolayısıyla daha iyi bir osseointegrasyon oluşmasına ve başarı oranının artmasına sebep olur.[67-69]

Primer stabiliteyi etkileyen faktörler:

- Cerrahi teknik
- İmplant geometrisi
- İmplant yüzey özellikleri,
- Kemiğin nitelik ve niceliğidir. [69, 70]

**2.3.4. Dental implant uygulanma endikasyonları**

1. Geleneksel protetik tedavi türleri ile tutuculuk sağlanamayan total dişsiz hastalar
2. Hareketli protez kullanma zorluğu çeken kısmi dişsiz hastalar
3. Parafonksiyonel ağız alışkanlığı nedeniyle protez stabilitesinin bozulduğu hastalar
4. Hareketli protez kullanımı psikolojik olarak reddeden hastalar
5. Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu kontrol edilemeyen hastalar
6. Bulantı refleksi nedeniyle tam ve bölümlü protez kullanamayan hastalar
7. Endodontik veya cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde implant uygulaması
8. Tek diş eksikliği olan hastalar
9. Tek tarafı dişsiz sonlanan hastalar
10. Mevcut dişleri kullanılarak sabit protetik restorasyon yapılamayan hastalar
11. Doğal dişlerin konum ve sayı açısından sabit protez için kullanılamadığı hastalar
12. 16 yaşından büyük bireylerde, dişlerin ortodontik ankraj olarak kullanılabilirdiği hastalar
13. Diş agenezisi [71]

**2.3.5. Dental implant uygulanma kontrendikasyonları:**

1. Akut hastalık ya da Terminal dönemdeki hastalıklar
2. İmplant bölgesini içeren radyasyon tedavisi
3. İntravenöz bifosfonat kullanımı
4. Uygunsuz motivasyon ve ağız hijyeni
5. Psikiyatrik bozukluklar
6. Hamilelik
7. Kontrol altında olmayan metabolik hastalıklar
8. Parafonksiyonlar ( Diş sıkma, Eklem problemleri)
9. İlaç bağımlılığı, Aşırı alkol – sigara tüketimi
10. Gerçekçi olmayan estetik beklentiler
11. Büyüme çağı öncesi bireyler
12. İmplant yerleştirilecek bölge çevresi periodontal hastalıklar
13. Protetik olarak restore edilemeyecek olgular
14. Yetersiz kemik kalınlığı, yüksekliği, kalitesi [71, 72]

### **2.3.6. Implant uygulanması sırasında dikkat edilmesi gereken anatomik yapılar**

Bir implantın başarılı sayılabilmesi için yalnızca osseointegrasyon yani kemik ile sorunsuz bütünleşmesi yeterli sayılamaz. Uygulanan implantın çevre anatomik yapılara zarar vermemesi gereklidir.

#### Alt Çenede Dikkat Edilmesi Gereken Yapılar

- Mandibular kanal ve içindeki nörovasküler bant
- Mental foramen
- İnsisiv kanal
- Lingual sinir, arter ve ven
- Submandibular fossa

#### Üst Çenede Dikkat Edilmesi Gereken Yapılar

- İnsisiv foramen
- Palatinal foramen
- İnfraorbital arter, ven ve sinir
- Maksiller sinüs ve nasal kavite

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

#### Operasyon Sırasında Oluşabilecek Komplikasyonlar

- Kemik içi ya da çevre doku kaynaklı kanama
- Frezleme ya da implantın yerleşimi sırasında sinir zedelenmesi
- Maksiller sinüs ya da nasal boşluk perforasyonları
- Çene kemiğinin kırılması [73, 74]

### Yanlış Cerrahi Teknik Uygulanmasının Olası Sonuçları

- Kemikte perforasyon veya çatlama
- Komşu dişlerin zarar görmesi
- Primer stabilitenin sağlanamaması
- İmplantın kemiğin içine yetersiz gömülmesi
- İmplantın kemik içine gereğinden fazla gömülmesi
- İmplantın protetik tedaviyi engelleyecek ölçüde fazla açılı yerleştirilmesi
- Frezleme sonrası yanlış boyutlarda kavite hazırlanması
- Maksiller sinüse implant yerleştirilmesi sonucu kronik sinüzit
- Sinirle temas halinde implant sonrası yerleşimi sonrası kronik ağrı
- Yetersiz soğutma sonucu bölgede termal nekroz [73, 74]

### Operasyon Sonrasında Oluşabilecek Komplikasyonlar

#### *Erken Dönem*

- Kapatma vidalarının gevşek kalmaları, düşmeleri, yutulmaları
- Kanama
- Hematom
- Şişlik, ödem
- Enfeksiyon
- Yumuşak dokuda yaranın iyileşmemesi
- Cerrahi amfizem
- İmplant mobilitesi [73, 74]

#### *Geç Dönem*

- Peri-implantitis
- Yumuşak doku patolojileri
- Sert doku patolojileri
- Termal hasar gibi etkenlere bağlı kemik nekrozu [73, 74]



### *Protetik Safha Sırasındaki Komplikasyonlar*

- İmplantların yanlış açıyla yerleşimi sonucu abutment uyumsuzluğu
- Protetik planlamaya uyumsuz implant yerleşimi sonucu protezde yetersiz fonksiyon
- Protetik abutment kırığı
- İmplant - Abutment bağlantı vidasının kırığı
- Yetersiz estetik
- İmplant kaybı
- İmplant gövdesinde kırılma [73, 74]

### **2.3.8. İmplant makrogeometrisi**

Dental implantların yerleştirilme esnasındaki primer stabilitesinde, yerleştirme ve çıkarma tork değerlerinde, fonksiyonel kuvvetler altında stres iletiminde, osseointegrasyonunda kısacası başarısında; implantın gövdesinin şekli, çapı, uzunluğu ve yüzey özellikleri önemli role sahiptir. Bu sebeple implant tasarımı üzerine çok sayıda çalışma yapılmıştır [75, 76]

İmplant makrogeometrisi incelenirken, kemik içi kök formu dental implantların;

- Çapı,
- Uzunluğu,
- Yiv geometrileri,
- Yüzey özellikleri ve
- Boyun bölgesi özelliklerinden bahsetmek gerekir. [77]

#### İmplant çapı

Kemik içi dental implantların gelişim süreci incelendiğinde, 2mm çapından 8mm çapa kadar birçok farklı genişlikte tasarımın başarılarının incelendiği gözlenebilir. [78-80]

İmplant çapındaki artış ile implant-kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. Ancak bu artış geniş çaplı implant kullanımı ile elde edilen bir artış olarak düşünülmemelidir. Bu artışın “Geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış” olarak tanımlanması daha doğru olacaktır. Buna bağlı olarak artan temas alanı ile beraber, primer stabilitede ve streslere karşı dirençte de artış sağlanacaktır. [78, 79]

İmplant çapındaki artışla beraber protetik üst yapı-implant birleşimindeki stresler, belirgin olarak daha az oluşmaktadır. Ayrıca dental implantlarda çap arttıkça oklüzal kuvvetlerin yayıldığı alan da artacaktır. [81]

Artan çapla birlikte implantın yerini aldığı dişin dişetinden çıkış profilini sağlayabilmesi de daha kolay olacaktır. Anteriodan posteriora doğru gidildikçe implant çapındaki artışı, doğal dişlerin servikal bölgesinde de görmek mümkündür. Bu artışın doğal olarak en büyük sebebi posterior dişlerin maruz kaldığı fonksiyonel kuvvetlerin daha fazla olmasıdır. [2]

Geniş çaplı olarak değerlendirilebilecek yaklaşık 4mm çapındaki implantlar 1993 yılında ilk kez tanıtıldığında; zayıf kemik kalitesi, yetersiz kemik yüksekliği ve osseointegre olmamış veya kırılmış implantların immediyat tedavisinde kullanılmak amacıyla üretilmişlerdir.[82] Küçük çaplı olarak değerlendirilen, ortalama 3.3 mm çapında vida şekilli saf titanyum implantların benzer şekilli daha geniş çaplı implantlar ile karşılaştırıldığında kırılma direnci %25 daha az olarak ölçülmüştür. Bu durumun implant çapının azaltılmasının mekanik stabiliteyi azaltması ve aşırı yüklenme riskini arttırması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. [82]

Primer stabilizasyonun sağlanmasında implant boyundaki kısıtlamalar, implant çapındaki artış ile telafi edilmektedir. Anatomik kısıtlamalar sebebiyle kısa implantların kullanıldığı durumlarda fonksiyonel yüzey alanını arttırmak için geniş çaplı implantların kullanılması gerekmektedir. Nitekim yapılan çalışmalara göre implant çapındaki her 1 mm'lik artış fonksiyonel yüzey alanının %30'dan %200'e kadar çıkmasını sağlamaktadır. [78, 79]

Winkler ve ark. yaptıkları çalışmada implant başarısı ile ilgili olarak implantların uzunluk ve çapının etkisini incelemişlerdir. Üç yıldan fazla bir süre için 3.0 - 3.9 mm çapındaki implantların başarı oranı %90.7 iken 4.0 - 4.9 mm çapındaki implantların başarı oranı %94.6 olarak bildirilmiştir. [83]

## Implant uzunluğu

Implant uzunluğunun değerlendirilebilmesi ve implantları kısa, uzun şeklinde kategorize edebilmek açısından dünya çapında kabul görmüş kesin ltler halen bulunmamaktadır. Eski yıllarda yapılan çalışmalar incelendiğinde araştırmacıların 10mm'nin altındaki implantlar için kısa implant tabiri kullandıkları gözlenirken, son yıllarda yapılan çalışmalar 8mm hatta 7mm ve altındaki implantlar için kısa implant terimini uygun görmektedirler.

Özellikle enelerdeki anatomik yapıların ve vertikal yüksekliklerin kısıtlamaları nedeniyle son yıllarda piyasaya kısa uzunlukta implantların sürüldüğü gözlenmektedir. Özellikle sinüs lifting işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından farklı yüzey özelliklerine sahip 4 mm boyunda dental implantlar piyasaya sunulmuştur. [4]

Bununla birlikte implant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal ilişki yapılan çalışmalarla kanıtlanamasa da, kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu yapılan bazı çalışmalarda gösterilmiştir [84]

Olate ve ark. kısa implantlar kullanarak yaptıkları çalışmada, kısa implantların erken dönem implant kaybında belirgin bir istatistiksel farklılık gösterdiği rapor edilmiştir. [82]

İmplant başarısı ile ilgili yapılan uzun dönem takip çalışmalarında, 7mm'den kısa implantların başarısında belirgin bir düşüş gözlenmiştir. [85]

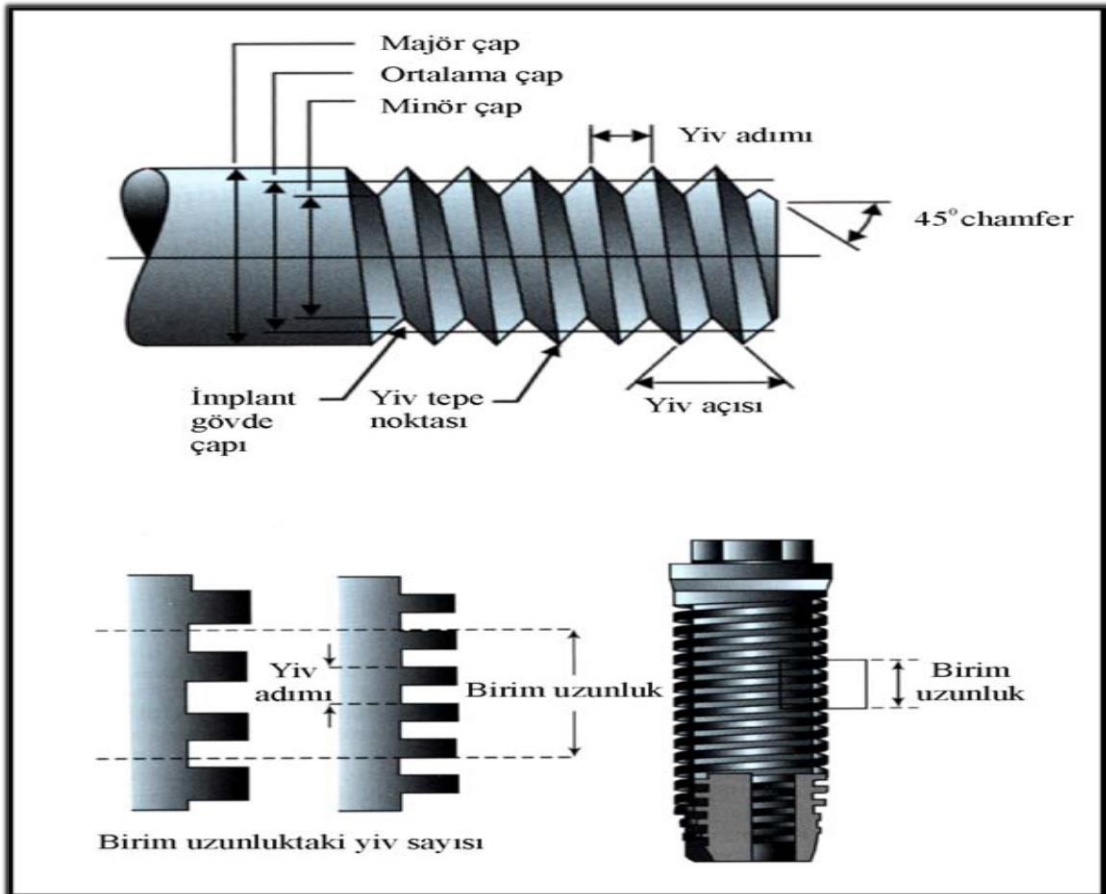
İmplant uzunluğu, implant-kemik yüzey alan miktarını etkilediğinden kısa implantlar teorik olarak kemikte daha yüksek stres ve gerinim oluşmasına sebep olmaktadır. Buna karşın biyomekanik açıdan incelendiğinde yapılan alışmalar: İmplant çapının çenelerdeki stres dağılımını ve implant stabilitesini implant uzunluğundan daha fazla etkilediği; 3.9 mm'yi aşan implant çapı ve 9.5 mm'yi aşan implant uzunluğunun silindirik implantlarda D2 kemik tipi için ideal geometri formunu oluşturduğu rapor edilmiştir.[86]

### Implantlarda yiv geometrisi:

İmplantların kemik içerisinde temas yüzeylerini arttırmak üzere implantların çapları ve uzunluklarını artırmak dışında ilk zamanlarda kullanılan düz yüzeyli implantlara yivler eklenmiştir. İmplant yüzeyine eklenen yivlerin ayrıca primer stabilizasyonu arttırmak ve kemik implant ara yüzeyindeki stresleri kırmak gibi işlevleri de bulunmaktadır. [87]

İmplantlara eklenen yivlerinin genel tasarım özellikleri;

- Yiv Adımı (Thread pitch),
- Yiv Şekli (Thread shape),
- Yiv Derinliği (Thread depth) olarak sıralanabilir. (Şekil 2.4) [88]



Şekil 2.7. İmplant geometrisi [2]

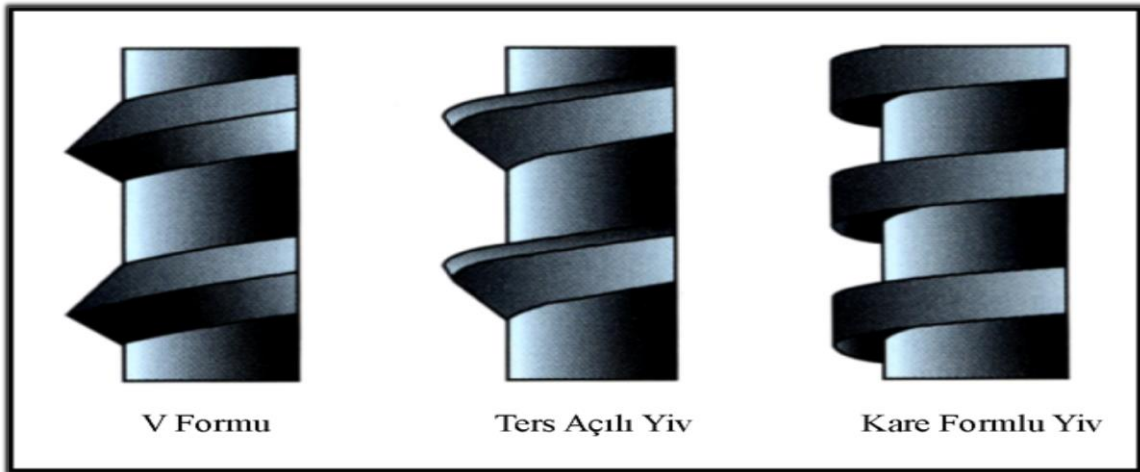
*Yiv Adımı (Thread Pitch):* Belirli bir alandaki 'yiv' sayısı olarak tanımlanabilir. Birim alanda yiv sayısının artmasıyla birlikte yiv adımı da artmaktadır. Böylece implantın artan yüzey alanı ile beraber fonksiyonel temas alanı da artacaktır. [2, 89]

*Yiv Derinliği (Thread depth) :* İmplant yivinin en geniş çapı ile implant gövdesinin en derin noktası arasındaki fark, yiv derinliğini ifade etmektedir. [2, 89]

*Yiv Şekli (Thread Shape):* Yiv şekilleri için çok farklı tasarımlar denenmiştir. Ancak günümüzde, 'V' şekilli, köşeli ve ters açılı tasarım kullanılmaktadır [2, 89]

Dental implantların yiv şekillerinin belirlenmesinde en önemli faktör, implant üzerine gelen kuvvetleri, temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmeleri ve kemik implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi streslerin azaltılmasıdır. [90]

Chun ve ark. yaptıkları çalışmada V, kare ve ters açılı yiv formlarına sahip implantları karşılaştırmış ve özellikle kare yiv formlu implantların makaslama tipi kuvvetlerde daha üstün olduğu izlenmiştir. Bilindiği gibi implant üzerinden kemiğe iletilen kuvvetin makaslama tipi kuvvet olması, kemikte yıkıma sebep olduğundan istenmeyen bir durumdur. (Şekil 2.5) [91]



Şekil 2.8. İmplantlarda yiv geometrisi [2]

## 2.4. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemleri

### 2.4.1. Tarihçe

Geçmişte çeşitli diş hekimliği uygulamalarının yapılabilmesi için ağız boşluğundan maksiller sinüse doğru girişim yapılması her zaman için tehlikeli kabul edilmekteydi. Dolayısıyla dental implantolojinin ilk yıllarında, implant yerleştirilmesi amacıyla sinüs tabanının yükseltilmesi de oldukça sıra dışı bir durum olarak görülmekteydi.

Dental implantların yaygın olarak kullanılmadığı yıllarda, dişsiz hastalar için neredeyse tek tedavi alternatifi konvansiyonel protezlerdi. Bu tip protezlerin yapılmasında yaşanan en büyük zorluklardan biri, hastaların aşırı kemik dokusu içeren tüber bölgesinin, çeneler arası mesafeyi kısaltarak protez yapılmasını imkânsız hale getirmesiydi. Bu durumda ise mandibulada kemik redüksiyonu yapılması uygun olmadığı için maksiller tüber bölgesinin kemik yüksekliğinin azaltılması tek çözüm yolu olarak ortaya çıkmaktaydı. Ancak, bu tip hastaların bazılarında geniş, sarkmış sinüsler uygun çeneler arası mesafeyi sağlamak için tüber maksilladan kemik çıkarılmasına engel oluşturuyordu. Bu nedenle, fonksiyonel bir protez yapmak çok zor veya imkânsızdı.

Bu duruma çözüm arayışlarına giren Boyne, maksiller sinüste greftleme işlemini protetik amaçlar için ilk kez 1960'lı yıllarında uygulamıştır. Boyne ve ark. maksiller sinüs greftlemesi işlemini, protetik açıdan çeneler arası mesafeyi uygun bir hale getirmek amacıyla daha sonra yapılması planlanan maksiller posterior kret yüksekliği redüksiyonu öncesi uygulamıştır. [92]

Uyguladıkları cerrahi teknikte, bu durumu düzelterip çeneler arası mesafeyi arttırmak için "Caldwell-Luc" yaklaşımı ile maksiller antruma girişim sağlanarak, sinüs membranı eleve edilir ve sinüs tabanı otojen partiküler kansellöz kemik ile greftlenirdi. Yaklaşık 3 ay sonra, greftleme işleminin sağladığı kemik desteği ile birlikte antruma girme tehlikesi olmadan tüber bölgesindeki kemik yumuşak doku ile birlikte redükte edilirdi. Bu girişim birçok hasta için çok iyi bir çözüm yolu olmuştu. [92]

Kök formundaki titanyum implantların geliştirilmesi ile birlikte yetersiz vertikal kemik yüksekliğine sahip maksiller posterior bölgede implant yerleştirilmesi için kemik augmentasyonu yapmak zorunlu hale gelmiştir. Alveoler krette augmentasyon yapılması bu eksikliği gidermek için kimi zaman yeterli olsa da, çoğu zaman sinüs tabanına da greft yerleştirilmesi zorunlu hale gelmektedir.

Boyne ve James metalik implantları yerleştirmek için uygulanan sinüs tabanı greftlemesini ilk kez 1980 yılında rapor etmişlerdir. [93] Bu rapordan önce, Tatum, bu işlemin klinik uygulamasını sunmuştur fakat sonuçlarını literatürde yayınlamamıştır. [94] Bu zaman aralığında (1974–1979) birden fazla oral ve maksillofasiyal cerrah bu alan üzerinde çalışmış ve implant yerleştirmek için sinüs tabanı yüksekliğini arttırmanın yollarını araştırmışlardır. Maksiller posterior alanda implant yapılması planlanan birçok hasta için uygulanması gereken bu işlem üzerinde yapılan araştırmalar günümüzde yoğun olarak devam etmektedir.

#### **2.4.2. Sinüs tabanı greftlemesinin endikasyonları ve kontrendikasyonları**

Sinüs tabanı greftlemesi, cerrah tarafından verilmesi gereken önemli bir karardır. Hastanın medikal durumu ve lokal faktörler bu kararı etkileyebilir.

Sinüs tabanı yükseltilmesinin endikasyonları şunlardır:

1. İmplant yerleştirilmesi için posterior maksiller alanda yetersiz kemik yüksekliği
2. Azlamış çeneler arası mesafe
3. Oroantral fistül tedavisi
4. Alveoler yarık onarımı
5. Le Fort I osteotomisi ile birlikte interpozisyonel greftleme
6. Kraniofasiyal protezler ile maksilla rekonstrüksiyonu [92]

Ayrıca, dental implant yerleştirebilmek için uygulanan sinüs tabanı greftlemesinde şu prensiplere dikkat edilir:

1. Alveoler rezidüel kemik yüksekliğinin 5 mm'den az olması ve/veya
2. Alveolar kemik kalınlığının 4mm'nin altında olması
3. Belirgin bir sinüs hastalığı öyküsünün olmaması
4. Maksiller sinüslerde patoloji hikayesi olmaması
5. Cerrahi girişimi engelleyen anatomik bir kısıtlama olmaması [92]

Sinüs tabanı yükseltilmesinin kontrendikasyonları ise şunlardır:

*Genel medikal kontrendikasyonlar:*

1. Maksiller bölgeye radyoterapi uygulanmış olması
2. Sepsis riski
3. Kontrol altında olmayan medikal hastalık
4. Aşırı sigara kullanımı
5. Aşırı derecede alkol kullanımı
6. Aşırı psikofobik hastalar
7. İntravenöz Bifosfonat kullanan hastalarda [92]

*Lokal kontrendikasyonlar:*

1. Maksiller sinüs enfeksiyonları
2. Kronik sinüzit
3. Odontojenik enfeksiyonlar
4. Bölgede alveolar skar oluşumuna neden olan geçirilmiş cerrahi hikayesi
5. Enflamatuar veya patolojik lezyonlar
6. Alerjik rinit [92]



Sinüs duvarının aşırı şekilde küçük bölmeciklerden oluşması, kompartmanlı yapısı da tam bir kontrendikasyon oluşturmasa da normal boyutlarla açılan kapağın içe ve yukarı kıvrılmasına engel teşkil edebilmektedir. Panoramik radyografide belirlenen veya fark edilen bu lobüler yapı operasyon öncesi bilgisayarlı tomografi ile detaylı şekilde incelenmelidir. [4]

Benzer şekilde bölgeden, köklerinin sinüs ile ilişkili olduğu ön görülen dişlerin çekimi sonrası uygun bekleme süresi olmadan sinüs lifting uygulanması bir kontraendikasyon sayılmasa bile sinüs membranının yırtılma riskini artıracığı ve buna bağlı işlemin başarı riskini düşüreceği için dikkat edilmesi gereken bir noktadır. [4]

### **2.4.3. Sinüs tabanı yükseltilmesi amacıyla uygulanan teknikler**

Sinüs tabanı yükseltilmesi, teknik olarak Tatum yöntemi ( Lateral “Açık” yaklaşım) ve Summers osteotomi yöntemi (Krestal “Kapalı” yaklaşım) olmak üzere iki şekilde uygulanabilmektedir ( Şekil 2.9) .

#### Kapalı sinüs tabanı yükseltme işlemi

Bu yöntem farklı literatürlerde “kapalı sinüs yükseltme”, “krestal teknik”, “osteotom yöntemi” ve bu tekniği ilk olarak uyguladığı düşünülen araştırmacının ismi olan “Summer’s ostetomisi” olarak da geçmektedir. [4, 95]

Implantolojide, ideal implant uzunluğu olarak kabul edilen 10mmlik implantların, üst çene posterior bölgede, sinüs - alveoler kemik yüksekliğinin bu boyuttan kısa olduğu durumlarda uygulanabilmesi için implantların bir miktar sinüs boşluğuna penetrasyonu dışında uzun süre tek alternatif olarak açık teknikle sinüs yükseltilmesi kabul görmekteydi.

Buna karşın lateral tekniğin hasta açısından oldukça travmatik olması, sinüs membranının perforasyonu ve post-operatif kanama gibi ciddi risk faktörlerinin bulunması bazı hastaların bu tip bir operasyona sıcak bakmamalarına sebep olmaktaydı. Buna ek olarak klinik pratiğinde rutin olarak implant uygulamaya çalışan ancak cerrahi girişim düzeyleri sınırlı derecede olan hekimler için de lateral teknik zor olarak gözükmekte olup genellikle kaçınılmaktadır. Bütün bu olguları değerlendiren Summers alternatif bir tekniği ortaya atmıştır. [3, 95, 96]



Şekil 2.9. Kapalı STY işlemi [3]

Bu tekniğin aşamaları temel olarak aşağıdaki gibi sıralanabilir (Şekil 2.9);

- Operasyon öncesi osteotomun yerleştirileceği derinlik, kemik yüksekliği ölçülerek tespit edilmelidir.
- İlk olarak alveoler kreti açığa çıkarmak için tam kalınlıkta flap kaldırılır.
- Daha sonra en küçük çapta osteotomdan başlanarak hafif çekiç darbeleri ile kemik içeresine yerleştirilerek, ilerletilir. Enstrumanın ilerleyeceği nokta tam sinus membranı ile arasında 1mm kemik kalacak şekilde olmalıdır.
- İstenilen genişliğe erişinceye kadar kademeli olarak osteotomlar büyütülür. Bu aşamada sırasıyla geniş osteotomlar yerleştirildikçe kemik lateral ve apikale doğru itilir ve sıkıştırılır.
- En son osteotom kullanıldıktan sonra greft materyali implant sahasına gönderilir. Böylece greft materyali sinus membranı üzerine basınç uygular ve yukarı iter. İstenilen yükseltme miktarına ulaşıncaya kadar bu işlem tekrarlanır.
- Daha sonra implant hazırlanan kemik yuvasına yerleştirilir. Yerleştirilecek implantın genişliği son osteotomun çapından büyük olmalıdır. [3, 4]

Summers bu tekniğin özellikle D-3 ve D-4 kemikler için uygun olduğunu ve D-4 kemikte osteotomlar tek başına kullanılabilirken, D-3 kemikte bir giriş frezinin gerekli olabileceğini bildirmiştir. [95, 96]

Summers bununla birlikte posterior maksillada minimum 5-6 mm kret yüksekliği olan hastalarda bu teknikle, sinüs membranının perforasyon edilmeden, 10 mm'lik implantların uygulanabildiğini, 9mm kret yüksekliği olan vakalarda ise 13 mm'lik implantların başarılı bir şekilde yerleştirildiğini rapor etmiştir. [97]

ITI (International Team for Implantology) tarafından yapılan 4. Uluslararası konsensus konferansında [98] sunulan verilere göre; Kapalı STY işlemi hakkında literatür taraması yapılmış ve toplam 18 çalışmanın sonuçları incelenmiştir. Çalışmalarda 1096 hastada 1744 implant yerleştirilmiştir. 12-64 aylık (ortalama 27,1 ay) protetik yükleme sonrası başarı oranları %83-100 (ortalama %95,9) olarak rapor edilmiştir. Greft materyali kullanılmadan kapalı STY işlemi yapılan 8 çalışmada, başlangıç kemik yüksekliği ortalama 5,8 mm olan 249 hasta için 443 implant uygulaması yapılmıştır. Başarı oranları 12-36 aylık takipte (ortalama 23,3 ay), yükleme sonrası %91,4-100 (ortalama %95,6) olarak verilmiştir.

Kapalı sinüs tekniğinin avantajları hekim açısından daha pratik, hasta açısından ise daha az travmatik ve komplikasyon riski düşük bir teknik olmasıdır. Bunun yanı sıra lateral tekniğe kıyasla daha az kemik greftine ihtiyaç duyulması da mali olarak bir avantaj olarak görülebilir. [4]

Buna karşın tekniğin sinüs tabanında kazandırabileceği yükseklik miktarı kısıtlı olup 2 - 3mm kadardır. Bu durum tekniğin belirli bir kemik yüksekliğinin altında kullanılmasının hem primer stabilitenin sağlanabilmesini güçleştirmesine hem de sinüs membranının perforasyon riskini arttırmasına yol açmaktadır. Ayrıca osteotomların kademeli yerleştirilmesi sırasında osteotomun uzun aksı boyunca sapmalar olabilmektedir. Bu durum implantların açılarının bozulmasına sebep olur. Bunun yanında membranın yırtılması sonucu greft materyali sinüs içeresine dağılarak sinüzite neden olabilir. [4, 99]

### Açık sinüs tabanı yükseltme işlemi

Açık sinüs yükseltme tekniği, aynı zamanda “sinüs augmentasyonu”, “lateral sinüs lifting”, “sinüs tabanının yukarı kaldırılması” veya “sinüs tabanı yükseltilmesi (STY)” olarak literatürde farklı olarak isimlendirilebilmektedir. [4, 100]

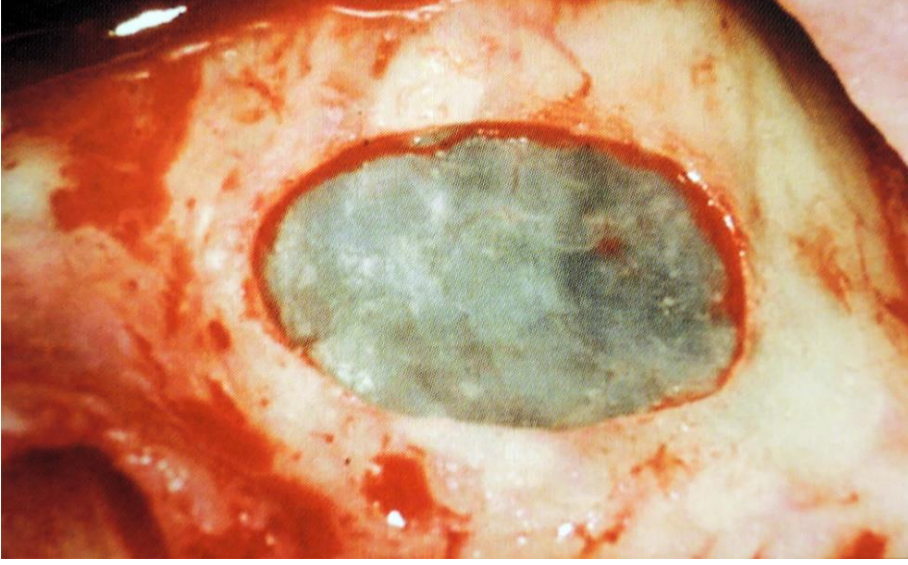
1960’lı yıllarda lateral yaklaşım ilk olarak protetik nedenler ile Boyne tarafından gerçekleştirilmiştir. Boyne posterior bölgede arklar arası mesafenin azaldığı ve maksiler sinüsün pnömatizasyonu nedeniyle basit bir osteotomi ile artırılamayacağı vakalarda, Caldwell-Luc yaklaşımıyla birlikte sinüs membranının elevasyonu ile elde edilen boşluğu otojen kemikle doldurmuş, ardından arklar arası mesafeyi osteotomi yaparak arttırdığını bildirmiştir. İmplant uygulamasını içermeyen bu yöntem bilinen ilk STY yöntemidir. [92]

Tatum (1970), modifiye Caldwell-Luc tekniğiyle maksillanın lateral duvarında oluşturulan fraktür yardımı ile sinüs membranını eleve ederek otojen kemikle greftleme işlemi ve ardından implant uygulamasını gerçekleştirmiştir. [94] Buna rağmen teknik 1980’de Boyne ve James’in çalışmasıyla literatürdeki yerini almıştır. Boyne ve James yetersiz kemik yüksekliğine sahip 3 vakada blade tipi implantları sinüs lifting ile uygulamışlardır ve operasyonda otojen kemik kullanımı ile bölgede kansellöz kemiğin oluşumunu tanımlamışlardır. [93]

### *Açık sinüs tabanı yükseltilmesi işleminin basamakları*

Flep Tasarımı: Van der Bergh’e [101] göre yapılacak insizyon, alveoler kretin tepesine ya da biraz palatine doğru gelecek şekilde yapışık dişetinde yapılmalıdır. Karşılıklı yardımcı insizyonların birisi dişsiz boşluğun mesialinden ve diğeri boşluğun distalinden yapılır. Eğer gerekirse kaldırılan flebin tabanında periost kesilerek flep daha çok esnetilebilir. [3]

Lateral Sinüs Duvarının Hazırlanması: Pencerenin hazırlanması sadece kemiğin ince olduğu sinüsün lateral duvarında yapılmalıdır. Aksi takdirde kullanılacak el aletlerinin bölgeye ulaşımı zorlaşacaktır.



Şekil 2.10. Lateral sinüs duvarının hazırlanması [4]

Ayrıca el aletlerinin rahat kullanılabilmesi için hazırlanan pencere yeterince geniş olmalıdır. Sinüs lateral duvarında 1-1.5 cm.<sup>2</sup> genişliğinde bir pencere yeterli olacaktır. Bu sebepten işleme ilk olarak 3mm çapında büyük çelik rond frezlerle başlanılarak, sinüs membranına zarar verilmemesi için preparasyonun büyük elmas rond frezle bitirilmesi tavsiye edilmektedir (Şekil 2.10) [102, 103].

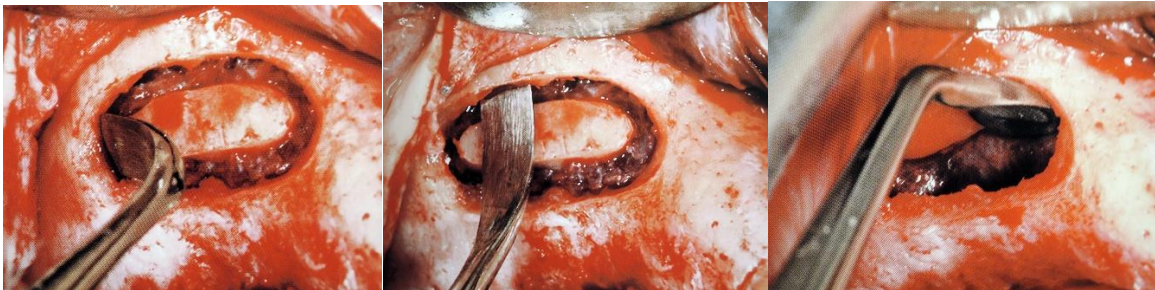
Son aşamada sınırları iyice inceltilen pencerenin hareketinin parmak baskısı ile uygulanması tavsiye edilmektedir. Bu teknik sayesinde pencereyi tutan son bağlantıların kırılması ve aynı zamanda sinüs mukozasının bu hassas aşamada keskin aletler tarafından yırtılması da engellenmiş olur. Bu safhada amaç kaldırılan kemik penceresinin horizontal pozisyona getirilmesidir. Bunu sağlayabilmek için kemik penceresi sinüsün alt sınırının biraz üstünden hazırlanmalıdır [3, 48]

Literatürde, lateral sinüs duvarı hazırlanması sırasında oluşan kemik kapağı hakkında genel olarak 3 farklı görüş bulunmaktadır [93]:

1. Bazı klinisyenler kemik üzerinde sınırları belirlenen bu pencerenin büyükçe elmas bir rond frez yardımıyla eritilerek tamamen ortadan kaldırılmasını önermektedir. Bu işlem sonrasında greftin üzeri rezorbe olan bir membranla örtülerek oral mukozayla greft ilişkisi kesilmektedir.
2. Bazı araştırmacılar ise pencerenin kapak şeklinde kesilip çıkartıldıktan sonra greftleme sonrası membranın üzerine yerleştirilmesini önermektedir.
3. Bazı gruplar ise pencerenin kemik üzerinden ayrılmamasını, sadece serbestleştirilerek alt kenarının yukarı ve içe doğru itilmesi sayesinde horizontal pozisyonda konumlandırılması gerektiğini savunmaktadır.

Schneiderian Membranın Elevasyonu: Sinüs membranını serbestleştirme hassas bir işlemdir ve bu işlem için özel üretilen el aletleri ile uygulanır, bu el aletleri farklı kenarlara sahiptir ve mümkün olduğunca keskinliği az yuvarlatılmış uçlara sahip olmalıdır (Şekil 2.11).

Bu el aletleri ilk olarak yavaşça mesial ve distal taraflara doğru sinüs membranını ile kemik arasına uygulanır ve dikkatlice membran kemikten ayrılır. Daha sonra sinüs membranını aşağı sınırdan hassas şekilde serbestleştirilerek, kemik pencere horizontal pozisyona doğru taşınabilir [3].



Şekil 2.11. Schneiderian membranının elevasyonu [3]

Bütün mukoza dokularının sinüsün orta kısmına yükseltilmesi pencerenin bu pozisyonda ne şekilde kalacağını gösterir. Bu seviyeye kadar greft materyali yerleştirilmiş olması gerektiği için bu yükseklik yeterlidir. Fazla greft doldurulması sinüs membranında nekroza ve bunun sonucunda greftin sinüs boşluğuna saçılmasına sebep olabilir. [48]

Son yıllarda sinüsün lateral yükseltme yöntemini geliştirmek ve kolaylaştırılması amacıyla modifiye yeni yöntemler ortaya atılmıştır;

Vercellotti ve ark. [104] sinüs lateral kemik duvarının kaldırılmasında piezocerrahi sistemlerinden yararlanmıştır ve kemiğin frezlenmesi aşamasında sinüs membranında yırtılma riskinin azalmasına bağlı olarak başarının %95'lere kadar çıktığı ve işlem süresinin de önemli derecede kısaldığı sonucuna varılmıştır.

Soltan ve Smiler [105], dişsiz boşluğun bir ya da iki dişle sınırlı olduğu vakalarda membran elevasyonunun zorlaştığını ve işlem sırasında membranda yırtılma oluşma ihtimalinin arttığını vurgulamıştır. Bunu önlemek üzere sinüs membranının, bir balon yardımıyla yükseltilmesini önermişlerdir. Böylece bu işlemin daha kolay olduğunu ve greft yerleştirilmesi için yeterli alanın rahatlıkla oluştuğunu bildirmişlerdir.

#### *Greft materyali kullanılmadan açık sinüs tabanı yükseltilmesi*

Günümüzde açık yöntemle maksillar sinüs tabanı yükseltilmesi en sık otojen greft, ksenogreft veya her ikisinin birlikte kullanımı ile uygulanmaktadır. Kullanılan her iki greft materyali de başarılarını kanıtlamış olsalar bile bazı dezavantajlara sahiptirler. Otojen greftin alınması için ikinci cerrahi saha gerekir. Kısıtlı miktarda elde edilebilir ve verici sahada ilave travma oluşturulur. Ksenogreftler ise hastaya ekstra maliyete neden olmaktadır.

Özellikle kullanılan greft materyallerinin yarattığı ekstra maliyet ve travma araştırmacıları farklı yöntemler denemeye yöneltmiştir ve bazı araştırmacılar greft kullanılmadan açık sinüs tabanı yükseltme ile ilgili çalışmalarda bulunmuşlardır. [106-111]

Takahiro ve ark. [108] Yaptığı çalışmada 11 hastaya toplam 21 implant uygulamıştır. Çalışmada sinüs membranının kaldırılmasının ardından yerleştirilen implantlarla beraber, araştırmacıların kendi tasarladığı mini plaklara bağlı titanyum vidalarla sinüs membranını yukarıda sabitlemiştir. Çalışma sonrası ortalama olarak başlangıçta 4.7mm ( $\pm 1.4$ mm) olan kemik yüksekliği çalışma sonrası 10.9mm ( $\pm 2.2$ mm)'ye yükselmiştir. Primer stabilitesi operasyon sırasında da çok iyi olmayan 1 implantın kaybıyla %95.2 başarı oranı, hiçbir vakada ciddi bir komplikasyon yaşanmadan rapor edilmiştir.

Mazor ve ark. [111] Yaptığı çalışmada 20 hastaya toplam 41 implant uygulamıştır. Çalışmada 25 sinüs membranının kaldırılmasının ardından yerleştirilen implantlar sinüs membranını yukarıda sabitlemiştir. Oluşan boşluğa Platelet-Rich Fibrin (PRF) doldurulmuştur. Ortalama olarak residüel 2.9mm ( $\pm 0.9$ mm) kemik yüksekliği olan hastalarda çalışma sonrası kemik miktarı 10.1mm ( $\pm 0.9$ mm)'ye yükselmiştir. Implant kaybı rapor edilmemiştir. Bölgeden 6 ay sonra yapılan biyopsilerin histolojik incelenmesinde iyi organize, canlı ve %30'un üzerine varan kemik matriksi içeren kemik dokusu bulunmuştur.

Schweikert ve ark.'nın [110] 4 tane maymun üzerinde yaptığı çalışmada sinüs membranını, eğilerek şekil verilmiş mini plak ile sabitlemiştir. Boşlukta dolum miktarı 6. ayın sonunda %40'lara çıkarken oluşturulan kemikte mineralize kemik ve kemik iliği oranı %70'lere varmıştır.

Thor ve ark. [107] Yaptığı çalışmada 20 hastaya toplam 44 implant uygulamıştır. 4 yıllık takip yapılmıştır. Çalışmada sinüs membranının kaldırılmasının ardından yerleştirilen implantlar sinüs membranını yukarıda sabitlemiştir. Ortalama 6.51mm kemik oluşumu rapor edilmiştir. 4 yılın sonunda 1 Implant (28. Ayda) kaybı rapor edilmiştir. Hastada herhangi bir komplikasyon oluşmamıştır. 5.5mm'den az residüel kemiğe sahip hastalarda kemik kazancı (7.1mm), genel ortalamaya (6.5mm) oranla daha fazla not edilmiştir. Implant uzunluğu arttıkça kemik oluşumunda da artış gözlenmiştir.



Oliveira ve ark. [109] ait bir çalışmada ise 10 hastaya 2 aşamalı, sinüs lift + implant planlanmıştır. Çalışmada sinüs membranının kaldırılmasının ardından alveol kret tepesinden yerleştirilen titanyum vida, içeri çevrilen dış kemik duvarı ile birlikte membranı yukarıda tutmaya yardımcı olmuştur. Oluşan boşluk kan ile doldurulmuştur. Başlangıçta 10 hastada ortalama 3.18mm olan kemik miktarında ortalama 2.37mm'lik artış gözlenmiştir. Çalışma sonrasında kemik miktarında genel olarak artış görülmesine rağmen, implant uygulamasına yetecek kemik oluşumu yalnızca 3 hastada sağlanabilmiştir.

Literatürlerden elde edilen veriler ışığında doldurulması planlanan boşluğun miktarı önemli bir kriterdir. Çalışmalarda yer alan bazı vakalarda oldukça büyük boşluklar doldurulabilmişse de başarı şansını riske atmamak açısından 3 – 4 mm'den fazla boşlukların yalnızca kan ve pıhtı ile dolmasına şüpheyle yaklaşılmalıdır. Diğer yönden araştırmacılar bu yöntemin doğru seçilen vakalarda başarılı olarak uygulanabileceğini bildirmişlerdir [106-111].

#### *Eşzamanlı ve aşamalı sinüs tabanı yükseltme teknikleri*

Dental implant yerleştirilebilmesi amacıyla uygulanan sinüs tabanı yükseltmesi işlemleri, implant uygulaması ile eşzamanlı ya da iki farklı aşamada uygulanabilmektedir.

Eşzamanlı (Tek aşamalı) sinüs tabanı yükseltme işlemi, implant yerleşimi ile aynı anda lateral sinüs tabanı yükseltmesi olarak tanımlanır. Bu tip bir yaklaşım, ancak mevcut kemik ile implantın primer stabilitesi sağlanabilecekse uygulanabilir. Genel kural olarak, eşzamanlı STY işlemlerinin 5 mm ve daha fazla rezidüel kemik yüksekliği olan bölgelerde yapılması uygundur. [4]

Implantın primer stabilitesinin sağlanamayacağı vakalarda aşamalı (iki aşamalı) sinüs tabanı yükseltme işlemi tavsiye edilir. Bekleme süresini oluşturan iyileşme dönemi, kemik arttırım hacmi, sinüs anatomisi ve greft protokolüne bağlı olarak, implant yerleşimi öncesinde 3 - 12 ay arasında değişebilir. Sinüs hacminin dar olduğu ve STY işlemi için otojen greft kullanılabilir, tek diş eksikliklerinde 3-4 aylık bekleme süresi uygun olabilir. Eğer oldukça ince bir sinüs tabanı sadece otojen dışı materyaller ile greftlenmişse, implantlar yerleştirilmeden önce toplam 10 - 12 ay süreyle, greftin güçlenmesine gereksinim vardır [4].

Tatum [92] 1970'lerin ortasında gerçekleştirdiği klinik çalışmasında sinüs tabanının 1/3'ünü otojen kaynaklı kemik greftiyle yükseltmiş ve 6 aylık bekleme süreci sonrası kemik içi implantları başarıyla yerleştirmiştir.

Boyne ve James [93] implantların otojen kaynaklı kemik grefti ile gerçekleştirilen açık STY işleminden 3 ay sonra yerleştirmelerine rağmen, Tatum ve ark. [92] açık STY tekniğini kullanarak ilk kez implantları tek aşamalı olarak uygulamıştır.

Son yıllarda maksilla posterior bölgede rezidüel alveoler kret yüksekliği 5mm'nin altında olan vakalarda tek aşamalı uygulamalarla başarılı sonuçlar rapor edilmektedir. Ancak kret yüksekliğinin az olduğu bu vakalarda kret genişliğinin öneminin arttığı da bildirilmektedir. [48, 112]

Winter ve ark. [113] 4 mm'den az kret yüksekliğine sahip hastalarda greft kullanmaksızın implant uygulamasını tek aşamalı olarak gerçekleştirdiğini ve 22 aylık takiple %91,4 başarı oranı elde ettiğini bildirmiştir.

Ellegaard ve ark. [114] STY ile ortalama 3 mm kret yüksekliği olan vakalarda tek aşamalı implant uygulamasında 4 yıllık takip sürecinde gözlediği %94 implant başarı oranına rağmen tek aşamalı yöntemin özellikle ağız hijyeni yüksek olan hastalarda uygulanmasının önemini belirtmişlerdir.

Bununla birlikte posterior maksilla bölgesinin zorlukları göz önüne alındığında yetersiz kret yüksekliği olan vakalarda tek aşamalı uygulama ile elde edilecek kret yüksekliğinin çift aşamalı STY'ye oranla az olması ve zayıf primer stabilizasyon nedeniyle uzun dönem başarıların sorgulanması gerektiği bildirilmektedir. [112]

Misch ve ark. [115] STY'de 5 mm'den az rezidüel alveoler kret yüksekliğine sahip vakalarda primer stabilitenin sağlanamadığını ve bu vakalarda iki aşamalı yöntemin uygulanmasının başarıyı artıracığını bildirmiştir.

Bruggenkate ve Bergh [48] çalışmalarında preoperatif değerlendirmede STY'nda tek aşamalı implant uygulamasının sadece yeterli kemik kalitesine ve kantitesine sahip vakalarda primer stabilitenin yeterli oranda sağlanabilmesine bağlı olarak gerçekleştirilebileceğini bildirmişlerdir.

John ve ark. [102] Tek aşamalı uygulamalarda %93, iki aşamalı uygulamalarda ise %100 implant başarı oranı tespit edilen çalışmada başarının nedeni olarak, 2 aşamalı yöntemde integrasyon oranının fazla olmasının tespit edildiğini bildirmiştir.

Hürzeler ve ark. [116] STY'nda tek ve iki aşamalı implant uygulamalarını değerlendirdiği çalışmasında ilk implant uygulamasından 3 ay sonra aynı STY bölgesine iki aşamalı olarak ek implantları uygulamış kemik formasyonu ve integrasyonun her iki grupta izlendiğini ancak kemik implant teması değerlerinin 2 aşamalı grupta üstün olduğunu bildirmiştir.

Zitzmann ve ark. [99] Maksiller STY'nda tek aşamalı yöntemle implant uygulaması yapılan grupta ortalama kemik yüksekliğini 10 mm, iki aşamalı yöntemle implant yerleştirilen grupta ise 12,7 mm olarak rapor etmiştir.

Blomqwist ve ark. [112] STY'nda tek aşamalı prosedürlerde implantları çift aşamalı prosedüre oranla daha fazla palatinele yerleştirmek zorunda kaldığını rapor etmiştir. Bu nedenle çift aşamalı prosedürün implantların doğru konumlandırılması açısından avantaj sağladığını belirtmiştir.

#### **2.4.4. Açık ve kapalı sinüs yükseltme işlemlerinin karşılaştırılması**

Geniş kemik hacimlerini greftleyebilen lateral pencere tekniği, sinüs anatomisinden bağımsız olarak uygulanabilen bir işlemdir. Kapalı teknik ise ancak 2-3 mm ilave kemik yüksekliği kazandırabilme kapasitesindedir. 10 mm ve daha uzun implantların genellikle tercih edildiğini kabul edersek bu yaklaşım, başlangıç kemik yüksekliği 7 mm ve üzerinde olan vakalarla sınırlıdır [4]. Tan ve ark. [117] yaptıkları sistematik derlemede, başlangıç kemik yüksekliği eğer 5 mm ya da daha az ise, kapalı STY işlemleri sonrası implant başarısının, anlamlı olarak azaldığı sonucuna varılmıştır.

Diğer bir kısıtlama olarak, kapalı teknik, sinüs tabanının neredeyse horizontal seyrettiği olgularla sınırlı kalmaktadır. Oblik seyreden sinüs tabanını kırmak için osteotom kullanılması, sinüs membranını delme riskini ciddi anlamda artıracaktır. Eğer gerçekten delinme olursa, lateral pencere tekniğine dönülmesi önerilmektedir. Ancak bu sayede açılan pencereden delinme onarılabilir. [4]

Birkaç çalışmada, membranın bütünlüğünü sürekli manada değerlendirmek üzere kapalı teknik sırasında membranın esnekliği, derinlikölçer ile valsalva manevrası (burundan üfleme testi) kullanılarak kontrol edilmiştir. Membran delinmesi kapalı STY sırasında nadiren meydana gelen bir komplikasyon olarak değerlendirilmekle beraber vakaların %10-26'sında meydana geldiği bildirilmiştir [118, 119]. Lateral pencere tekniğindeki delinme oranları %10-20 arasında dokümente edilmiştir. [120, 121]

Kapalı STY'nin başlıca avantajı, post operatif şişlik ve ağrı açısından lateral pencere tekniğine göre daha düşük morbiditeye sahip olmasıdır. Bu çerçevede daha deneyimsiz cerrahların, kapalı tekniği tercih etmesi gerektiği yaygın bir yanlış anlamadır. Cerrahi teknik daha kolay olmakla birlikte her zaman membran delinmesi ya da kanama gibi komplikasyon riski vardır. Bu tip komplikasyonlar, delinmeyi tamir ya da kanama kaynağını belirlemek için, lateral sinüs duvarının açılması gibi girişimler gerekeceğinden kapalı tekniği uygulayan cerrahlar lateral pencere tekniğinde de deneyimli olmalıdır. [4]

#### **2.4.5. Sinüs tabanı yükseltme işlemlerinin komplikasyonları**

Sinüs tabanı yükseltme işlemlerinin komplikasyonları lateral teknik ve krestal teknik için genel anlamda operasyon sırasında oluşan komplikasyonlar ve operasyon sonrası görülen komplikasyonlar olarak incelenebilir.

#### **Açık STY Operasyonu Sırasında Oluşabilecek Komplikasyonlar**

- Sinüs membranının delinmesi
- Implantın zayıf primer stabilitesi
- Zedelenmiş damarlardan kanama
- Implantın sinüs boşluğuna kaçması
- Greft materyalinin sinüs boşluğuna kaçması
- Sinir açılması ve yaralanması [4]

Sinüs yan duvarında pencere açılarak yapılan STY işlemlerinin çok önemli bir bölümü, sorunsuz olarak iyileşmektedir [121].

Sinüs membranının delinmesi, en sık karşılaşılan sorun olarak, olguların yaklaşık olarak %10'unda (%4,8 - %56) görülmektedir. Membranda oluşan yırtılmalar nedeniyle ortaya çıkan açıklıklar, kollajen süngerler (collagen sponge), çeşitli membranlar ya da allogreft yapraklar ile onarılmaktadır. Olguların yalnızca %1'inde, membranda oluşan yırtılma çok büyük olduğu için, işleme devam edilememiştir [121]. Bazı çalışmalar, sinüs membranı delinmeleri ile implant başarı oranları arasında bağlantı kurarken [122], diğer çalışmalarda böyle bir ilişki kurulamamıştır [123].

Sinüs membranındaki yırtılmalara bağlı greft kaybı ya da cerrahi işlemin başarısızlığı, %1,9 (%0-17,9; [118]) ya da %1 (%0-20; [121]) oranında görülür.

Cerrahi işlem sırasındaki olası komplikasyonlar arasında, posteriorsuperior arterin (PSA) zedelenmesine bağlı kanama [118], sinir hasarı [124], eşzamanlı implant yerleşimlerinde ilk stabilitenin yetersiz olması [125] ve membran yırtılmasına bağlı olarak greft materyalinin sinüs boşluğuna saçılması [123] sayılabilir.

Sinüs yan duvarına açılan kemik pencere ile STY işlemlerinde, kanama görülme sıklığı %2-%3 tür [126, 127]. Damar-sinir zedelenme sıklığı hakkında yeterli veri elde edilememiştir.

İmplantın yetersiz primer stabilitesi, özellikle kemik yoğunluğuna, kemik miktarına, implant yuvasının hazırlanmasına ve implantın tasarımına bağlıdır. Bir olgu serisinde, primer stabilitenin %3,9 oranında etkilenmiş olduğu rapor edilmiştir [128]. Son olarak, implantın sinüs kavitesi içerisine kaçması, olguların %0,5'inde görülmüştür [128, 129].

### Açık STY Operasyonu Sonrasında Oluşabilecek Komplikasyonlar

- Implant kaybı
- Yara açılması
- Enfeksiyon
- Maksiller sinüzit
- Tam/Kısmi greft kaybı
- Kanama
- Hematom
- Kemik greftinin nekroze olması
- Yetersiz kemik hacmi oluşması
- Kist oluşumu
- Hava embolisi
- Ağrı [4]

Pikos tarafından hangi komplikasyonların erken, hangilerinin geç olduğunun tanımı yapılmıştır. Operasyondan sonraki ilk 7-10 gün içerisinde gerçekleşen erken komplikasyonlar, genellikle kesi hattından kanama, burun kanaması, parestezi, enfeksiyon, yara açılması, hematoma ve şişliktir. [92]

Geç dönem komplikasyonları ise nadir görülür. Cerrahi alanda açıklık oluşma sıklığı %2,7 ile %8,4 arasındadır. Cerrahi işlem sonrası enfeksiyon, tüm olguların %2,7'sinde görülürken, kanama %0.46 ile %16.6 arasında görülmektedir. [4]

Lateral STY işlemlerinin geç dönem komplikasyonları, implant kaybı veya sinüzit (akut veya kronik) olabilir ki, sinüzit olguların %2,5'inde görülmüştür [121].

STY işlemlerinin diğer bir olası operasyon sonrası komplikasyonu ise, yetersiz kemik oluşumdur. Bu tarz sonuçlar, tam olarak işleme bağlı komplikasyon olarak tanımlanamasa da, implantın yerleşme zamanında sorun yaratacaktır. Eğer yeterli kemik yüksekliği elde edilememişse, kapalı STY tekniği ile birlikte implantın yerleşimi düşünülebilir. Ancak bu tekniğin de, klinik endikasyon koşulları tam olarak tanımlanmamıştır. [4]

Lateral pencere ile STY işlemleri, ideal boyda bir implantın atrofik üst çenelerde yerleştirilebilmesi için güvenilir bir tekniktir. Ancak her şeye karşın, implant kayıpları görülmektedir. Yaklaşık 3 yıllık implant başarı oranı %94,2'dir. Pürüzlü yüzeye sahip implantlarda bu oran %97,7 iken, pürüzsüz yüzeye sahip implantlarda %87,9'dur. [4]

#### Kapalı STY Operasyonu Sırasında Oluşabilecek Komplikasyonlar

- Sinüs membranının delinmesi
- Zedelenmiş damarlardan kanama
- Implantın zayıf primer stabilitesi
- Greft materyalinin sinüs boşluğuna kaçması [4]

Krestal STY işlemleri, genellikle sinüs duvarına açılan lateral pencere tekniğine oranla, daha az invazif olmasına karşın benzer sıkıntılar rapor edilmiştir. Bunlar; membran delinmesi [118], kanama [117, 123] ve implantlarda yetersiz primer stabilitedir [130].

Kapalı yöntemle STY işlemlerinde en sık görülen komplikasyon, Valsalva testi ile doğrulanabilen [118] sinüs membranının yırtılmasıdır. Büyük olasılıkla, kapalı yöntemin doğası gereği, membran delinmeleri kapalı STY tekniğinde fark edilememekte ve çalışmalara tam olarak yırtılma oranı yansımamaktadır. Bunun yanı sıra sinüs membranının delinmesinin doğal sonucu, greft materyalinin sinüs boşluğuna saçılmasıdır [123].

#### Kapalı STY Operasyonu Sonrasında Oluşabilecek Komplikasyonlar

- Implant kaybı
- Maksiller sinüzit
- Enfeksiyon [4]

#### **2.4.6. Kemik greft materyalleri ile kemik oluşumu**

Kemik, vücutta yer alan diğer dokulardan farklı olarak kendini tamamen yenileme kapasitesi olan tek dokudur. Buna karşın kemikte oluşan defektlerin iyileşmesinde zaman zaman başarısızlıklar olabilmektedir. Bu nedenle özellikle büyük kemik defektlerinin iyileşmesini kolaylaştırmak ve hızlandırmak üzere kemik greftleri kullanılabilir. [21, 57, 131]

Kemik greft materyalleri kemik oluşumuna 3 farklı yöntemle etki eder:

1. Osteogenezis
2. Osteoindüksiyon
3. Osteokondüksiyon

### 1. Osteogenezis

Osteogenezi yapan kemik greft materyalleri canlı kemik hücrelerinden oluşur ve içerdikleri organik materyaller sayesinde, direkt olarak osteoblast hücrelerinden kemik oluşturabilirler. Bu tip kemik greftleri, farklılaşmamış mezenkim hücrelerinin olmadığı ortamlarda bile, osteogenez kabiliyetine sahiptir. Günümüzde bu şartları sağlayan tek greft materyali otojen kemikten elde edilen greft materyalleridir. [26]

### 2. Osteoindüksiyon

Osteoindüksiyon, farklılaşmamış mezenkim hücrelerinin osteoblast ve kondroblastlar gibi osteoprogenitor hücrelere dönüşmesi ve böylece yeni kemiğin oluşmasıdır. Bu durum, kemik matriksinden köken alan bir veya daha fazla indüksiyon ajanının etkisi altında oluşur.

Osteoindüktif materyallerin, normal şartlarda kemik dokusunun bulunmadığı cilt altı bölgelere yerleştirildiğinde kemik oluşumunu "indükte" ettiği gösterilmiştir. Günümüzde en yaygın kullanılan osteoindüktif materyaller kemik allogreftleridir. [26]

### 3. Osteokondüksiyon

Osteokondüksiyon özelliğine sahip greft materyalleri iskelet görevi görerek çevre dokulardan bölgeye hücrelerin nüfuz etmesini sağlarlar. Bu olay yeni kemik oluşumunu sağlayan fiziksel bir etkidir. Osteokondüksiyon ile kemik dokusunun büyümesi, apozisyonel kemik oluşumu ile sağlanır. Bu nedenle osteokondüksiyon'un oluşabilmesi için bölgede kemik veya farklılaşmamış mezenkimal hücre bulunması gereklidir. [26]



## Greftin İyileşmesi

Kemik defektine yerleştirilen greftler için üç farklı senaryo oluşabilir:

- Bölgede enfeksiyon oluşması sebebiyle erken dönem başarısızlık,
- Greft dokusu konak kemik dokusunun fonksiyonel bir parçası haline gelir,
- Greft kemik birleşmesinde başarı sağlanamaz ve materyal bölgede zaman içinde kaybolur. [92]
- 

İşlemin başarılı olabilmesi için kemik defektine yerleştirilen greft materyalinin 4 iyileşme sürecini başarıyla tamamlanması gereklidir. Bu fazların herhangi birinde oluşan başarısızlık greftin başarısızlığı ile sonuçlanır. Bu süreçler genellikle büyük defektlerde, küçük defektlere göre daha uzun zaman almaktadır. Bu dört aşama şu şekilde sıralanabilir:

1. Birbirini takip eden birleşme,
2. Yer değiştirme,
3. Şekillenme ve
4. Bölgesel hızlanma fenomeni [92]

### 1. Birleşme

Birleşme safhası hücrel proliferasyon ve göçe, diferensiyasyona (farklılaşmaya), fonksiyona, gen salınımına, adezyon ve apoptozis gibi birçok mekanik olmayan faktöre bağlıdır. Bu faktörler kemik matriksi, bölgesel hücreler ve özellikle kandan gelmektedir. Bu nedenle greftleme işleminin başarılı olabilmesi için, canlı bir doku olmayan greft materyallerini çevreleyen, sert ve yumuşak dokuların yeterli kanlanmaya sahip olması gereklidir. Yetersiz kanlanması olan bölgede greftleme işleminin başarı oranı oldukça düşüktür.

Greftleme işlemi sonrası konak bölgede; Interstisyel hücreler ve materyaller, yeni damarlar ve osteoblastlar oluşarak örgü kemiği meydana getirirler. Bu safhada oluşan yapıya “greft-örgü kemik birleşimi” adı verilir. Mekanik destek için; Greft, örgü kemik ve alıcı kemik arasında sıkı bir bağlantı olmalıdır. “Sement çizgileri” bu görevi üstlenerek greft ve yeni oluşan kemiği bir arada tutmaktadır. Birleşme aşaması ortalama 4 ay sürmektedir. [92]

## 2. Yer Değiştirme

Birleşme fazının bitmesi, “Temel çok hücreli birimlerin” yeniden şekillenmesini ve dolayısıyla oluşan “greft - örgü kemik birleşiminin” lameller kemik ile yer değiştirmesi sürecini başlatır. Yeniden şekillenme grefti yavaşça ortamdan uzaklaştırır. Yer değiştirme süreci bir yıldan daha fazla zaman alabilir. [92]

## 3. şekillenme

Bölgeye daha büyük miktarlarda kuvvet gelmeye başlamasıyla, greft-kemik kompleksi hem içten hem dıştan olmak üzere tekrar şekillenmeye başlar. Bu işlem yeni lameller kemik taneciklerini, bölgede oluşan yeni mekaniksel ihtiyaçlara göre dizer ve kompleksin trabekül ve korteksini şekillendirir, güçlendirir. Bu aşamada sement çizgileri yeni lameller kemiği önceden var olan kemiğe ve greft materyaline sıkıca birleştirmiştir. Bu fazın tamamlanması bir yıldan fazla zaman alabilir ve yaşlı insanlarda, genç insanlara göre daha uzun sürebilir. [92]

## 4. Bölgesel Hızlanma Fenomeni (BHF)

Greftleme operasyonu sırasında bölgede yaratılan travma konak sahadaki tüm bölgesel doku işlemlerini hızlandırır. Bu reaksiyon bölgesel hızlanma fenomenidir.

BHF zararlı uyarılara karşı oluşan lokal yanıttır. Hangi dokunun, normal bölgesel rejenerasyon işleminden daha hızlı oluşacağını belirler. Bu fenomenin çeşitli iyileşme aşamalarını geliştirerek bölgenin normal fizyolojik iyileşmesini 10 kata kadar hızlandırabildiği düşünülmektedir. BHF cerrahi operasyonda oluşan travma ile başlar, tipik olarak 1-2 ayda maksimum seviyeye ulaşır ve genelde bitmesi 2 yıldan fazla sürebilir. Bölgesel hızlanma fenomeni gerçekleşmezse bölgenin iyileşme hızı düşer ve enfeksiyona olan direnci azalır.

Kırık, mekanik hasarlar, dental implant uygulaması ve kemik greftleme cerrahisi gibi enfeksiyon içermeyen inflamatuvar hasarlar BHF'yi aktive edebilir. Bir diğer yönden hasar patolojik nedenli ise BHF gecikir veya hiç başlamaz. Bu durumda iyileşme işleminin tamamlanması gecikebilir ve lameller kemik ile yer değiştiren yavaş kallus formasyonu gözlenebilir. [92]

Bazı durumların bölgesel hızlanma fenomenini baskılayabildiği ve greftin iyileşmesini, yer değiştirmesini ve şekillenmesini yavaşlattığı düşünülmektedir. Bu durumlar aşağıda listelenmiştir:

- Bölgede sinirsel iletim azsa ya da yoksa
- Hasta nonsteroid antiinflamatuvar ilaçlar kullanıyorsa,
- Radyoterapi uygulanan hastalar,
- Hastada yetersiz beslenme,
- Hastada; Tip I diabet, pulmoner yetersizlik, konjestif kalp yetmezliği, hepatik siroz gibi kronik hastalıklar olması. [92]

Sonuç olarak, greft iyileşmesinin bu dört fazında başarı sağlandığında mekanik olarak fonksiyon görebilecek başarılı bir alıcı kemik-greft kompleksi elde edilmiş olur. [92]

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

##### Mekanik yüklemenin kemik iyileşmesi üzerine etkisi

Kemik içerisine uygulanan implantların, protetik olarak yüklenmesinden sonraki ilk yılda kemiğin dayanıklılığı, yoğunluğundaki ve mineral içeriğindeki değişikliğe bağlı olarak artmaktadır. Kemiğin mineralizasyon süreci ilk aylarda hızla ilerleyerek 4. ayda %60 oranına ulaşırken, süreç sonraki aylarda yavaşlayarak devam eder ve yaklaşık 1 yılda tamamlanır. Tam olarak mineralize olmamış kemik mineralizasyon sürecini tamamlamış kemiğe göre daha zayıftır. [132, 133]

Implant cerrahisi sırasında kemikte oluşturulan travma, bölgedeki kemikte rezorpsiyona neden olmaktadır. Implant yuvası çevresinde osteositler ve periosteal osteoblastik hücreler kemik oluşumunu sağlamak üzere ilk olarak örgü kemiği oluşturmaktadır. Daha sonra oluşan örgü kemik, lamelar kemik ile yer değiştirmektedir. [134-136]

Lamelar kemik mineral yoğunluğu açısından örgü kemiğe göre üstündür, dolayısıyla oklüzal yüklere daha dayanıklıdır. Bu nedenle iyileşme döneminin başında, örgü kemik varlığında oluşan stresler bölgede mikro çatlak veya rezorpsiyona neden olabilmektedir. Bölgede lamelar kemiğe geçiş ve mineralizasyonun tamamlanması ile gerilme (stres)'in sebep olduğu şekil değiştirme (gerinim) azalacağı için bu dönemde kemik adaptasyonunu sağlayabilmektedir. [137]

Doğal diş dizileri üzerine gelen çiğneme yükü ve kuvvetlerine, alveol kemik trabeküllerinin en uygun şekilde karşı koyabilmesi amacıyla, kemik dokusu yapısal değişime uğramakta ve organize olmaktadır. Alveoler kemik trabeküllerinde oluşan bu tarzdaki dizilim, 'Wolff Kanunu' ismiyle anılmaktadır. Bu kanuna göre dişsiz boşluğa geç ya da hiç bir zaman protetik restorasyon uygulanmazsa, kemikte kullanılmama atrofisi denilen patolojik durum ortaya çıkmaktadır. [138]

Piattelli ve arkadaşlarının maymunlar üzerinde yaptıkları çalışmalarda, fonksiyondaki implantlar çevresinde fonksiyonda olmayan implantlara göre daha yoğun yapıda kemik gözlenmiştir. [139, 140] Buna karşılık Berglundh ve arkadaşlarının köpeklerde yaptıkları çalışmada ise fonksiyonu takiben 10. ayda dental implantlar çevresindeki kemik yoğunluğunun artmadığı, buna karşılık kemik-implant temasında artış olduğu saptanmıştır. [141]

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

Protetik olarak yüklenmiş implantlara uygulanan oklüzal kuvvetler önce protez ile temas eder ve implant üzerinden implant-kemik birleşimine iletilir. Bu yüklere karşı, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt oluşmaktadır. Yapılan çalışmalar kuvvet transferinin her basamağını inceleyerek, biyomekanik etkiyi oluşturan birçok faktörü incelemiştir.

Bu faktörler:

- Kuvvetin yönü ve büyüklüğü
- Bölgedeki kemik yoğunluğu
- Protezin çeşidi ve kullanılan materyalin cinsi
- Proteze destek implantların sayısı ve yerleşimi
- İmplant tasarımı
- İmplant - kemik birleşiminin mekanik özellikleridir. [142]

Günümüzde implantlar farklı materyallerden imal edilebilse bile büyük çoğunlukla titanyum ve alaşımlarından yapılanlar kullanılmaktadır. Titanyum materyalinin elastiklik katsayısı kortikal kemiğe göre 5 - 10 kat daha fazladır. Kural olarak elastiklik katsayısı farklı iki materyal birebir temas halindeyken, biri üzerine uygulanan kuvvet, iki materyalin ilk temas noktasında stres (gerilme) oluşturmaktadır. [143, 144]

Sonlu eleman stres analizleri 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.

Dental implantolojide sonlu eleman stres analizleri ile yapılan çalışmalara paralel olarak, klinik çalışmalar kortikal bölgede görülen kemik rezorpsiyonunun benzer şekilde olduğunu bildirmektedir. [145, 146]

Kemik dokusu baskı kuvvetlerine, çekme kuvvetlerine oranla daha dirençlidir. Makaslama kuvvetleri ise kemik dokusunda en büyük stresleri oluşturan kuvvet tipidir. Buna bağlı olarak makaslama kuvvetleri, implantların boyun bölgesindeki cilalı yüzeyde aşırı yüklemeye oluşturmakta ve bu bölgede rezorpsiyon görülebilmektedir. [147, 148] Misch'in ileri sürdüğü bu teori, boyun bölgesi tasarımları farklı dental implantların kortikal kemikte benzer rezorpsiyon göstermelerini açıklamaktadır. [67, 149-153]

#### 2.4.8. Kemik ve greft materyallerinin mekanik streslere yanıtı

##### Kemiğin mekanik strese yanıtı

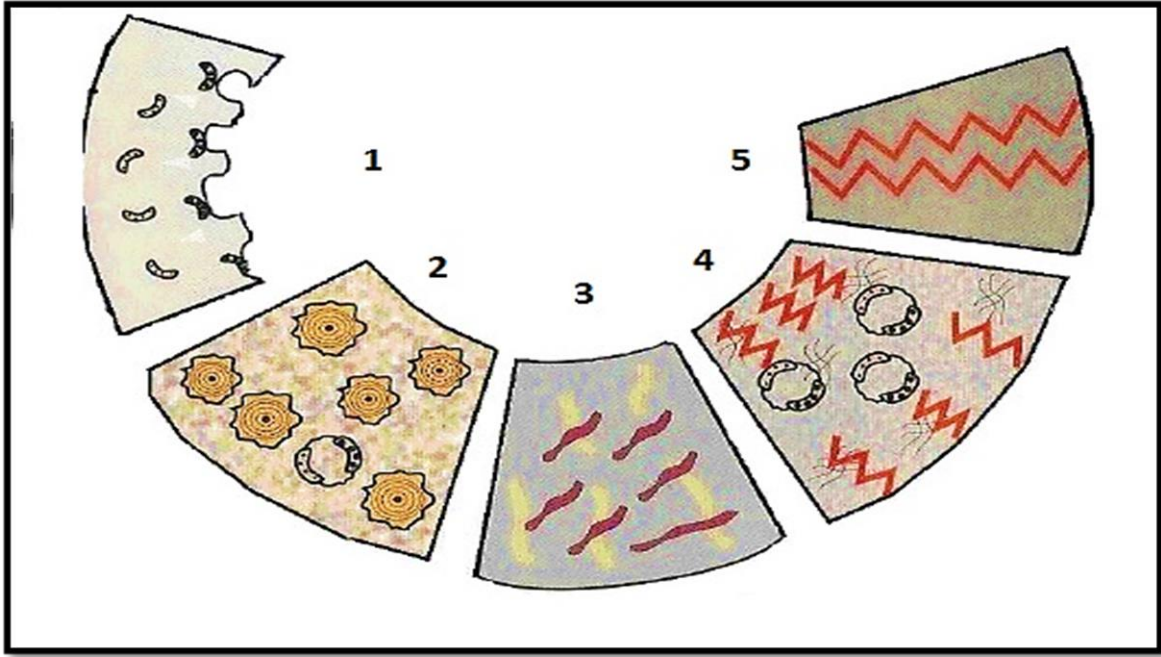
Vücutun diğer kemiklerine benzer şekilde maksilla ve mandibuladaki remodeling aktivitesi, uygulanan kuvvetlere bağlıdır. Kemik üzerine uygulanan kuvvet, bölgede stres (gerilme) oluşturmaktadır [154]. Stres birim alana uygulanan kuvvet şeklinde tanımlanır ve bölgeye gelen kuvvetle aynı şiddette fakat zıt yöndedir [155].

Bölgede stres oluşturan kuvvet aynı zamanda şekil değiştirmeye de (strain, gerinim) yol açmaktadır. Şekil değiştirme, kemiğe gelen kuvvet sonucu oluşan deformasyon yani boyutsal değişimin kemiğin ilk boyutuna oranı olarak ifade edilir. Şekil değiştirme kuvvetsel olarak değil, büyüklük olarak ifade edilir. Kemikte şekil değiştirme genellikle düşük miktarda oluşmaktadır. Bu sebeple kemik üzerinde oluşan şekil değiştirmenin birimi olarak 'mikrogerinim' (microstrain) kullanılmaktadır [155-158]. 1000 mikrogerinim kemikte %0,1 oranında bozulmaya denk gelir. Şekil değiştirme oranı, kemikte oluşan stres miktarı ve kemiğin yapısal özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterir [159].

Frost tarafından tanımlanan mekanostat teorisine göre kemik hücreleri, kemikte oluşan mekanik streslere cevap vermektedir. Bu teoriye göre gerilme bir miktar arttığında kemikteki yüklenme yeni kemik yapımı ile dengelenmektedir. Gerilme, eşik değerinin altına düştüğünde rezorpsiyona, eşik değerini aştığında ise kemikte kırılmaya neden olmaktadır. [160]

Frost'un teorisine göre kemikte oluşan yük miktarından çok, şekil değiştirmeye sebep olan yük miktarı önemlidir. Şekil değiştirme oranı, kemik hacmine bağlı olarak da değişiklik gösterir. Genç bireylerin kortikal kemiğinde oluşan:

- 1 - 2 Megapaskal (MPa) basınç 50 - 100 mikrogerinim'e,
- 60 MPa basınç 3000 mikrogerinim'e,
- 120 MPa'lık basınç ise 25.000 mikrogerinim'e neden olmaktadır. [160]



Şekil 2.12. Frost teorisinin evreleri [2]

Frost, genç erişkinlerde kortikal kemikte yüklemeye bağlı olarak oluşabilecek değişiklikleri 5 aşamada sınıflamıştır (Şekil 2.6) :

1. *Akut kullanılmama bölgesinde*, kemikteki şekil değiştirme değeri 50 - 100 mikrogerinim'in altına düştüğü için kemikte kullanılmama atrofisine bağlı olarak rezorpsiyon görülmektedir. [160-162]
2. *Adaptasyon bölgesinde*, şekil değiştirme değeri 100 - 1500 mikrogerinim'dir. Vücudun tüm kemiklerinde ve dental implantlar çevresindeki kemikte meydana gelen rezorpsiyon ve apozisyon olaylarının dengede olabilmesi için bu değer ideal kabul edilmektedir. Bu şekil değiştirme değerleri ile her yıl trabeküler kemiğin %18'i, kortikal kemiğin ise % 2 - 5'inde yeniden şekillenme sağlanmaktadır. [160-162]
3. *Orta derecede aşırı yüklenme* şekil değiştirme değeri 1500 - 3000 mikrogerinim olduğunda oluşmaktadır. Frost bu gerinim değerinin kemikte mekanik yorgunluk ve hasara neden olabileceğini ileri sürmektedir. Bu hasar yeniden şekillenme sayesinde onarılabilir. Orta derecede aşırı yüklemeye, kemik histolojik olarak örgü kemik yapısındadır. [160-162]

4. *Patolojik aşırı yükleme bölgesi*, kemikte mikro çatlak oluşumuna neden olabilecek 3000 mikrogerinim üzerindeki değerlere sahiptir. Patolojik aşırı yükleme bölgesinde histolojik olarak sadece örgü kemik bulunmaktadır. Bu gerinim değerinde dental implantlar çevresindeki kemikte erken dönemdeki yüklemeye bağlı olarak rezorpsiyon oluşabilmektedir. [160-162]
5. Gerinim değeri 25.000 mikrogerinim'in üzerine çıktığında ise kemikte *spontan kırıklar* meydana gelebilmektedir. [160-162]

Melsen [163] yaptığı araştırmada maymun çenelerine dental implant yerleştirmiştir. Implantların 11 haftalık fonksiyonel döneminin ardından implantlarda kayıp oluşmadığı ve fonksiyon safhasının implant çevresindeki kemiğin yapım-yıkım döngüsü üzerine etkisi olduğunu rapor etmişlerdir. Şekil değiştirme miktarı 3400 - 6600 mikrogerinim aralığında olduğunda kemik yapımı, 6700 mikrogerinim'in üzerine çıktığında ise kemik yıkımı olduğu bildirilmiştir.

Pattin ve arkadaşlarının [164] yaptıkları çalışma ise şekil değiştirme ile kemikteki rezorpsiyon miktarı arasında her zaman doğrusal bir ilişki olmadığını göstermektedir. Kemikte 2000 mikrogerinim'e neden olan stres iki katına çıktığında mikroskobik düzeydeki hasarın 400 kat arttığı gözlenmiştir.

#### Greft materyalinin mekanik strese yanıtı

Implantlara destek doku oluşturmak üzere peri-implant bölgede greft materyali yardımıyla oluşturulan kemiğin, implant stabilitesine etkisi henüz tam olarak açıklık kazanmamıştır.



Fanuscu ve ark. fotoelastik modeller üzerinde yaptıkları çalışmada, greft kullanarak ve greft kullanmadan sinüs tabanı yükseltme işlemi uygulanmış maksiller sinüse yerleştirilmiş tek implantın stres dağılımındaki etkisini incelemişlerdir. Çalışmada farklı sertlikte fotoelastik modeller kullanılarak kortikal ve spongios kemik yoğunluğu taklit edilmiştir. Greft kullanıldığı varsayılan fotoelastik model üzerinde, greft materyali yoğunluğundaki artışın yük transferine etkisini belirlemek amacıyla, 3. günden başlayıp 10. güne kadar devam eden sertleşme reaksiyonu süresince stres analizleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda, kullanılan greft materyalinin özelliği ve greftin yerleştirildikten sonraki olgunlaşma süresinin kuvvet dağılımı üzerinde etkili olduğu kararı verilmiştir. Kemik dokusuna göre, iyileşme sürecini tamamlamış greft materyalinin fotoelastik model üzerinde daha homojen stres dağılımı gösterdiği bildirilmiştir. [165]

Huang yaptığı çalışmada, greft uygulanmış bölgenin olgunlaşmasının ardından ulaşacağı yoğun formun, implant üzerindeki stresin kemik dokuya iletiminde etkin rol oynayacağı sonucuna varmıştır. Buna rağmen ideal stres dağılımı için greft yoğunluk ve sertlik miktarının, hangi oranda olması gerektiği hakkında halen kesin bir kaniya varılamadığını bildirmiştir. [69]

Huang sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanarak yaptıkları çalışmada greftlenmiş maksiller sinüse yerleştirilen implantlarda, farklı yoğunluk değerine sahip greft materyallerinin stres dağılımı üzerine etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada yoğunluğu fazla greft materyalinin elastisite katsayısını 3450 MPa, yoğunluğu düşük greft materyalinin elastisite katsayısını 345 MPa olarak belirlemişlerdir. Çalışma sonucunda daha yoğun greft materyalinin alveoler kemiğe daha az stres ilettiği, daha az yoğun greft materyalinin ise kortikal kemikteki stres miktarını arttırdığını göstermişlerdir. [166]

## 2.5. Sinüs Tabanı Yükseltme İşlemine Alternatif Tedavi Yöntemleri

Maksilla posterior bölgede, sinüs pnömatizasyonu ya da başka nedenlerle vertikal kemik yetersizliği bulunan vakalarda dental implantların uygulanabilmesi amacıyla tek seçenek açık sinüs lift tekniği değildir. Bu gibi durumlarda bölgeye dental implantların uygulanabilmesi için sinüs lifting uygulamaları dışında alternatif tedavi seçenekleri de bulunmaktadır. [3]

Dental implant planlanan ve ilgili bölgede sinüs sarkması bulunan hastalarda sinüs tabanı yükseltme işleminin yapılabilmesine engel olacak; sistemik hastalık varlığı, maksiller sinüs patolojileri, ilerlemiş yaş ve anksiyete gibi kontraendikasyonların bulunması halinde, dikkatli bir değerlendirmenin ardından alternatif tedavi seçeneklerine yönelmek mümkün olabilmektedir. [3, 4]

Planlama aşamasında, molar dişi çekilmiş hastalarda diş kaybını telafi etmek üzere cerrahi müdahale ile sinüs tabanı yükseltmek yerine hastaya uygulanacak protezi “kısa ark” ile bitirmenin estetik ve fonksiyonel olarak etkilerinin ve ayrıca hastanın beklentilerinin değerlendirilerek karar verilmesi gereklidir. [3]

Alternatif tedavi seçeneklerinin uygulanmasına karar verilmesini etkileyen bir diğer faktör ise sinüs yükseltme işleminin oldukça invaziv bir işlem olmasıdır. Daha az cerrahi işlem içeren alternatif metotlar yaşanabilecek komplikasyonları azaltmakla birlikte hastanın operasyon sonrası yaşayacağı süreci de belirgin şekilde rahatlatmaktadır. Bununla birlikte ilgili bölgenin iyileşme süresi ve işlemlerin maliyetleri de çoğu zaman düşmektedir. [3, 4]

Yapılan anket çalışmalarında hastaların rahat ve ideal bir çiğneme fonksiyonu sağlayabilmesi amacıyla diş dizisinde kaç dişin bulunması gerektiğine kesin olarak karar verilememiştir. Çalışmalardan elde edilen verilere göre, fonksiyonel dişlerin sayısının azalması özellikle ileri yaşlardaki hastalarda oldukça kabul edilebilir bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır. Diş dizisinin azalmasının TME hastalıklarını arttırdığına dair bulgularda elde edilememiştir. [3]

Bazı araştırmacılar olması gereken ideal diş dizisinin hastanın yaş aralığıyla direk ilişkili olduğunu savunmaktadır. Bu araştırmalarda ideal diş sayısının yaşla bağlantısı kurulmuş ve durum ideal ( 1. Derece ), yeterli ( 2. Derece) ve minimal ( 3. Derece ) fonksiyon derecesi olarak sınıflandırmışlardır. Araştırmalarda 20 – 50 yaş aralığına tek çenede bulunması gereken ideal diş sayısını 12 olarak, 40 – 80 yaş arası yeterli seviyeyi 10 diş olarak belirlemişlerdir. 70 yaş üstü hastaların tek çenesinde olması gereken minimal diş sayısı 8 olarak bildirilmiştir. [3]

Fonksiyonel değerlendirmenin yanında hastanın estetik beklentileri de göz önünde bulundurularak tedavi yöntemine karar verilmelidir. Fonksiyonelliğin hekime ve hastaya göre yeterli olmasına rağmen hasta için estetik beklentiler karşılanmazsa tedavinin başarısı tartışılır hale gelecektir. [3, 4]

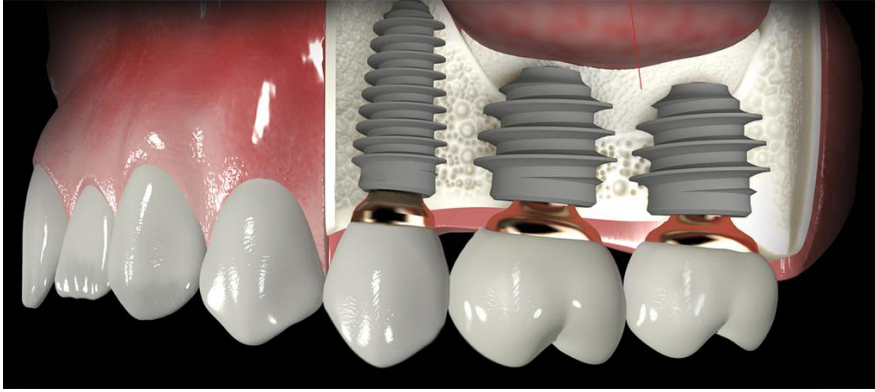
Yapılacak tedavinin sečilmesinde diğer bir faktör de, tercih edilen yöntemin başarısız olması durumunda bölgede oluşturulacak biyolojik zararın, ileride diğer tedavi yöntemlerinin uygulanabilirliğine olumsuz etkisidir. Yapılacak cerrahi girişim, bölgede bir patolojiye sebep olursa ileride hastanın ilgili bölgesinin başka yöntemlerle tedavi edilebilmesine engel oluşturabilir. [3, 4]

Tüm bu etkenlerin değerlendirilmesi sonucu sinüs tabanı yükseltme işlemlerinin yerine bölgenin dental implantlarla tedavi edilebilmesini sağlayabilecek 4 farklı alternatif yöntem öne çıkmaktadır.

- Kısa implant uygulamaları
- Sinüs sınırının önüne ya da arkasına mesio-distal olarak açılı yerleştirilen implantlar
- Protetik olarak distal kantilever uygulamaları
- Zigoma implantları [3, 4]

### 2.5.1. Kısa implantlar

Maksilla posterior bölgede diş kayıpları sonrası dental implantların uygulanabilmesi amacıyla gerekli olan kemik miktarı, sinüs pnömatizasyonu ve alveolar kemik rezorpsiyonu sebebiyle genellikle bulunamamaktadır. Bu şartlar altında uygulanabilecek alternatif tedavi yöntemlerinden biri kısa boylarda ( 8,5 mm altı ) implantların uygulanmasıdır (Şekil 2.13) [3].



Şekil 2.13. Kısa implantlar

Tek diş eksikliklerinin tedavilerinde, pürüzlü yüzeye sahip kısa implantların başarı oranının, 10 mm ve daha uzun implantların oranlarına yaklaştığı bildirilmektedir. Ancak bu bulgu büyük oranda, kemiğin genellikle yüksek yoğunlukta olduğu alt çene arka bölgesinden elde edilmiştir. Bazı araştırmacılar üst çene arka bölgeye yerleştirilen 10 mm' den kısa implantların, artan başarısızlık riski taşıdığını ön görmektedir. [4] Bu nedenle kısa implantların maksilla posterior bölgeye yerleştirilmesi sırasında dikkat edilmesi gereken en önemli faktör, bölgede çoğunlukla kemik kalitesinin de düşük olması sebebiyle, cerrahi işlem sırasında primer stabiliteyi sağlanmasının da zor olmasıdır. [3]

Tek diş eksikliklerinin tedavilerindeki başarı oranları, 10 mm'den kısa implantlar ile desteklendiğinde düşük bulunmakla birlikte, kısa tasarımlara olan ilgi, pürüzlü yüzeye sahip implantların tanıtılması ile giderek artmaktadır. [4]

Günümüze kadar yapılan çalışmaların sonuçlarını değerlendirirken dikkat edilmesi gereken en önemli nokta, çalışmaların yapıldığı hastalara uygulanan implantların yüzey özellikleridir. Eski tarihli araştırmalarda, başarısı değerlendirilen kısa implantların, modern implantların aksine düz yüzeyli oldukları görülmektedir. Düz yüzeyli implantlarla yapılan birçok araştırmaya göre kısa implant uygulamalarının sonuçları yeterli başarıyı sağlayamamaktadır.

Modern implantların kimyasal ya da fiziksel işlemlerden geçirilerek yüzeyinin pürüzlendirilmesi sonucu kemikle temas eden yüzeyinde ciddi oranda artış elde edilmektedir. Implantların mikromorfolojilerindeki bu değişiklik hem standart boylardaki ve hem de kısa implantlarda, düz yüzeyli implantlara kıyasla pürüzlü yüzeyli implantların başarı oranını oldukça artırmaktadır. Bu nedenle, bu faktör değerlendirilmeden çalışmaların kısa implantların başarı oranı hakkında fikir vermesi yanlış sonuçlara sebep olmaktadır.

Bu faktör aynı zamanda implantların az yoğun kemiklerdeki başarılarını da ciddi oranda artırmaktadır. Buna rağmen yoğun kemiklerde başarı miktarları anlamlı oranda değişiklik göstermemektedir. [3]

Çalışmaları derinlemesine analiz edip pürüzlü yüzeyli implantlar ve maksilla'da uygulanan kısa implantlar ile sınırlandırarsak karşımıza %94'e varan oldukça yüksek başarı oranları çıkabilmektedir. Bu çalışmalara kıyasla daha düşük bir başarı oranı rapor eden daha eski tarihli bir çalışma ise %85,7 başarı oranı vermiştir. [3]

Bahat [167] yaptığı çalışmada posterior maksilla'ya yerleştirdiği kısa implantların 12 yıllık takibi sonucu %93 sağ kalım oranı (survival rate) rapor etmişlerdir.

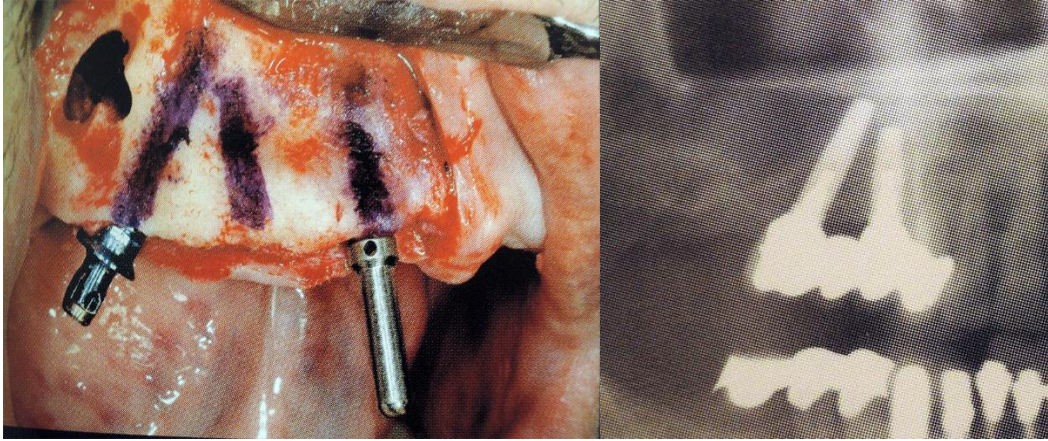
Fugazzotto ve ark. [168] yaptıkları çok merkezli başka bir çalışmada Bahat'ın [167] sonuçlarına paralel şekilde 84 aylık takip sonucu başarı oranını %94,5 olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada uzunlukları 9 mm'nin altında olan ve maksiller 1. Molar diş bölgesine yerleştirilen implantlar değerlendirilmiştir. Yerleştirilen implantların büyük oranı 4,1 mm çapa sahiptir. Son yıllarda daha geniş çaplı implantların kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber, implantların kemik ile temasta olan yüzey alanları artmış ve buna bağlı olarak başarı oranlarında yükselmiştir.

Günümüze kadar elde edilen kanıtlara göre uzunluğu 8,5 mm'nin altında olan implantların daha uzun implantlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı olarak daha başarısız oldukları söylenemez. [3]

Üst çene arka bölgedeki kısa implantların başarı oranı, aynı endikasyonlar için sinüs tabanı yükseltilmesi ile kombine uzun implantların kullanımı ile, randomize kontrollü çalışmalar da dahil olmak üzere hiç karşılaştırılmamıştır. [4]

Alveolar kemik kaybı ve sinüs pnömatisasyonuna bağlı olarak, dikey kemik yüksekliği, üst çene arka bölgede genellikle 10mm' den kısa kalmaktadır. 10 mm'den kısa implantların uzun dönem başarısına dair daha fazla veri elde edilene kadar, hala yeterli miktarda kemik artırımını takiben 10 mm veya daha uzun bir implant yerleşimi tavsiye edilmektedir. Ancak iki veya daha fazla implant yerleştirilecek ve implant destekli kronlar rijit bir şekilde splintlenecek ise, 10 mm'den kısa implantların kullanımı göz önünde bulundurulmalıdır. [4]

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



Şekil 2.14. Sinüs sınırına teğet implant yerleştirilmesi [3]

Sinüs tabanı yükseltilmesi gereken vakalarda uygulanabilecek bir diğer alternatif yöntem ise sinüs sınırlarını teğet geçecek şekilde mesial ya da distal sınıra implant yerleştirilmesidir. maksiller sinüs bölgesi kısmi dişsiz olan hastalarda eğer bölgede implantların açılı yerleştirilebilmesine engel olabilecek dişler mevcut değilse, implantların açılı yerleştirilerek sinüs sınırlarını teğet geçmesi sağlanabilir. Benzer olarak implantların 2. Molar bölgesinden tüber bölgesine distal yönde aç yapacak şekilde yerleştirilebilmesi de bir alternatiftir. [3, 4]

Bu yaklaşımlar, genel tedavi süresini potansiyel olarak kısaltacak ve daha uzun implantların kullanımına izin vererek, üst çene arka bölgeye yerleştirilen implantların primer stabilitesine katkıda bulunacaktır. [4]

Bu uygulamaların başarı oranları hakkında 1990'lı yıllarda yapılan çalışmalarda 21,4 aylık takibi olan çalışmada %91,4 ve 36 aylık takibi yapılan başka bir çalışmada ise %97,6 olarak başarı oranları rapor edilmiştir. [3]

Açılı (eğik) konumlanmış implantların, ön bölgeye dik olarak yüklenen implantlara rijit bir şekilde bağlanması gerektiği söylenmektedir. Bu gereksinim, endikasyon yelpazesini neredeyse, sadece tam dişsiz hastalarla sınırlamakta ve ön bölgede iki ya da daha fazla, dik olarak yüklenmiş implanta yer bulmak için yeterli bir kemik hacminin olmasını gerektirir. [4] Bu bilgi ışığında, mesiale yerleştirilen implantın mevcut dişe paralel ve distale yerleştirilen implantın 2. Molar diş sahasından itibaren sinüs sınırına mesial yöne doğru verilecek açıyla teğet geçmesi sağlanabilir. [3] Hatta bazı vakalarda her iki implantında belirli açılarla sinüs sınırını teğet geçmesi sağlanabilir. Aparicio ve ark. [169] yaptıkları çalışmada her iki implantı da açılı olarak sinüse teğet geçirmiş ve %95.2 oranında başarı rapor etmişlerdir.

Greftlenmemiş kemikte yer alan, önündeki en az iki implantla kombine edilen açılı posterior implantların, sinüs tabanı yükseltme işlemleri uygulanan kemiğe yerleştirilen pürüzlü yüzeyli implantlara eşit kısa dönem başarı oranları sergilediği gösterilmiştir [120, 121]. Bu çerçevede geleneksel tedavi protokollerinin karşıt yönde öngörülerine rağmen, protetik rehberler yardımıyla uygulanan açılı implantların, bölgede yer alan anatomik zorluklarla başa çıkmada etkili bir yöntem olduğu kabul edilmeye başlanmaktadır. [3]

Günümüzde sabit protetik tedavi planlanan tam dişsiz hastalarda, maksiller sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla, sinüsün önünde yer alan mevcut kemikten yararlanılması giderek yaygınlaşmaktadır. Bu tedavi protokolüne göre cerrahi işlem öncesi hastalara implantların açılarını belirleyen rehber plaklar uygulanmakta ve bölgeye uygulanan 6 implanttan, 4 tanesi kanin - kanin arası bölgeye açısız şekilde yerleştirilirken, arka bölgeye uygulanan 2 implant sinüs sınırına teğet olacak şekilde distal açıyla yerleştirilmektedir. Bu uygulamalarda % 93 ile %97 arasında başarı oranları rapor edilmektedir. [3]

Fortin ve ark. [170] aynı teknikle uygulanan implantların üzerine protezlerin hemen yüklenmesi önermiş ve umut verici sonuçlar elde etmişlerdir. Buna rağmen bazı araştırmacılar protezlerin hemen yüklenmesine şüpheyle yaklaşmış ve yöntemin daha uzun süreli takibe ihtiyacı olduğunu savunmuşlardır [171, 172].

### 2.5.3. Implant üzeri distal kantilever uygulanması



Şekil 2.15. Distal kantilever uygulaması

Alternatif tedavi seçeneklerinden daha eski protetik uygulamalara dayanan bir başka yöntem ise implantların sinüs bölgesinin daha önüne yerleştirilerek, sinüs bölgesi üzerine protetik olarak distal kantilever eklenmesidir (Şekil 2.15)

Kantilever köprüler; Bir ucunda bir veya daha çok desteği olan, diğer ucunda bir desteğin bulunmadığı, gövdenin bir balkon gibi durduğu sabit köprü protezlerdir [3].

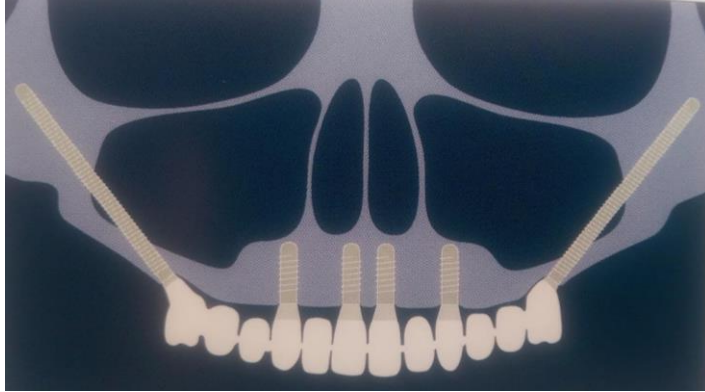
Romeo ve ark. [173] yaptıkları çalışmalarda anatomik zorluklar nedeniyle maksilla ve mandibulada uygulanan distal kantilever uygulamalarının 7 yıllık takiplerinde %100 başarı elde etmiş buna rağmen kantileverin mesial yönde uygulanması sonucu %97,1 oranında başarı rapor etmiştir. Bu çalışmada ortalama bir premolar diş boyutunda, 6.7mm'lik (+/- 1.17 mm ) kantileverlerden yararlanmışlardır.

Bu çalışmayı eleştiren diğer araştırmacılar, çalışmada kantilever uygulanan bölgeler çevresinde doğal dişlerin var olduğu ve bu nedenle kuvvetleri dağıttıkları yönünde görüş bildirmiş ve çalışmanın çok yüksek başarı oranları elde etmesinin bir anlam ifade etmediğini bildirmişlerdir. [3]



#### 2.5.4. Zigoma implantları

Tam dişsiz hastalarda STY alternatiflerinden bir diğeri de, zigomatik implantların yerleşimidir. Zigomatik gövdelere bilateral olarak bir veya iki implant yerleştirilebilir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Zigoma implantları [4]

Splintleme açısından arka eğik implantlar ile aynı gereksinimler söz konusudur. Bunlar; ön bölgede, iki-dört konvansiyonel implant için yeterli kemik olması ve bu sayede tüm implantların rijit olarak splintlenmesiyle, karşıt ark stabilizasyonu elde edilmesidir. Bu hastalar genellikle cerrahi günü taburcu edilmelerine karşın, ender de olsa ağız dışı donör sahalarından majör kemik greftleme işlemleri gerektiğinde, eğik implantların aksine zigomatik implantların genel anestezi altında yerleştirilmesi gerekir.

Zigomatik implantların, aşamalı greftleme işlemlerine bir üstünlüğü de, genel tedavi süresini azaltmalarındır. Daimi protez normalde 6 ay içerisinde teslim edilebilir. Zigomatik implantların dezavantajları arasında, yüksek cerrahi hassasiyetli yerleşim, palatal çıkış platformu sebebiyle daimi protezin palatinalde hacminin fazla olması ve STY sonrası bildirilenlerden çok daha ciddi komplikasyonlar yer alır. [4]

Yapılan çalışmalarda iki veya daha fazla önde yer alan implant ile kombine edilen zigomatik implantların, üst çene arka bölgede greftlenerek yerleştirilmiş olan implantlara benzer başarı oranı sunduğu bildirilmiştir. [120, 121]

## 2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)

### 2.6.1. Sonlu eleman analizi ve ilgili kavramlar

#### Kuvvet

Kuvvet terimi; cisimlerin hareket durumlarını veya şekillerini değiştirebilen etkiyi tanımlar. Birimi “Newton (N)” olan kuvvetin doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikleri bulunur. [174, 175]

Kuvvet terimi iç ve dış kuvvet olmak üzere iki alt başlıkta incelenebilir:

- Dış Kuvvet: Diğer cisimler tarafından yapılan etki olarak tanımlanırken,
- İç Kuvvet: Cismin varsayılan çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine denir.

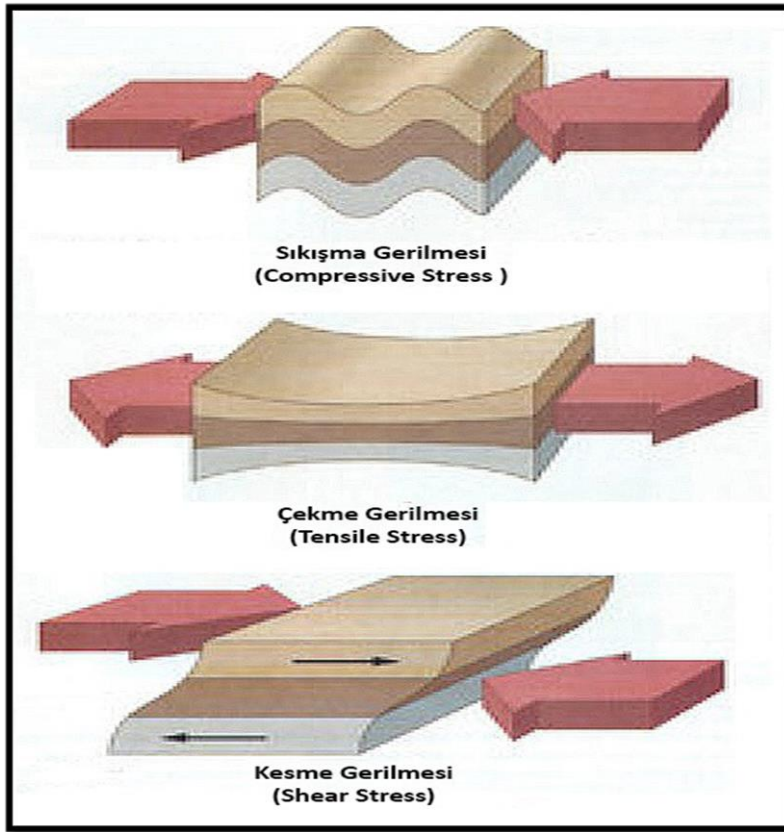
Mekanik bir cismin tüm yüzeyine etki eden kuvvetler incelenirken cisim önce parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünülür. [174, 176]

#### Gerilme (stres)

Bir cisme dışarıdan uygulanan bir kuvvette karşı, cismin birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilme ya da stres adı verilir.

Hesaplanması için “Gerilim (S) = Kuvvet(F) / Alan(A)” formülü kullanılır. [156]

Uluslararası birim sisteminde gerilimin birimi “n/m<sup>2</sup>” olarak tanımlansa da bazı kaynaklar birim olarak PSI ( pounds per square inch) ve P (pascal) da kullanılır. [156] Dış hekimliği konusundaki araştırmalarda, incelenen boyutlar genelde ‘mm’ olarak tanımlandığı için gerilme birimi ‘megapaskal’ (MPa veya N/mm<sup>2</sup>) olarak tercih edilmektedir. [1]



Şekil 2.17. Cisimlerde oluşan gerilme tipleri

Kuvvet uygulaması sonucu cisimde üç tip gerilme oluşabilmektedir (Şekil2.7). Çoğunlukla kuvvet uygulanan cisimlerde tek tip bir gerilme yerine bu üç gerilmenin bir arada bulunduğu, bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir. Bu gerilme tipleri:

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress): Cismi sıkıştırmak amacıyla, aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin oluşturduğu stres tipidir.
- Çekme Gerilmesi (Tensile Stress): Aynı doğrultuda fakat ters yöndeki iki kuvvetin cismi gererek, bütünlüğünü bozmaya çalışması ile oluşan gerilme tipidir.
- Kesme “Makaslama” Gerilmesi (Shear Stress): Farklı düzlemde yer alan ve ters yönde iki paralel kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Kuvvetler cismin üzerinde etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar. [9]

Üç boyutlu elemanlarda, kesme gerilimlerinin “0” olduğu durumda asal gerilim değerleri elde edilir. Kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde asal gerilim değerleri önemlidir [177].

- Maksimum Asal Gerilim (Pmax) pozitif bir değer olup, en yüksek gerilme stresini ifade eder,
- Minimum Asal Gerilim (Pmin) ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma gerilimini gösterir.

Bir stres elemanında hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı o stres tipinin etkisi altında kabul edilir. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stresi değeri (Pmax) 100 Mpa, sıkışma değeri (Pmin) – 40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme stresi (Pmax) daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir. [177]

### Mohr Dairesi

İsmi alman mühendis Christian Otto Mohr’dan alan “Mohr Dairesi”, eğik yüzeylerdeki bileşik gerilme kuvvetlerini veren formüllerin grafik ile gösterimidir. Cisim üzerinde bileşik gerilme kuvvetleri meydana geldiği anlarda, kesitler değiştirildikçe tespit edilen farklı gerilmeleri, grafik olarak göstermek için kullanılır. [156]

### Şekil Değiştirme (Gerinim, Strain)

Şekil değiştirme(Gerinim), bir cisme kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal değişime olarak tanımlanır. Gerilme oluşturan kuvvet aynı zamanda şekil değiştirme de meydana getirmektedir. Şekil değiştirme bir kuvvet değil sadece büyüklüktür.

Gerinim denklemi, cisme uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin cismin başlangıç boyutuna oranına denir ve “Gerinim (Strain) = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut” şeklinde hesaplanır. [143, 178]

Gerinim değeri genel olarak % (Yüzde) ile ifade edilir. 1 Strain (Gerinim) %100 uzamayı gösterirken, 1000 Microstrain (Mikrogerinim) %0.1 uzamayı gösterir. [9]

Gerinim cisim üzerinde temel olarak elastik veya plastik şekilde etki gösterebilir.

- Elastik şekil değişimi, geçicidir ve kuvvet kalkınca cisim eski şekline döner,
- Plastik şekil değişiminde, oluşan şekil değişikliği kalıcıdır. [8, 9]

Bu iki durumun ortası olarak kabul edilen; “Elasto-Plastik Şekil Değiştirme” ise kuvvetin cisme etkisi sırasında oluşan şekil, bir miktar orijinal haline dönüyor fakat cisim yine de ilk halini alamıyorsa gerçekleşmiş olur.

Cisme uygulanan kuvvet, cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa, cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için, cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir. [8, 9]

### Hooke Kanunu

Robert Hooke tarafından tanımlanan “Hooke Kanunu” belirli gerilme sınırları içerisinde cisimdeki gerinimin, gerilim ile doğru orantılı olarak arttığını öngörür. Bir başka deyişle bir maddenin bozulmasının, bozulmaya sebep olan kuvvetle yaklaşık doğru orantılı olduğunu açıklar.

Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı Rijit (Sert), düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar. [9, 156, 179]

### Elastiklik Katsayısı ( Young's Katsayısı )

Elastiklik (Esneklik) katsayısını ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile 'Young's Katsayısı' olarak da anılan, elastiklik katsayısı; elastikiyet sınırları içerisinde materyalin dayanıklılığını, yani gerilme ile şekil değiştirme arasındaki oranı gösteren bir katsayıdır. [8, 156]

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.

Elastiklik katsayısı farklı materyaller için farklı değerler almaktadır. Elastiklik katsayısı değeri arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artacaktır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik katsayısı büyüktür. Kompakt kemiğin elastiklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna örnektir. [8, 156]

### Poisson Oranı

Poisson Oranı kuvvet uygulanan materyalin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya olan oranıdır. Yani Poisson oranı, bir eksendeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır.

Bir cisme çekme kuvveti etki ettiğinde, yükün geldiği yönde bir boy uzaması, yüke dik olan diğer boyutlarda ise bir boy kısalması görülmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır.

Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir.

Yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur.

Poisson Oranı = Endeki birim uzama / Boydaki birim uzama'dır. [8, 180]

### Von Misses Stresi ( Gerilmesi )

Von Misses Stresi, çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Başka bir deyişle Von Misses gerilmesi çeşitli matematiksel kanıtlamalar yardımı ile elemanlar üzerinde oluşan gerilmelerin ve kesme gerilmelerin ortalamasıdır.

Von Misses stresi, cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin çekme dayanıklılığını verir. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir. [8]

### **2.6.2. Sonlu elemanlar stres analiz ( SESA ) yöntemi**

Sonlu elemanlar stres analizi ( SESA ) yöntemi karmaşık mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Günümüzde tıp ve mühendisliğin birçok dalında kullanılmaktadır. [181]

Bu yöntemde basitçe, biyomekanik açıdan incelenmek istenen cisim belirli sayıda elemanlara bölünerek, analitik şekilde modellenir ve bu küçük parçalar üzerinde analizler gerçekleştirilir.

Sonlu elemanlar yöntemi ile kararlı rejimli, değişken rejimli, linear (lineer), non-linear (lineer olmayan) durumlar için; stres (gerilim) analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri yapılabilir. [10, 181]

Sonlu eleman analizi çeşitli bilgisayar programları ile yapılmaktadır. Bu programlar ile gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değer olarak görülebilmektedir. Ayrıca elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp yorumlanabilmesi için renkli görüntülerin alınması da mümkün olmaktadır. İstenilen bölgelerden alınan kesitlerde her renk bir değer aralığını göstermektedir. Renk aralığına denk gelen değerler ise görüntülerde yer alan bir skala ile gösterilmektedir. [8-12]

Sonlu elemanlar metodunda karmaşık sistem, idealize edilmiş bir “ağ (*mesh*)” ile tanımlanır.

Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur.

Ağı oluşturan çizgilerin kesim noktaları “düğüm noktaları” olarak adlandırılır. Bu ağı belirleyen çizgilerin arasında oluşan, iki veya üç boyutlu eleman, “sonlu elemandır”.

Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş haline “matematiksel model” denilmektedir.

*Sınır şartları (Boundary Conditions)*, streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Yani cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan, cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir. [182]



Sonlu eleman analizini uygulama aşamaları su şekildedir:

- İncelenecek cismin geometrisinin oluşturulması
- Matematiksel modellerin oluşturulması
- Malzeme özelliklerinin tanımlanması
- Modelin sınır şartlarının ve uygulanacak yüklerin belirlenmesi
- Yapılacak olan analiz tipinin seçilmesidir. [8-12]

Sonlu elemanlar stres analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara bazı verilerin girilmesi gereklidir. Bu veriler aşağıda sıralanmıştır:

1. Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
2. Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
3. Elemanların Poisson Oranı ve elastisite modülü değerleri,
4. Modele uygulanan kuvvetler,
5. Geometrinin (Modelin) sınır şartları,
6. Yapılacak olan analizin tipi. [183]

Sonlu eleman analizinde gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesinde en önemli etkenlerden biri, incelenecek cismin geometrisine oldukça yakın model hazırlama işlemidir. [184]

Matematiksel modellerin doğruluğu, seçilen eleman tipine, eleman sayısına ve eleman davranışıyla ilgili yapılan kabullere bağlıdır. Eleman sayısının artması bilinmeyenlerin sayısının artmasına neden olurken sonuçların doğruluğunu arttırmaktadır. [185]

Modelde düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır koşulların uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir.

Bir analizde sisteme tekil, yayılı veya kütle kuvvetler etki edebilmektedir:

- Tekil kuvvetler seçilen eleman ve düğüme belirlenen açı ile uygulanan kuvvetlerdir.
- Yayılı kuvvetler bir kenarda ya da bir alanda etkili olurlar.
- Kütle kuvvetleri ise eleman hacmi için geçerli olan ağırlık kuvveti bir kuvvettir. [186]

Bu sayede asal gerilimler (principal stress), aksenal gerilimler (axial stress), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent principal stress) elde edilir. Bu veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. [187]

Kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. [187]

Elde edilen verilerden en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimi ( $P_{max}$ ), 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. [187]

### **2.6.3. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları [183]**

1. Bir cisim karmaşık bir geometrik şekle sahip olsa bile, sonlu elemanlar yöntemi ile güvenle analiz edilebilir.
2. Uygulanan kuvvetlerin cismin herhangi bir noktasında oluşturduğu stresler ayrı ayrı ölçülebilir.
3. Bir cisim değişik malzemelerin birleşiminden elde edilmiş ya da zamana bağlı değişken özelliklere sahip olsa bile kolaylıkla değerlendirilebilir.
4. Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanır.

6. Sonlu eleman metodu çok yönlü ve esnek bir sistemdir. Böylece karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlara göre daha hassas sonuç verir.
7. Girişimsel olmayan (Non-invasive) bir metottur.
8. Eğer gerekli görülürse çalışma kolayca ve defalarca tekrarlanabilir.
9. Doğru değerlerle, gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilir.

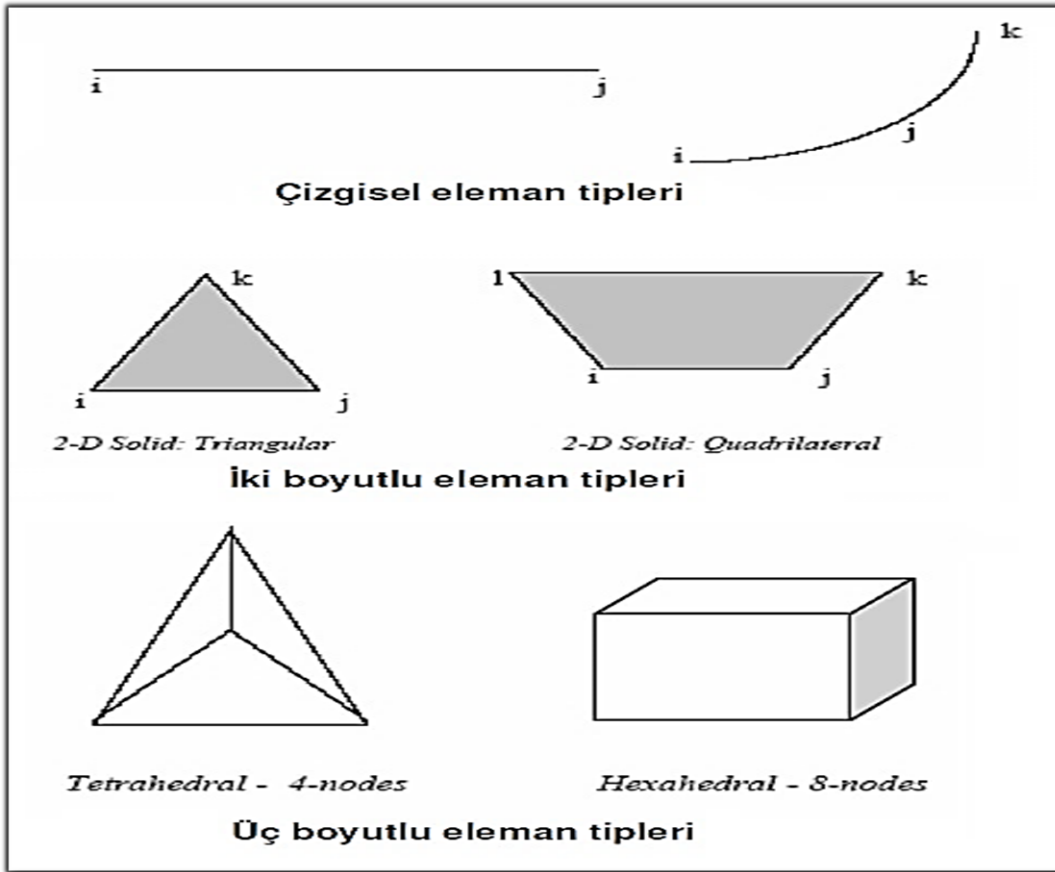
#### 2.6.4. Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları [183]

1. Programların maliyeti çok yüksek ve patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi vardır.
2. Bu programlara sık sık güncelleme yapılmalıdır.
3. Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanılan, araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilir.
4. Programların kullanılabilmesi için bilgisayarda iyi bir donanıma sahip olmak gerekir. Bu sebeple, programın kullanıldığı bilgisayarın maliyeti de artar.
5. Programların kullanımı için özel eğitim ya da profesyonel destek gerekebilir.

#### 2.6.5. Sonlu elemanlar analizlerinde elemanlar ve çeşitleri

Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünmektedir. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir ve ana yapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler. Sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin küçük parçalara yani elemanlara bölünme işlemine "*Ağ Yapısı (Mesh)*" oluşturulması denilmektedir.

Hatasız sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutu olabildiğince küçük, hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum büyüklükte seçilmesi gerekmektedir.



Şekil 2.17. Üç boyutlu eleman tipleri

Sonlu elemanlar analizlerinde temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır (Şekil 2.17)

- **Çizgisel Elemanlar (Line Elements):** Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler.
- **İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements):** Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen (triangular) veya eşkenar (Quadrilateral) yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır
- **Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements):** Temel 3 boyutlu elemanlar, 4 yüzeyli (tetrahedral) veya 6 yüzeyli (hexahedral) şekillerdedir [188]

### 2.6.6. Sonlu elemanlar metodunda çözüm tekniği

Sonlu elemanlar analizi “Parçadan Bütüne Gitme” prensibine dayalı numerik bir yöntemdir. Sonlu eleman; iki veya üç boyutlu yapıların bir parçası ya da bir bölgesidir.

Bu analiz karmaşık mekanik problemleri çözmek üzere problemleri önce daha küçük ve basit elemanlara böler ve yüzey - şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değerleri elde eder. Daha sonra bu değerler problemin tümü için yorumlanır. Böylece analitik yollarla çözülmesi çok zor olan, karmaşık yapıya sahip cisimler için kurulan denklemleri kolayca çözümlenebilir. [12, 184, 185]

Sonlu eleman analizi cismin bütünü için fonksiyonel çözümün yerine, her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde bağlayarak cismin tamamına uygular.

Sonlu elemanlar analizinin üç aşaması bulunur.

- Hazırlık (Pre-processing) Safhası
- Çözüm (Analiz) Safhası
- İşlem Sonu Düzenleme (Post-processing) Safhası

#### Hazırlık Safhası (Pre-Processing)

Bu aşamada kısaca yapı modellenir, bilgisayara aktarımı tamamlanır ve sonlu elemanlar metodunun temeli olan ağ modeli (mesh) oluşturulur.

İlk olarak analiz yapılacak geometrik cisim taranır ve bu cisim bilgisayar ortamında CAD (Computer Aided Design) programları yardımıyla modellenir. Daha sonra bu geometrik cismin elemanlara bölünebilmesi için ihtiyaç duyulan ağ yapısı (mesh) oluşturulmalıdır. Ağ yapısı yaratılmak üzere oluşturulan model yapı elemanlarına bölünür. Böylece ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulmuş olur. Bu aşamadan sonra oluşturulan modele “Matematiksel Model” ismi verilir.

Program, verilen değerlere karşılık, belirli bir sürede otomatik olarak düğüm noktalarını, elemanları sıralar ve numaralanmasını sağlar.

Her bir eleman, ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit eder. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Her eleman için ayrı ayrı kuvvet dağılımı bulunacağından, duyarlı analiz yapabilmek için eleman sayısı mümkün olduğunca çoğaltılmalıdır.

Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralelkenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Bir boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılacaktır. Bütün durumlarda cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. [12, 184, 185]

#### Çözüm (Analiz) Safhası

Çözüm safhasında amaç oluşturulan modelin her elemanının mekanik özellikleri ve yükleme koşullarını tanımlanmasıdır. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü ve poisson oranı kullanılırken uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı yükleme koşulları tanımlanırken belirlenir.

Modeldeki elemanların her biri ana yapının tüm özelliklerini taşıdığından, her bir elemanın yükleme altında gösterdiği tepki ana yapıyı taklit eder. Bu çözümler “hareket sapması (defleksiyon)” içinde yapılır ve “hareket sapması” verileri gerilim, gerinim ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Bu safhada elde edilen veriler, analizler sonrası grafik ve tabloların yapımında kullanılır. [12, 184, 185]

#### İşlem Sonu Düzenleme (Post-Processing) Safhası

Bir önceki safhada elde edilmiş olan analiz verilerinin çözümlenmesini içeren son aşamadır. Bu aşamaya gelindiğinde elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Bu sebeple verilerin bu şekliyle yorumlanması zor olacaktır.

Bu verilerin kolaylıkla değerlendirilmesi için, bilgisayar ortamında, yapının kuvvetler altındaki şekilsel olarak sapması, streslerin dağılımı ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde edilmelidir.

Analiz sonuçlarında negatif ve pozitif değerler elde edilir. Pozitif değerler gerilme tipi stresleri ve negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin bir ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisindedir. [12, 184, 185]

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki başlıkta incelenir:

1. *Normal Stresler* (gerilme ve sıkışma stresleri,  $\sigma$  ile sembolize edilir)
2. *Kesme Tipi Stresler* ( $\tau$  ile sembolize edilir) [180, 189]

Kuvvet tipleri ve etkilerini hatırlamak gerekirse:

- *Sıkışma tipi kuvvetler* kütleleri birbirine doğru iterken,
- *Germe tipi kuvvetler* kütleleri birbirlerinden uzaklaştırır,
- *Kesme tipi kuvvetler* ise makaslama tipi kuvvetlerdir.

Sıkışma tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde daha sıkı bir ilişki oluşmasına sebep olurken, germe ve kesme tipi kuvvetler ise kemik-implant ara yüzeyinde nesnelere birbirinden uzaklaşmasına sebep olan yıkıcı kuvvetlerdir. [180, 189]

Dental implant-protez sisteminde en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma tipi kuvvetlerdir.

Bir üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine, bir normal, iki kesme tipi stres etki etmektedir. Dolayısıyla, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti ile tanımlanır. [180, 189]

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

Principle Stress (Asal Stres) üç çeşittir:

1. *Maksimum Asal Stres* (Maximum Principle Stress) : En yüksek gerilme stresini ifade eden pozitif bir değerdir. Genellikle  $P_{max}$  olarak kısaltılır, simgesi ( $\sigma_1$ )'dir
2. *Ara Asal Stres* (Intermediate Principle Stress) ( $\sigma_2$ ): Ara asal stres değerini gösterir.
3. *Minimum Asal Stres* (Minimum Principle Stress): En yüksek sıkışma stresini ifade eden negatif bir değerdir. Genellikle  $P_{min}$  olarak kısaltılır ve simgesi ( $\sigma_3$ )'dir

Bu değerler şu şekilde sıralanabilir:  $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$  [180, 189]

### **2.6.7. Dental implantoloji hakkında sonlu elemanlar analizi ile yapılmış çalışmalar**

Sonlu elemanlar stres analiz metodu ilk kullanım alanı olan mühendislik uygulamalarının ardından bir süre sonra özellikle girişimsel bir araştırma yöntemi olmamasının getirdiği avantajla tıp alanlarında da kendine birçok kullanım alanı bulmuştur.

Temelinde çok fazla geometrik ve mekanik unsur bulduran ayrıca çiğneme kuvvetleri gibi birçok kuvvetle ilgilenen diş hekimliği de özellikle protez alanında SESA'dan oldukça yararlanmıştır. Son yıllarda diş hekimliğinin en çok üzerinde durduğu konulardan biri dental implantolojidir. Dental implantların tasarımı ve barındırdığı mekanik kavramlar, mühendisliğin birçok alanında yapılan vida tasarımları ve kuvvet iletimleri ile benzer özellikler taşımaktadır. Bu durumdan yola çıkan çalışmacılar, implantların üzerine gelen çiğneme yükleri ile çevre dokularda oluşan değişiklikleri ve implantın tasarım özelliklerini araştırmak için sonlu elemanlar analiz metotlarını giderek daha fazla kullanmaktadır. Bu alanda bilinen ilk çalışma Weinstein ve ark. tarafından 1976 yılında yapılmıştır. [190]



Çankaya [191] yaptığı tez çalışmasında; Alt çenede total dişsizlik vakalarında, tüm arki içeren köprülerde, alt çene seklinin ve boyutlarının kortikal kemikte oluşan gerilmeleri ne şekilde etkileyeceğini SESA metoduyla incelemiştir. Anterior ve posterior bölgelerden 100 N'luk dikey kuvvet uygulaması sonucu anterior yüklemelerde posterior yüklemelere nazaran çok daha düşük gerilme değerleri ortaya çıkmıştır. Kantileversiz planlamalarda 6 yerine 8 implant kullanılması posterior yüklemeler açısından bir avantaj yaratmamıştır.

Steqaroiu ve ark. [192] kısmi dişsizliğin tedavisinde farklı tasarımlara sahip ( 2 implant destekli kantileverli 3 üye protez - 2 implant destekli 3 üyeli protez, 3 implant destekli 3 üyeli protez) implant üstü sabit protezlerde implant çevresinde oluşan stresi değerlendirmişlerdir. En fazla gerilme değeri 2 implant destekli kantileverli protezde elde edilmiştir. 2 implant destekli 3 üyeli köprüde ilk modele göre daha az gerilme değeri ölçülmüştür. En az gerilme değeri ise 3 implant destekli 3 üyeli protezde gözlenmiştir.

Van Zyl ve ark. [193] alt çeneye uygulanan 6 implant destekli kantileverli sabit implant üstü protezlerde oluşabilecek stresi araştırmışlardır. Stresin özellikle bukkal ve lingual bölgelerde yoğunlaştığını bildirmişlerdir.

Bozkaya ve ark. [194] araştırmalarında farklı yiv tasarımlarına sahip 5 implant markasında (Astra, Straumann, Ankylos, Bicon ve Nobel Biocare) kortikal kemikte oluşan gerilme değerlerini karşılaştırmışlardır. Dikey, yatay ve oklüzal yükleme sonucu en fazla gerilme değeri Straumann implantlarında saptanmıştır.

İplikçioğlu ve Akça [195] yaptıkları çalışmada 3 üyeli implant üstü sabit protezlerde implantların çapı, uzunluğu ve sayısının stres dağılımı üzerine olan etkilerini incelemiştir. Implant uzunluğunun implantın boyun bölgesindeki stres üzerine etkisinin az olduğunu, buna karşılık çapın artmasının boyun bölgesindeki stresi azaltabileceğini bildirmişlerdir. Dar çaplı üç implant ile geniş çaplı iki implant kullanıldığında benzer gerilme dağılımları elde etmişlerdir.

Kitagawa ark. [196] çalışmalarında kortikal kemik kalınlığının stres dağılımı üzerine olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Kortikal kemik kalınlığındaki artışın peri-implant kemikte oluşabilecek stresi azalttığını bildirmişleridir.

Kregzde [197] ideal implant yerleşimi ve açısını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemini kullanmıştır. Implant açısının ve yerleşiminin implant üstü protezlerin uzun dönem başarısında etkili olduğu, bu nedenle dikkatli planlama yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Tosun [198]yaptığı çalışmada serbest sonlanan alt çenelerde implant-implant destekli ve implant diş destekli köprü protezi uygulamalarından hangisinin biyomekanik açıdan daha uygun olduğunu araştırmıştır. alışmasında iki model hazırlamıştır. Birinci modelde mandibulada birinci küçük azı dişi ve birinci büyük azı bölgesine yerleştirilen dental implant destekli üç üyeli köprü, ikinci modelde birinci küçük azı ve birinci büyük azı dişleri bölgelerine yerleştirilen iki dental implant destekli üç üyeli köprü hazırlanmıştır. Dikey ve yatay yöndeki yükleme sonucu implant destekli köprü protezinde daha dengeli gerilmelerin meydana geldiği, diş-implant destekli durumlarda ise gerilmelerin büyük kısmının implantın etrafında yoğunlaştığı saptanmıştır.

Sevimay ve ark. [199] farklı oklüzal materyallerin kullanıldığı implant üstü protezlerde implantlar ve üst yapılar üzerinde oluşan gerilmeyi hesaplamışlardır. Empress 2 porselen üst yapı kullanıldığında, metal destekli porselen ve In Ceram porselen üst yapılara göre daha fazla stres oluştuğunu gözlemlemişlerdir.

Holmgren ve ark. [200] implant çapı ve tasarımının stres dağılımı üzerine olan etkisini araştırmışlardır. Kemik hacminin elverdiği ölçüde geniş çaplı implant seçilmesinin peri implant kemikte oluşan stresi azaltacağını bildirmişlerdir. Yivli implantların düz implantlara göre daha az gerilmeye neden olduklarını saptamışlardır.

Lai ark. [201] implant uzunluğunun peri-implant kemikte oluşturacağı stresi ölçmek için üç boyutlu sonlu eleman analizini kullanmışlardır. Yük uygulanması sonucu stresin özellikle kuronel bölgede yoğunlaştığı ve implantın uzunluğunun iki kat arttığı durumda gerilmenin ancak %10 oranında azaldığı sonucunu bulmuşlardır.

Van Oosterwyck ve ark. [202] Yeterli genişlikte olmayan alveol kretlere dental implant uygulamışlardır. Implant çevresindeki kemikte çatlama oluşan (Dehiscence defekti) ve oluşmayan modellerde şekil değiştirme değerlerini karşılaştırmışlardır. Kemikte çatlama olması durumunda implantların mezial ve distal yüzeylerinde ölçülen sekil değiştirme miktarının arttığını, implantların vestibül ve lingual yüzeylerinde ise değişiklik olmadığını bildirmişlerdir.

Clelland ve arkadaşları [203] maksillanın tomografi görüntüsünü alarak anterior maksillayı modellemişlerdir. Farklı kemik tiplerinde implant çevresindeki kemikteki gerilme ve sekil değiştirme değerlerini sonlu eleman analizi ile incelemişlerdir. Krestal bölgedeki kortikal kemik kalınlığının gerilme ve sekil değiştirme değerlerini etkilediğini tespit etmişlerdir. Kalın kortikal kemikte ki gerilme değeri ince kortikal kemiğe göre %50 daha az bulunmuştur. Tamamen trabeküler kemikten oluşan modelde, sekil değiştirme özellikle apikal bölgede yoğunlaşırken modele kortikal kemik tabakası eklendiğinde krestal bölgedeki gerilmenin arttığı, apikal bölgedeki sekil değiştirmenin ise azaldığı saptanmıştır.

Watanabe ve ark. [204] implantların yerleştirme açısının ve yüklemeye pozisyonunun stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. İmplant ve yüklemeye açısının arttığı durumlarda peri implant kemikte stresin arttığını saptamışlardır.

Siegele ve Soltesz [205] farklı tasarıma sahip implantlarda (vida, silindir, konik, içi boş silindir) çiğneme kuvvetleri etkisi ile çene kemiğinde oluşan stresi değerlendirmişlerdir. Stresin dağılmasında, implantın yüzey özelliklerinin etkili olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant çevresindeki kemikte konik şeklindeki implantlarda, silindir ve vida şeklindeki implantlara göre daha fazla gerilme değeri ölçülmüştür

Meijer ve arkadaşları [206] implant uzunluğunun ve mandibula yüksekliğinin stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. Implant uzunluğunun stres dağılımında çok fazla etkili olmadığını, buna karşılık mandibula yüksekliği azaldığında implantlar çevresindeki gerilmelerin arttığını gözlemlemişlerdir.

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın hasta arşivinden alınan 2013 yılına ait bilgisayarlı tomografi (BT) verileri kullanılmış ve özel bilgisayar programları yardımıyla görüntüler ilgili modellere dönüştürülmüştür.

Çalışma için uygun tedavi planlaması yapılmış vakalara ait BT verileri arşivden seçilerek bilgisayar ortamında, posterior maksilla, greft uygulaması yapılmış maksiller sinüs, implantlar ve üst yapıların modellenmesi için kullanılmıştır. Greft materyalinin tanımlanmasında referans olarak literatürde yer alan benzer çalışmalar alınmıştır.

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

#### **3.1. Implantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi**

Bu araştırmada implant modellerini oluşturmak üzere, günümüzde sıklıkla kullanılmakta olan bir implant sistemi seçilmiş ( Nobel Replace Implant Sistemi – Nobel Biocare AB Box 5190, 402 26 Vastra Hamngatan 1,411 17 Göteborg SWEDEN) ve yine aynı firma tarafından üretilen iki çeşit protetik üst yapı (abutment) kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan implantların bir tanesi hariç tümü, ilgili markaya ait implant sisteminde de kullanılmakta olan 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda olan implanttır. Kısa implant kullanılması gereken senaryoda ise aynı implantın özellikleri korunarak ve boyu bilgisayar ortamında yarıya indirilerek 5 mm çapında ve 5 mm uzunluğunda yeni "ilgili markanın sisteminde yer almayan" bir implant oluşturulmuştur.

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

Çalışmada kullanılan implantların boy ve çap özellikleri aşağıdaki gibidir.

- Nobel Replace İmplant Sisteminde Yer Alan 5 mm çap ve 10 mm uzunluğundaki İmplant,
- Nobel Replace İmplant Sistemi Temel Alınarak Bilgisayar Ortamında Oluşturulan 5 mm çap ve 5 mm uzunluğundaki İmplant

### **3.2. Protetik Kronların Modellenmesi**

Bu çalışmada, maksiller birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar dişlerin üzerine yerleştirilen 3 üyeli porselen köprüye ait kronlar modellenirken dişlerin boyutları ve morfolojilerinin belirlenmesinde Wheeler'in çalışmasında kullandığı veriler referans alınmıştır. [207]

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

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

Sinüslerde, greft modellemesi yapılırken sinüs kortikal kemiğinin iç duvarıyla sınırlı maksiller sinüs boşluğunu Rhinoceros 5.0 yazılımında doldurulmuş ve gerekli senaryolarda bu modeller kullanılmıştır.

Greftleme uygulanmış modellerde, maksiller sinüsün içine denk gelen implant yüzeylerinin tamamı greftle kaplanmış (complete peri-implant packing technic) ve uzaysal olarak doğru koordinatlara yerleştirilerek kemik dokuya ait sistem elemanları ile birleştirilmiştir.

Literatürde yer alan bu araştırmaya paralel çalışmalardaki ilgili değerler gözden geçirilerek, sinüsün elimine edilmediği modellerde dış (krestal) kortikal kemik kalınlığı 1mm, spongiöz kemik kalınlığı 4.5mm, iç kortikal kemik kalınlığı 0.5mm olmak üzere toplam 6mm'lik rezidüel alveoler kret yüksekliği belirlenmiştir. [208, 209]

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

Bu araştırmada kullanılmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde, implant destekli sabit protez uygulaması planlanmış ve ayrıntılı teşhis-tedavi planlaması amacıyla konik ışın BT ( CBCT 'NewTom® 9000' ) incelemesi yapılmış hasta kayıtları kullanılmıştır. Bu kayıtlar arasından bu araştırmanın içeriğiyle uyum sağlayabilecek maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüs sarkması sebebiyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir vaka seçilerek modelleme için kullanılmıştır.

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

Modellemelerin ve SESA analizlerinin yapılabilmesi için, Intel Core ® i7 CPU 3,40 GHz işlemci, 500 GB Hard Disk, 8.00 GB DDR3-RAM donanımına sahip ve Windows 7 Professional Service Pack 1 işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır.

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

Maksiller sinüsün elimine edildiği kontrol grubu hariç, kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu beş modelde rezidüel kemik yüksekliği 6 mm olarak oluşturulmuştur.

Tüm modellerde 1. Premolar bölgesinde konumlandırılan implant aynı boyutlarda olup, tüm şartlar her modelde bu konumdaki implantlar için eşit olarak oluşturulmuştur.

Oluşturulan 6 model şu şekilde sıralanabilir:

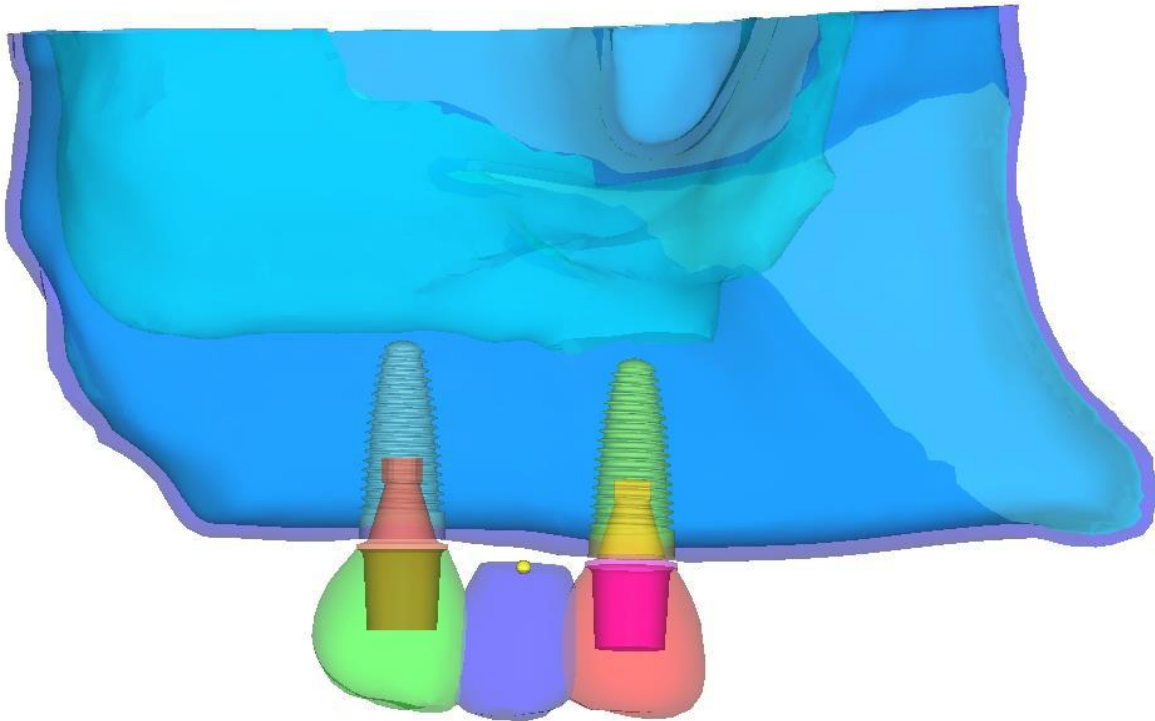
1. Modellerden birinde kontrol grubu oluşturmak üzere maksiller sinüs elimine edilmiş ve 1. Premolar ve 1. Molar diş bölgelerine 5 mm çapında 10 mm uzunluğunda 2 adet implant yerleştirilmiştir.
2. İkinci modelde sinüs bölgesinde yer alan 6 mm rezidüel kemikten itibaren 6 mm yüksekliğinde greft konumlandırılıp, bu bölgeye 10 mm uzunluğundaki implant 1. Molar diş konumunda yerleştirilmiştir. 1. Premolar diş bölgesine diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır.
3. Oluşturulan üçüncü modelde, 1. Premolar diş bölgesine diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmasının ardından sinüs bölgesinde yer alan 6 mm rezidüel kemikten itibaren “greft uygulamadan” krestal sinüs membranı yükseltilmesi ile 10 mm uzunluğundaki implant yerleştirilmiştir.
4. Dördüncü modelde implant uygulanma sırasında, 1. Molar diş bölgesinde sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla 5 mm çapında ve 5 mm uzunluğunda kısa implant yerleştirilmiştir. 1. Premolar diş bölgesine ise diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır.
5. Model 5’de birinci molar diş bölgesine implant uygulanma sırasında, sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla implant 30 derece mesial’e açı yaparak yerleştirilmiştir. Benzer şekilde 1. Premolar diş bölgesine diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmıştır.
6. Yaratılan son senaryoda, 1. Premolar diş bölgesine diğer modellerle aynı şartlarda implant konumlandırılmış ve bu implantın hemen yanı olan 2. Premolar diş bölgesine, birinci molar diş bölgesinde sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla ikinci implant yerleştirilmiştir.



### 3.4.1. Model 1 ( Kontrol grubu )

Model 1'de 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki iki implant, maksiller 1. Premolar diş ve 1. Molar diş bölgesine uygulanmıştır. İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlerden destek alarak üç üyeli bir porselen köprü oluşturulmuş ve 2. Premolar diş modele gövde olarak eklenmiştir. (Şekil 3.1)

Kontrol grubu olarak kullanılan bu modelde maksiller sinüs elimine edilmiştir



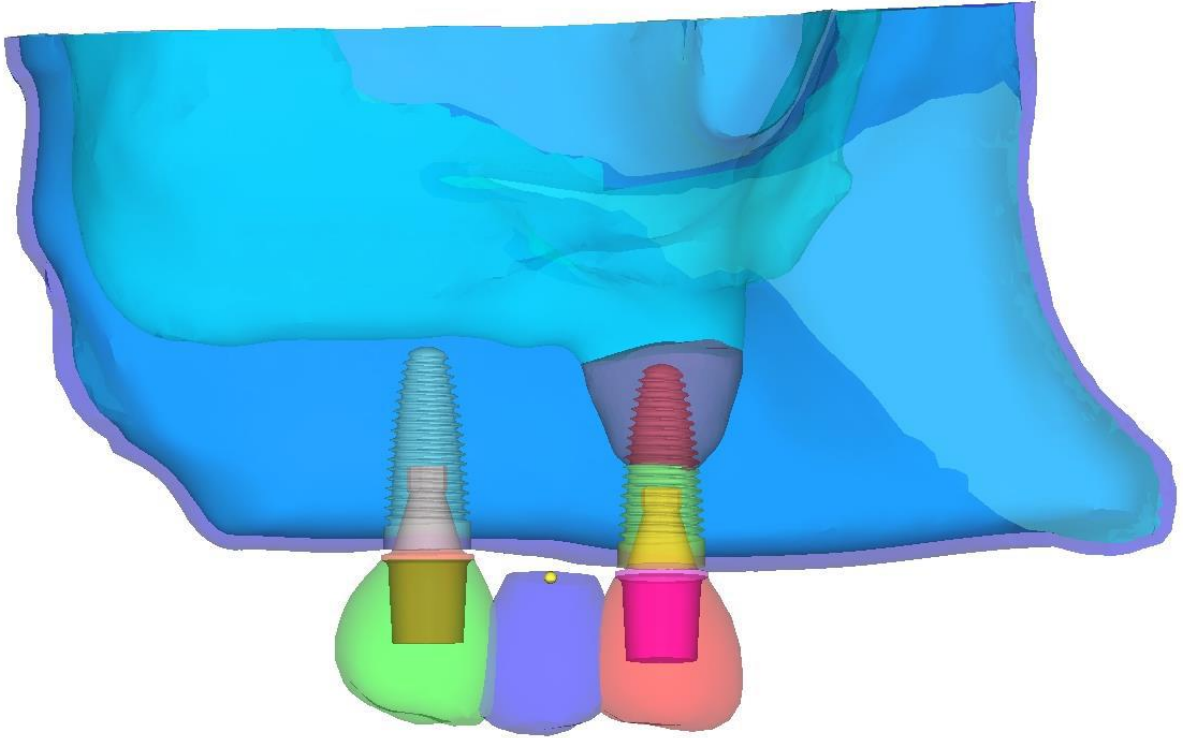
Şekil 3.1. Model 1 (Kontrol grubu)

### 3.4.2. Model 2 ( Lateral STY işlemi uygulanmış grup )

Model 2'de 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki iki implant, maksiller 1. Premolar diş ve 1. Molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubundan farklı olarak bu modelde 1. Molar bölgesinde 6 mm rezidüel kret yüksekliği ve maksiller sinüs oluşturulmuştur (Şekil 3.2).

Sinüs membranının lateral STY işlemi ile greft materyali kullanılarak 6 mm kadar yükseltilmesi planlanmıştır.

İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlardan destek alarak üç üyeli bir porselen köprü oluşturulmuş ve 2. Premolar diş modele gövde olarak eklenmiştir.



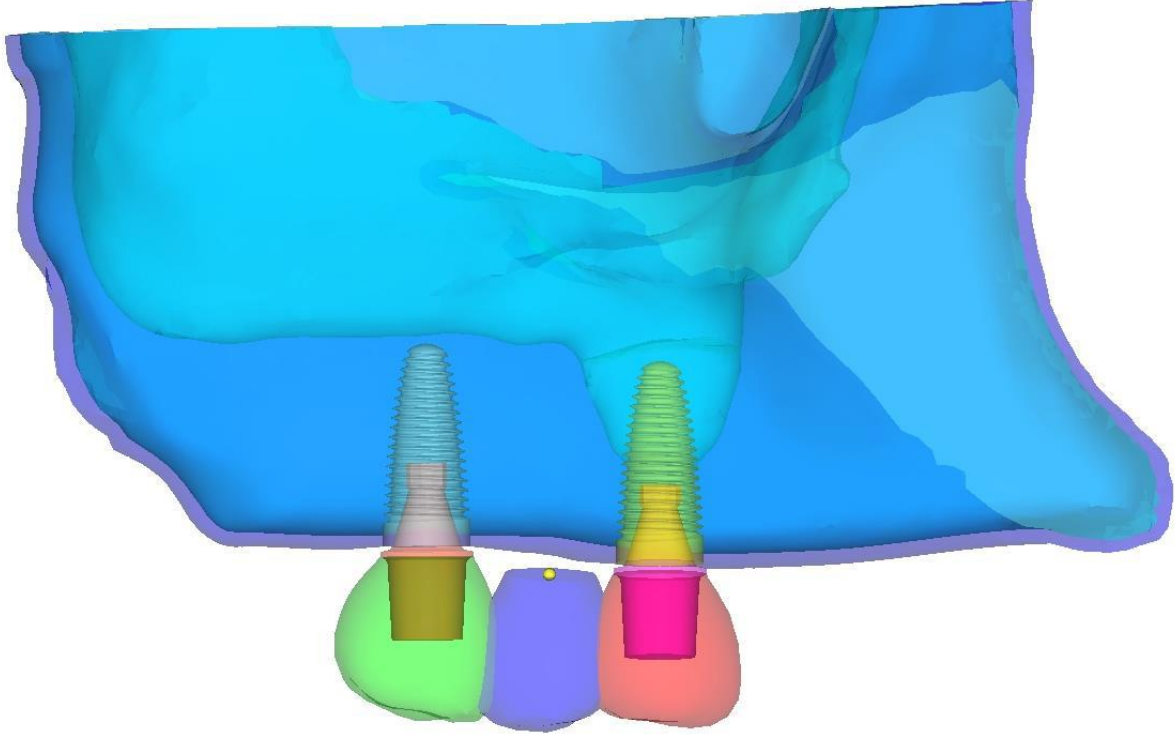
Şekil 3.2. Model 2 (Açık STY grubu)

### 3.4.3. Model 3 ( Krestal STY işlemi uygulanmış grup )

Model 3’de 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki iki implant, maksiller 1. Premolar diş ve 1. Molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubundan farklı olarak bu modelde 1. Molar bölgesinde 6 mm rezidüel kret yüksekliği ve maksiller sinüs oluşturulmuştur. (Şekil 3.3)

Sinüs membranının krestal STY işlemi ile *greft materyali kullanılmadan* 4 mm kadar yükseltilmesi planlanmıştır. Teorik olarak 1. Molar bölgesinde yer alan implantın apeksi ile sinüs membranının herhangi bir yırtılma olmadan temasta olduğu kabul edilmiştir.

İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlardan destek alarak üç üyeli bir porselen köprü oluşturulmuş ve 2. Premolar diş modele gövde olarak eklenmiştir.



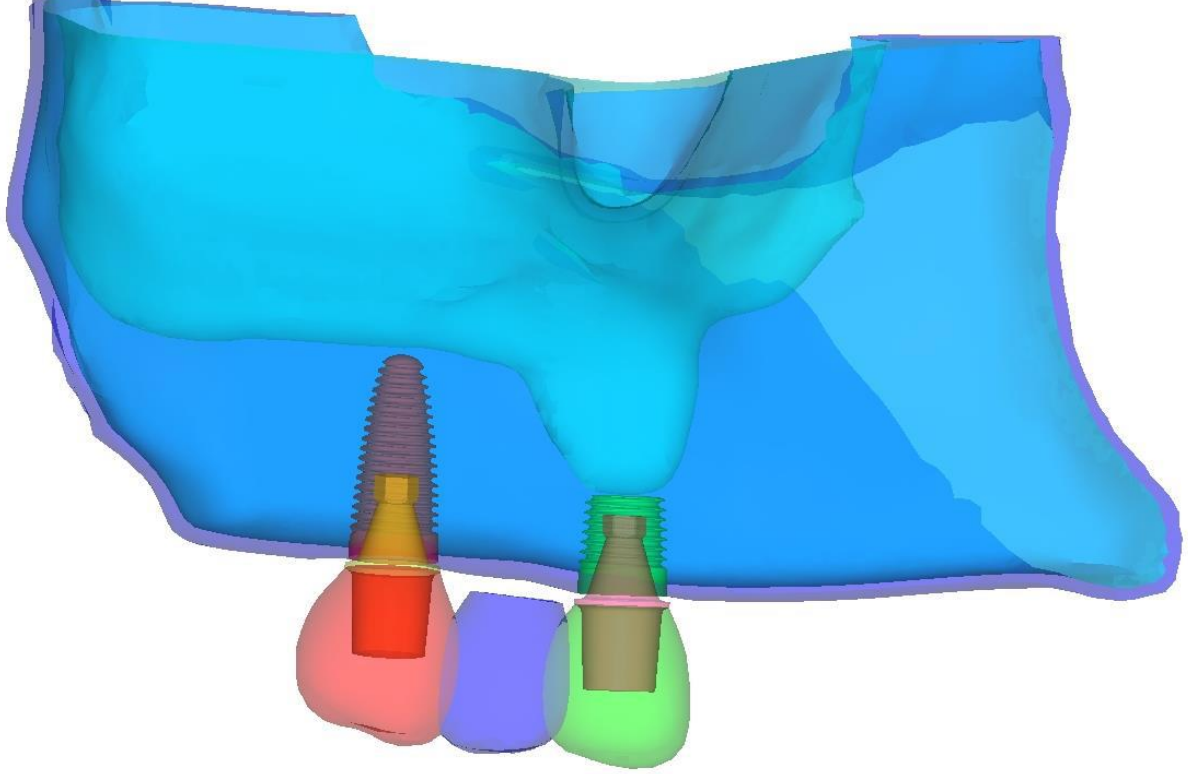
Şekil 3.3. Model 3 (Kapalı STY grubu)

#### 3.4.4. Model 4 ( Kısa implant uygulanmış grup )

Model 4’de 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki birinci implant, maksiller 1. Premolar diş bölgesine uygulanmıştır. Modelde 1. Molar diş bölgesinde 6 mm rezidüel kret yüksekliği ve maksiller sinüs oluşturulmuştur. Bu bölgede implant uygulanma sırasında, sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla 5 mm çapında ve 5 mm uzunluğunda kısa implant yerleştirilmiştir. (Şekil 3.4)

Modelde 1. Molar diş bölgesinde yer alan 5 mm uzunluğundaki kısa implant ile sinüs membranı arasında, 6 mm rezidüel kemik yüksekliğinden kalan 1 mm kemik dokusu bırakılmıştır.

İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlardan destek alarak üç üyeli bir porselen köprü oluşturulmuş ve 2. Premolar diş modele gövde olarak eklenmiştir.



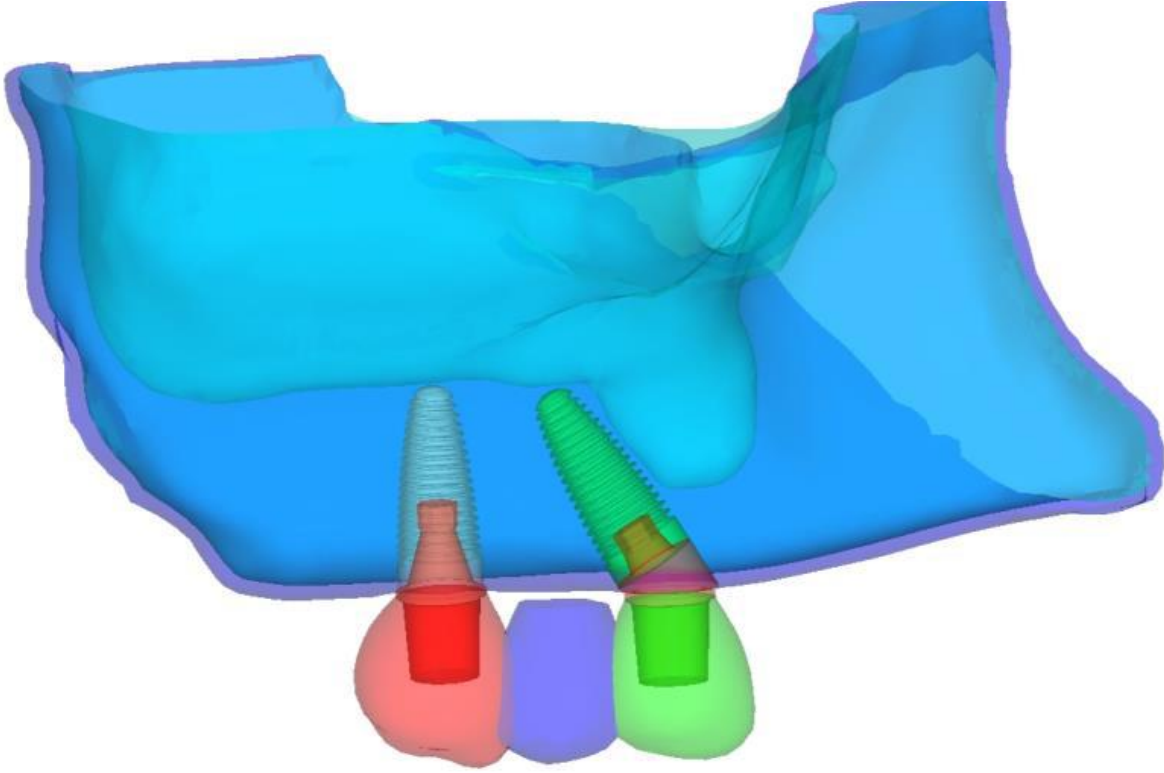
Şekil 3.4. Model 4 (Kısa implant grubu)

### 3.4.5. Model 5 ( Açılı / eğik implant uygulanmış grup )

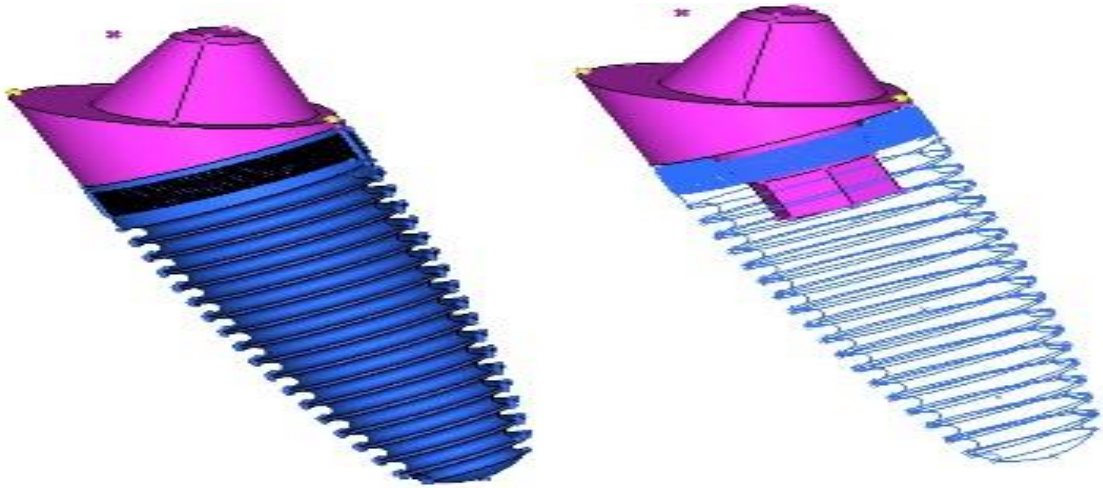
Model 5’de 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki iki implant, maksiller 1. Premolar diş ve 1. Molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubundan farklı olarak bu modelde 1. Molar bölgesinde 6 mm rezidüel kret yüksekliği ve maksiller sinüs oluşturulmuştur.

Birinci molar diş bölgesine implant uygulanma sırasında, sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla, sinüse temas etmeyecek ve arada kemik dokusu bırakacak şekilde 30 derece mesial’e açı yaparak yerleştirilmiştir. (Şekil 3.6)

İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlardan destek alarak üç üyeli bir porselen köprü oluşturulmuş ve 2. Premolar diş modele gövde olarak eklenmiştir. 1. Molar diş bölgesinde yer alan implant için firma tarafından özel olarak üretilen abutment bağlantısı bire bir çizilerek kullanılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Model 5 (Açılı implant grubu)



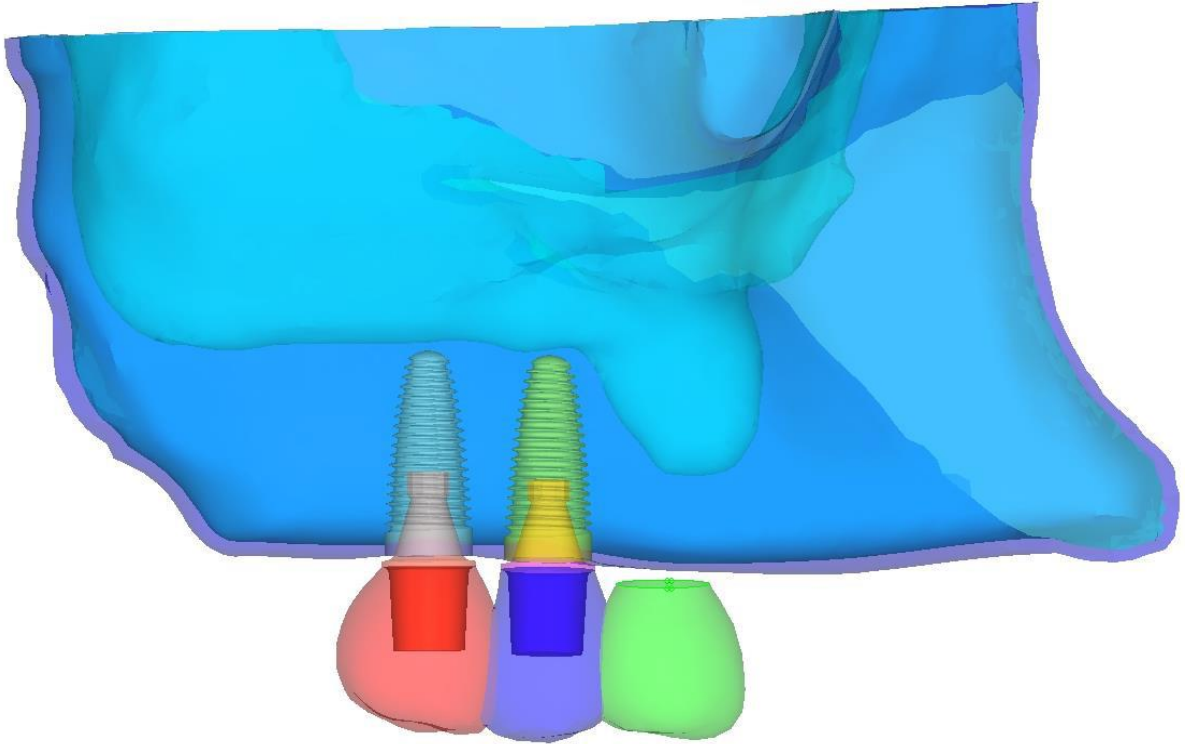
Şekil 3.6. Açılı yerleştirilen implantların çizimi

#### 3.4.6. Model 6 ( Kantilever / kanatlı protez uygulanmış grup )

Model 6'de 5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundaki iki implant, maksiller 1. Premolar diş ve 2. Premolar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubundan farklı olarak bu modelde 1. Molar bölgesinde 6 mm rezidüel kret yüksekliği ve maksiller sinüs oluşturulmuştur. (Şekil 3.7)

Birinci molar diş bölgesinde sinüs tabanı yükseltme işlemlerinden kaçınılması amacıyla, yerleştirilen ikinci implant 2. Premolar diş bölgesine konumlandırılmıştır.

İki implantın üzerine yerleştirilen abutmentlerden destek alarak üç üyeli ve kantileverli porselen köprü oluşturulmuştur. 1. Molar diş modele posterior kantilever / kanat olarak eklenmiştir.

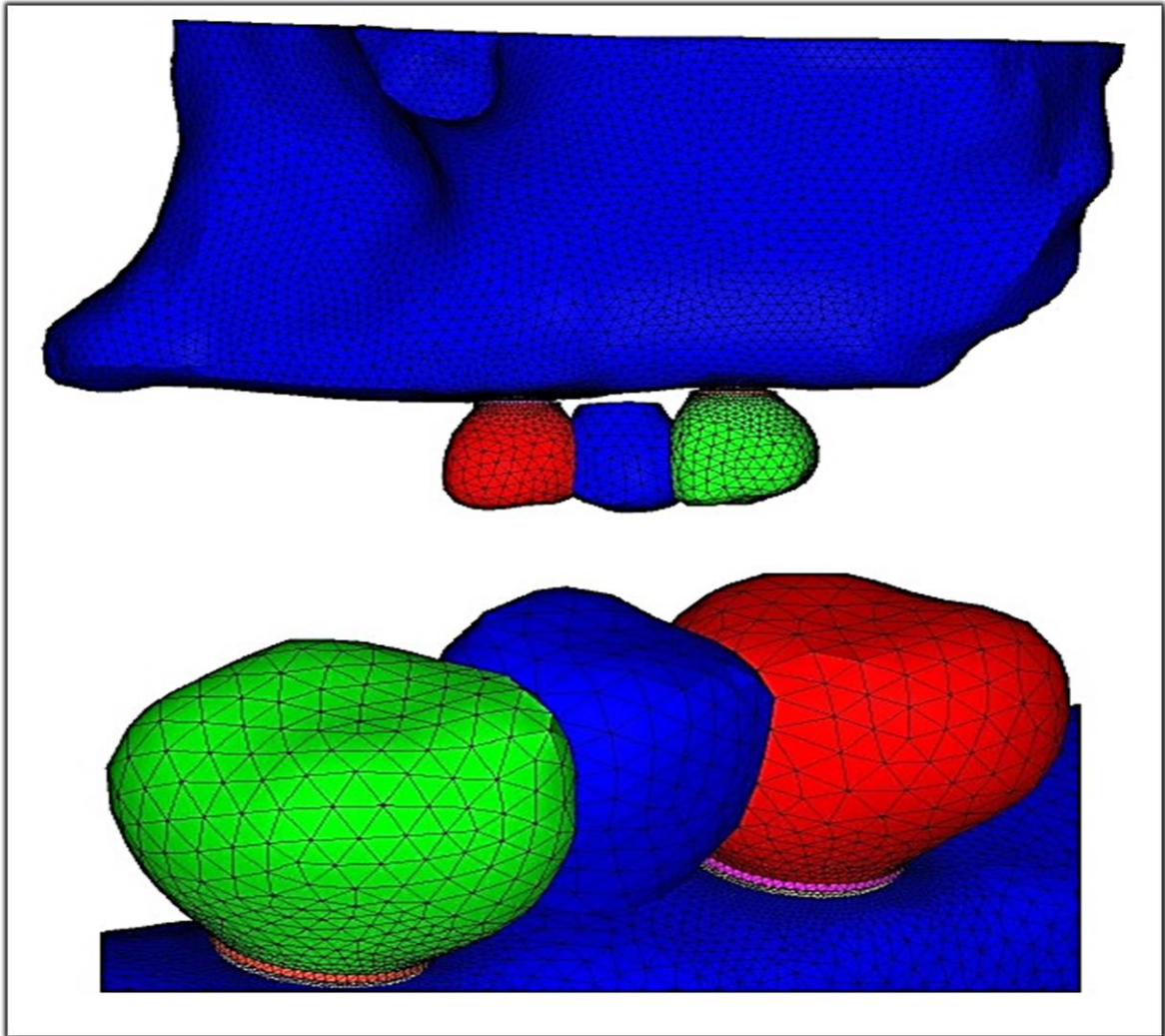


Şekil 3.7. Model 6 (Kantilever grubu)

### 3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Modellerin geometrik yüzeyleri “mesh” adı verilen basit küçük parçalara bölünerek matematiksel modeller oluşturulmuştur. [180] Mesh uygulamasının ardından dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar tekrar kontrol edilmiş ve bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. (Şekil 3.8)

Çalışmanın daha gerçeğe yakın sonuçlar vermesi amacıyla olabildiğince çok sayıda eleman sayısı kullanılmıştır. Dört düğüm noktasına sahip tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar kullanılan matematiksel modeller oluşturulmuş ve düğüm noktaları her bir modelde homojen olarak dağıtılmıştır.



Şekil 3.8. Çalışmamıza ait bir mesh görüntüsü

### 3.6. Sistemin Birleştirilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz programının matematiksel modeller üzerinde çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gerekmektedir. [180] Bu çalışmadaki sistem elemanları; maksiller kemik dokusu, implant, greft materyali, abutmentlar ve protetik üst yapılar olarak belirlenmiştir.

Bu araştırmada kortikal ve spongioz kemiğin yük aktarımlarının kendi iç özelliklerine uygun olduğu varsayılmıştır. İmplantlar ile çevre dokular, implantlar ile abutmentlar ve abutmentlar ile protezler arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde tasarlanmıştır.

Benzer çalışmalar referans alınarak kemik dokusuyla, implantlar arasında kusursuz bir osseointegrasyon olduğu varsayılmış ve implantların boyun bölgesinin vestibül ve palatinal yüzeylerinde 1.5 mm kemik kalınlığı tasarlanmıştır. [165, 166, 209]

Tüm modellerde 1. Premolar bölgesinde konumlandırılan implant aynı boyutlarda olup, tüm şartlar her modelde bu konumdaki implantlar için eşit olarak oluşturulmuştur. Değişiklikler ve oluşturulan senaryolar yalnızca sinüs bölgesine yerleştirilmesi planlanan ikinci implant için uygulanmıştır.

Greft kullanılmadan sinüs membranının 4 mm yükseltildiği modelde kemik-sinüs membranı arası mesafe analize minimum etki yapacağı düşünülerek ihmal edilmiştir.

Sunulan bu çalışmada literatürle benzer olarak implant üstü metal destekli kronların abutmentlara simante edilmiş olduğu varsayılmış, siman tabakasının inceliği ve malzeme değerlerinin düşüklüğü nedeniyle analize minimum etki yapacağı düşünülerek ihmal edilmiş ve siman aralığı kontak yüzeyi olarak tanımlanmıştır. [165, 166, 209]



### 3.7. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları

Tasarlanan modeller 3 boyutlu uzayda serbest olarak konumlanmaktadır. Modellerin analizlerinin yapılabilmesi amacıyla boşlukta duran bu modellerin belirli noktalardan desteklenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında sonuçların doğru yorumlanması için modellerin en az iki düzlemde sabitlenmesi ve bu düzlemlerin analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmesi gerekmektedir.

Bu amaçla sistem üst çene orta hattından geçen sagittal bir düzlem ve maksillanın üst sınırından processus zygomaticus hizasından geçen horizontal bir diğer düzlem oluşturularak sınırlandırılmıştır.

### 3.8. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan bütün materyaller homojen, izotropik ve doğrusal (lineer) elastik olarak tanımlanmıştır.

Misch [42] çalışmasında belirttiği şekilde posterior maksillada greftleme sonrası en sık karşılaşılan D4 tipi kemik türü, spongios kemiğin modellenmesinde kullanılmış ve bu tip kemiğe ait materyal özelliği çalışmada tanımlanmıştır.

Bir modelde geçen sinüs tabanı yükseltme canlandırmasında, greft materyali olarak hayvan kaynaklı ksenogreft uygulandığı varsayılarak, literatürde benzer çalışmalarda geçen bu materyale ait değerler kullanılmıştır. [165, 166, 209] (Çizelge 3.1)

Çalışmada yaratılan sabit protezlerde; metal altyapı olarak en sık kullanılan alaşım türü olan nikel-krom (Ni/Cr) alaşım ve üst yapı porseleni olarakta konvansiyonel feldspatik porselen tercih edilmiştir.

Oral mukozanın elastisite modülünün ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeniyle gerilim analizlerinde mukoza modeli göz ardı edilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmamızda kullandığımız elastiklik katsayıları ve poisson oranları

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

### 3.9. Yükleme Koşulları

Araştırmamızda vertikal ve oblik olmak üzere 2 tip yükleme kuvveti uygulanmıştır. Buradaki kuvvetler; Angle tanımladığı Sınıf I diş ilişkilerindeki sentrik temas noktalarına gelecek şekilde uygulanmıştır.

Uygulanan vertikal kuvvetlerin seçiminde ise Ferrario ve ark.'nın [210] çalışmasında belirttiği aşağıda yer alan çizelge kullanılmıştır (Çizelge 3.2).

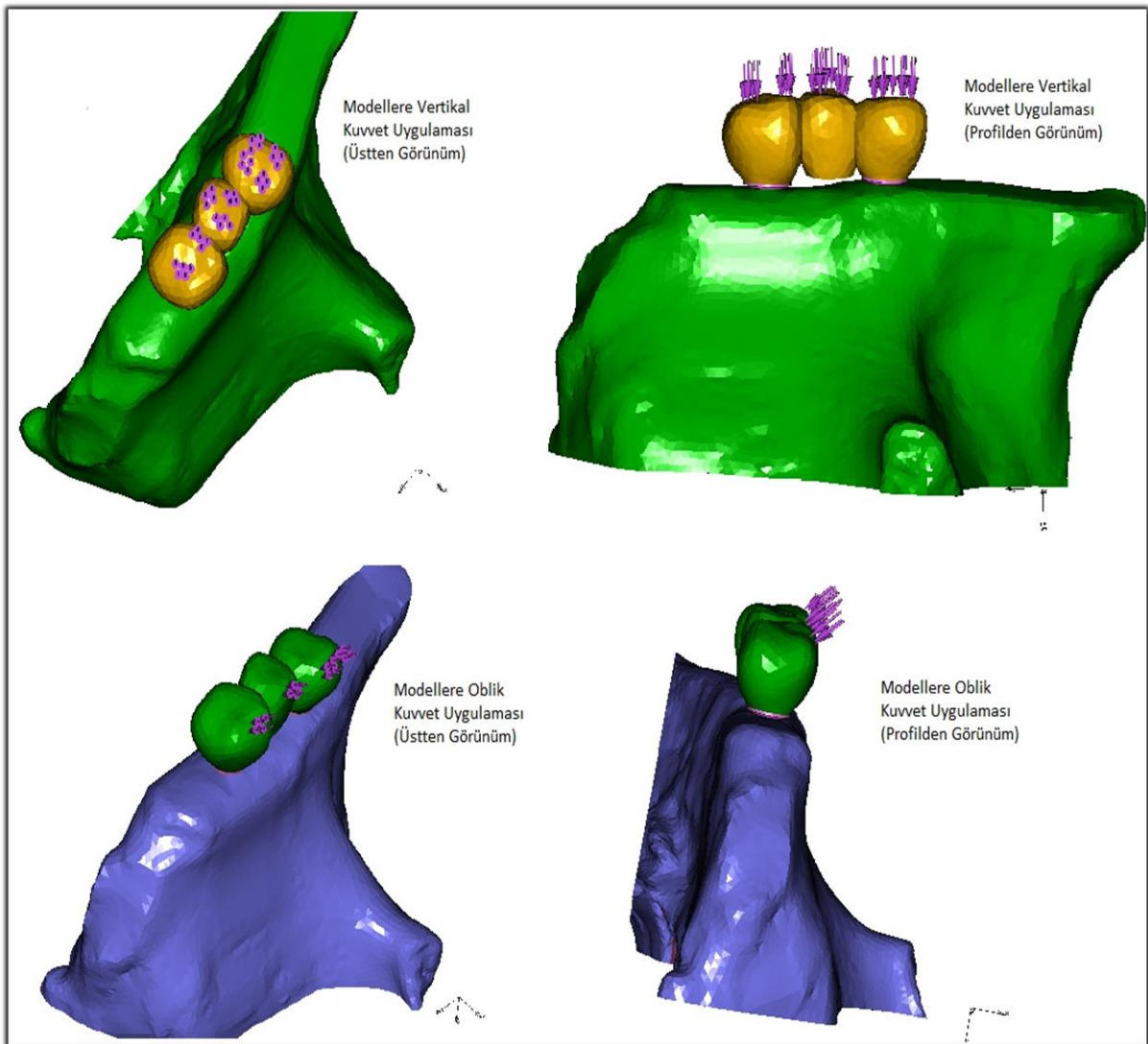
Çizelge 3.2. Cinsiyet ve diş numaralarına göre dişlerin üzerine vertikal kuvvetler (Newton cinsinden) [210]

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

Buna göre 1. premolar dişe gelen vertikal kuvvet "V1", 2. premolar dişe gelen kuvvet "V2", 1. molar dişe gelen kuvvet ise "V3" olarak tanımlanmıştır.

Kadın ve erkek hastaların dişlerine gelen kuvvetlerin ortalamaları alınarak; V1 kuvveti 250 N, V2 kuvveti 290 N, V3 kuvveti ise 300 N olarak şekilde belirtilen noktalara uygulanmıştır.

Oblik olarak uygulanan kuvvetler ise 200 N olarak belirlenmiştir ve bukkalden linguale doğru olacak şekilde yatay düzlemle  $45^\circ$  açı yapacak şekilde ile dişlerin bukkal tüberkül tepelerinden uygulanmıştır. (Şekil 3.9)



Şekil 3.9. Çalışmamızda uyguladığımız yükleme koşulları

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

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada verilerin değerlendirilmesinde Tanino ve ark'nın yaptıkları çalışmanın materyal mekanik özellik standartları kullanılmıştır. [211]

Asal gerilim değerleri (principal stres) kemik, greft materyalleri ve porselen gibi kırılma yapılar için oldukça önemlidir.

Bu çalışmada elde edilen verilerde,

- Modelde oluşan "gerilme" tipi stresi: Elde edilecek en yüksek asal gerilim ( $P_{max}$ )
- Modelde oluşan "sıkışma" tipi stresi ise: En düşük asal gerilim ( $P_{min}$ ) değerleri ifade etmektedir. [42, 208]

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

Analizler sonunda elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizlerinde elde edilen veriler değişken olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bulguların istatistiksel analizi yapılmamıştır. Tüm stres değerleri, renk ve miktar skalaları ile gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar daha sonra karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

## 4. BULGULAR

Üç boyutlu modeller üzerinde yapılan sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda; krestal kortikal kemik, spongiöz kemik ve greft materyali gibi tüm implant-destek doku ara yüzleri bünyesinde oluşan gerilme ve sıkışma stresi bulguları oluşturulan tablo ve grafiklerle karşılaştırmalı olarak çalışmanın bu bölümünde değerlendirilmiştir.

Çalışmanın sonuçları her grup için aynı yükleme koşulu altında her implantın çevresindeki dokularda oluşan stres ve gerilmeleri gösterecek şekilde oluşturulmuştur. Yükleme kuvveti sonucu oluşan stresleri karşılaştırmak üzere oluşturulan 8 farklı modele ait stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir. Farklı destek dokulardaki gerilme ve sıkışma stresleri kortikal kemikte, spongiöz kemikte ve greft materyalinde olmak üzere ölçülüp, grafiklerle pmax ve pmin değerleri megapaskal (Mpa) cinsinden karşılaştırılmıştır.

### 4.1. Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

#### 4.1.1. Model 1 ( Kontrol grubu )

Kontrol grubunda, diğer gruplarla aynı şekilde, tüm dişlere tek bir noktadan kuvvet uygulanması yerine kuvvet alanlarına birden çok noktadan kuvvetler uygulanmıştır.

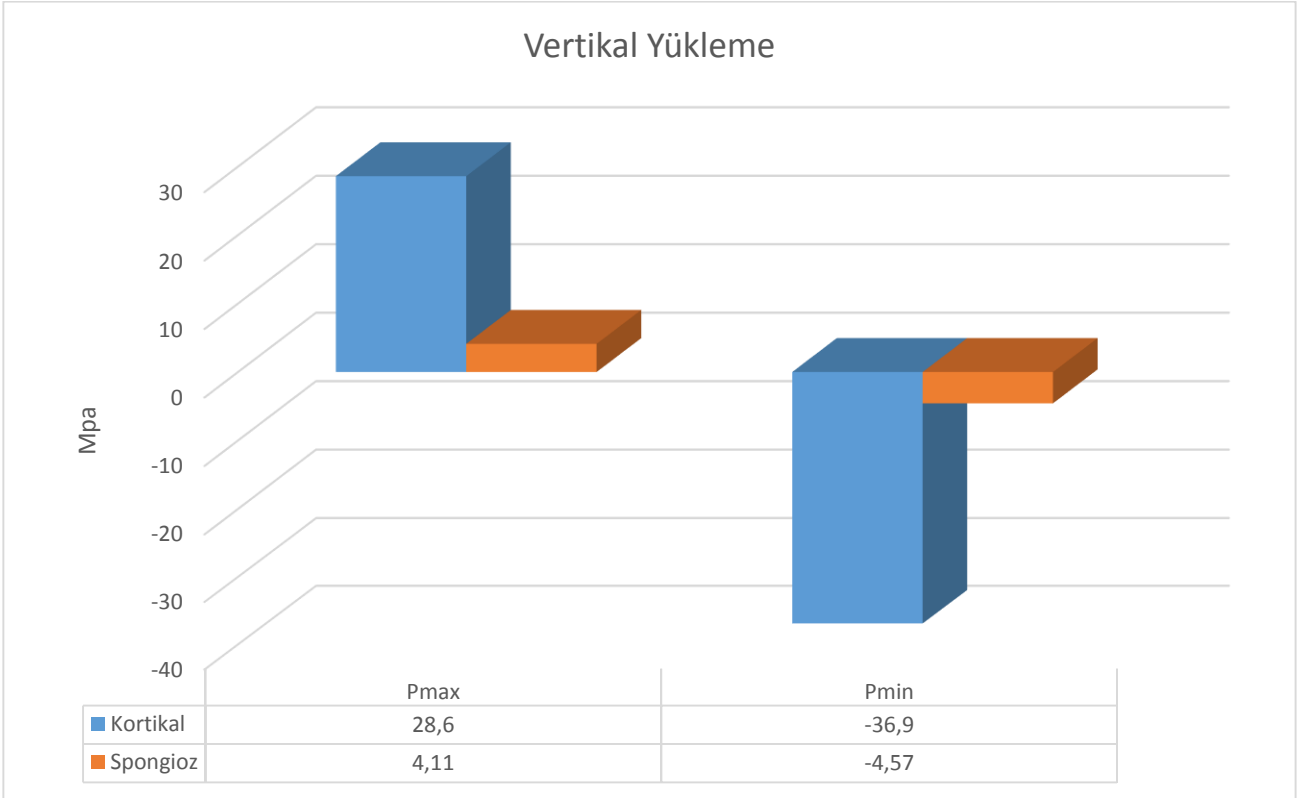
Bu uygulama her modelde, 1. Premolar dişe 2 alandan toplam 250 N kuvvet, 2. Premolar dişe 2 alandan toplam 290 N ve 1. Molar dişe 3 alandan toplam 300 N vertikal kuvvetler uygulanmıştır.

Oblik yüklemelerde ise 1. Premolar ve 2. Premolar dişlere 1 alandan ve 1. Molar dişe 2 alandan olmak üzere her dişe toplam 200 N'ar kuvvet uygulanmıştır.

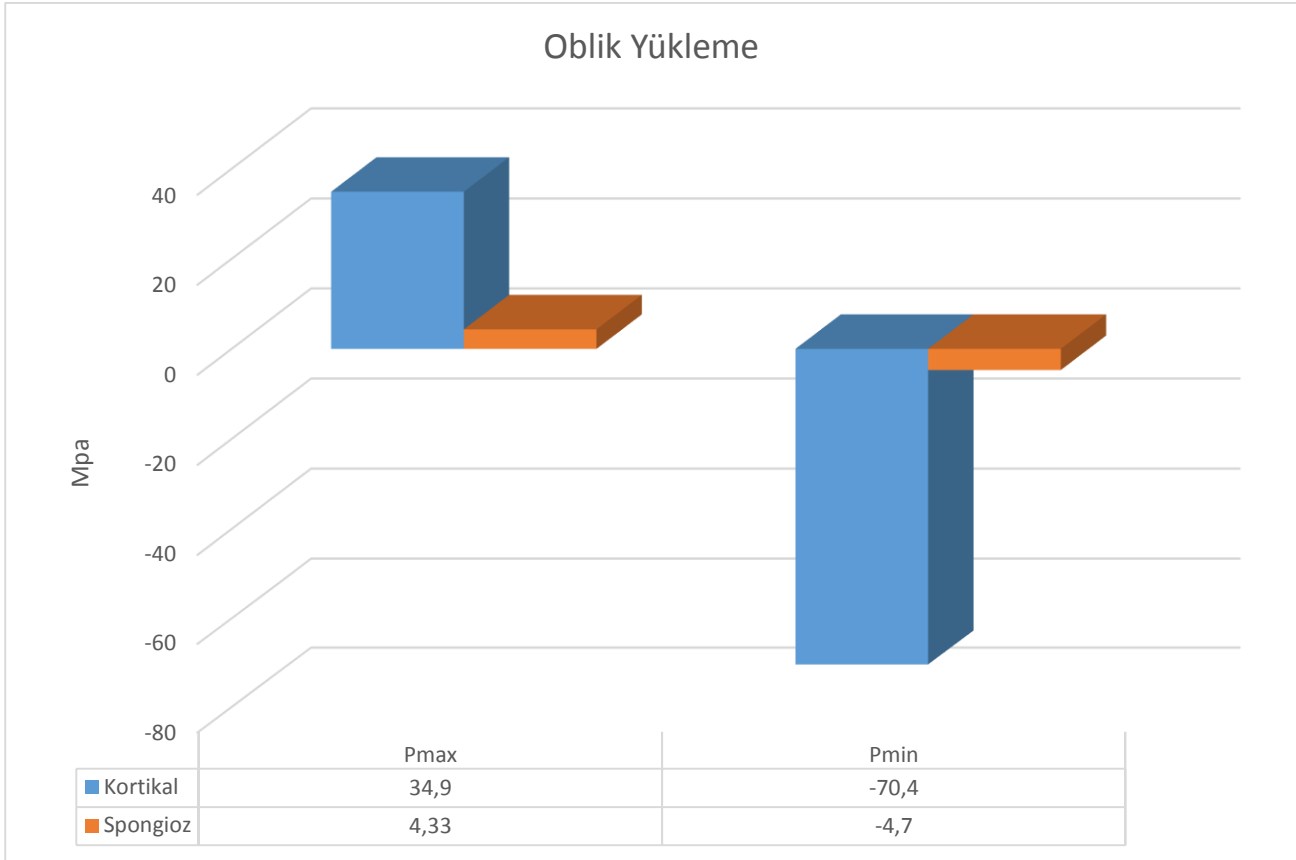
Kontrol grubunda kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemde: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 28,6 Mpa, spongiöz kemikte ise 4,11 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -36,9 Mpa, spongiöz kemikte ise -4,57 Mpa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.1)

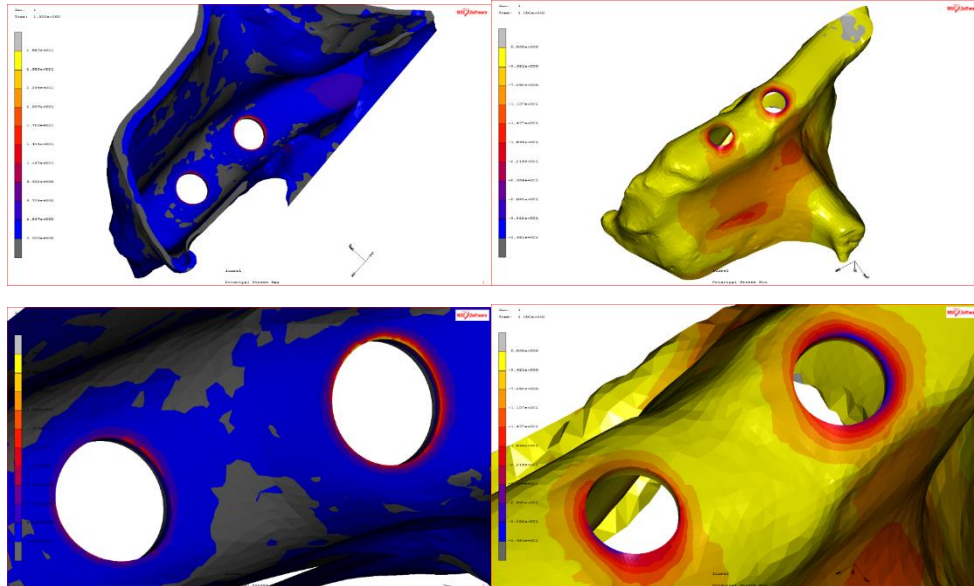
Oblik yüklemde: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 34,9 Mpa, spongiöz kemikte ise 4,33 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -70,4 Mpa, spongiöz kemikte ise -4,7 Mpa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.2)



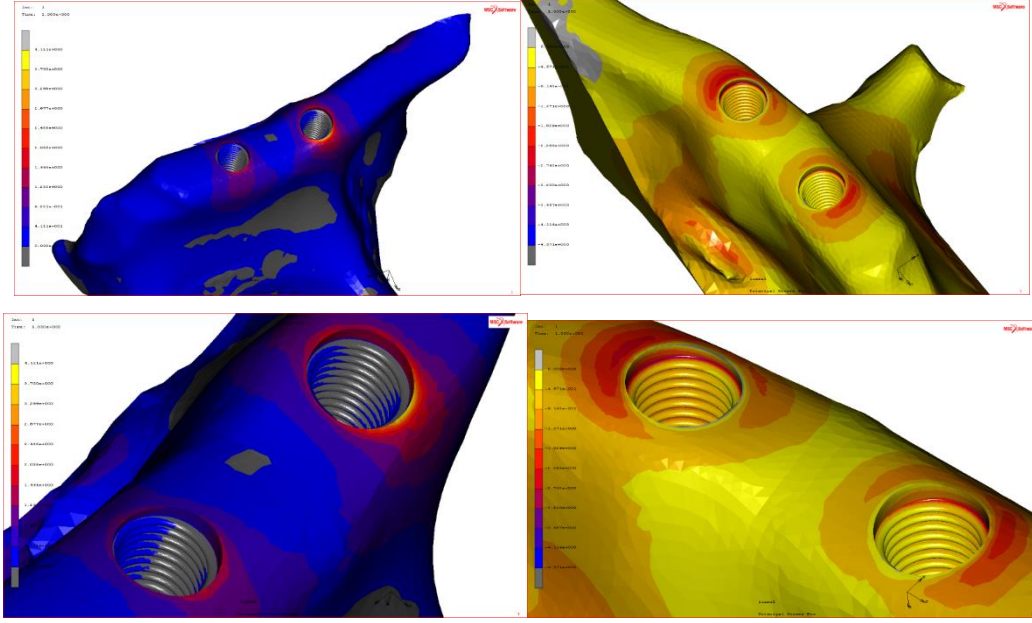
Şekil 4.1. Model 1'de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



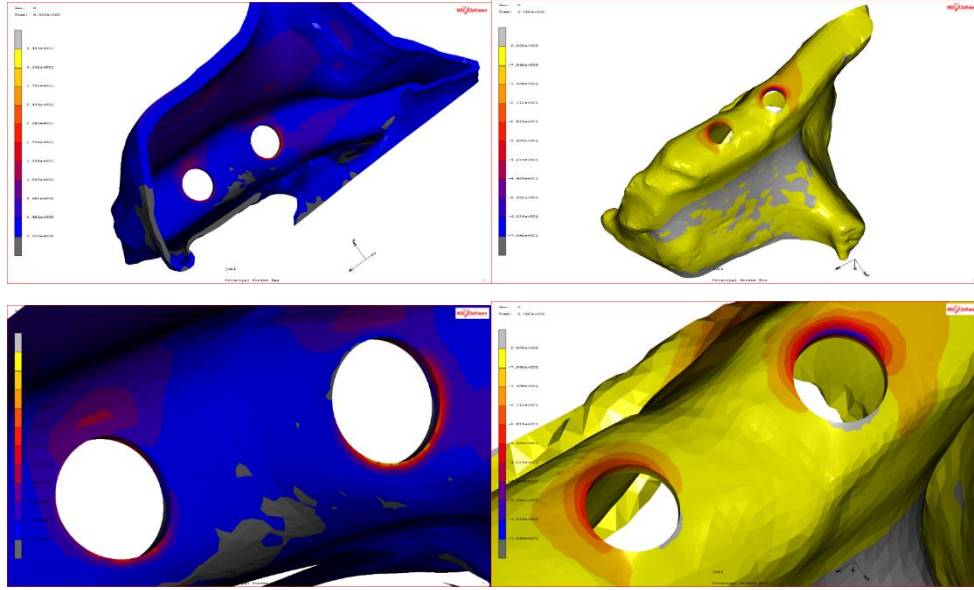
Şekil 4.2. Model 1’de oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



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

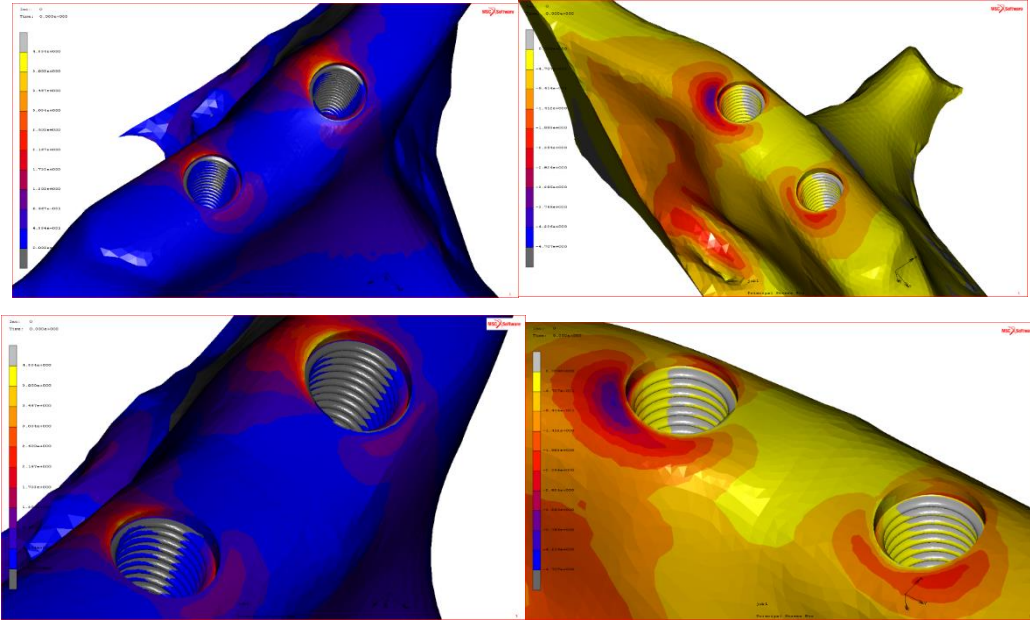


Şekil 4.4. Model 1’de vertikal yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları

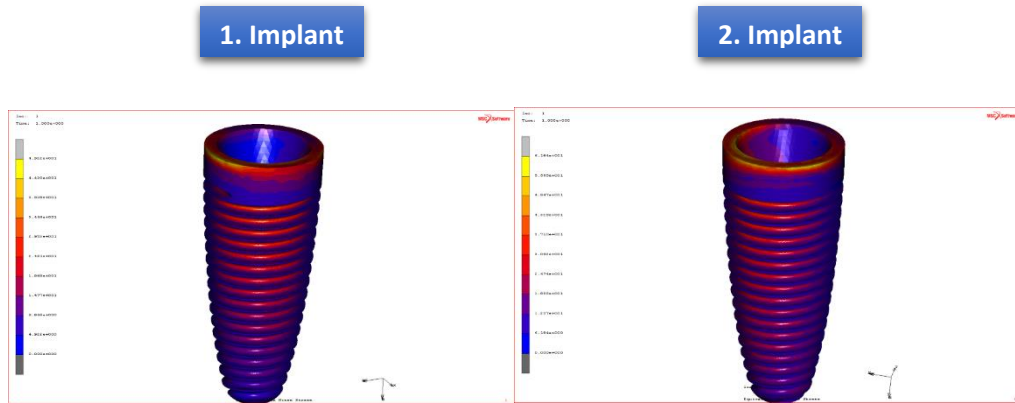


Şekil 4.5. Model 1’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları

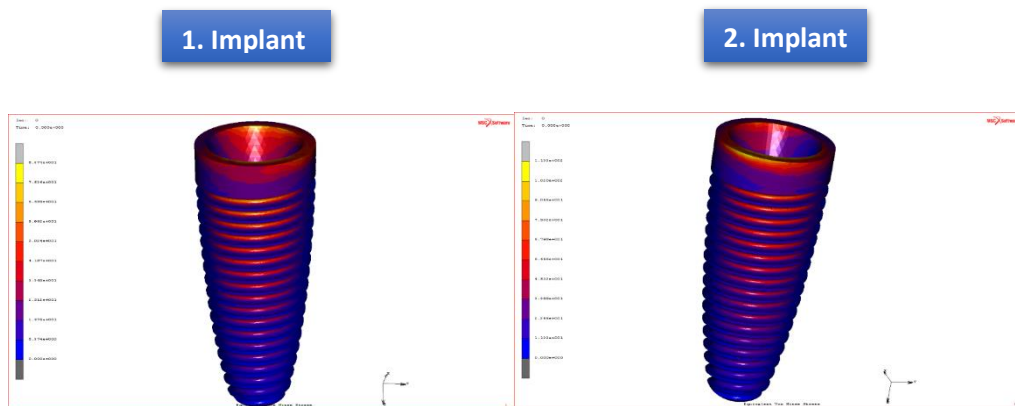




Şekil 4.6. Model 1’de oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



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



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

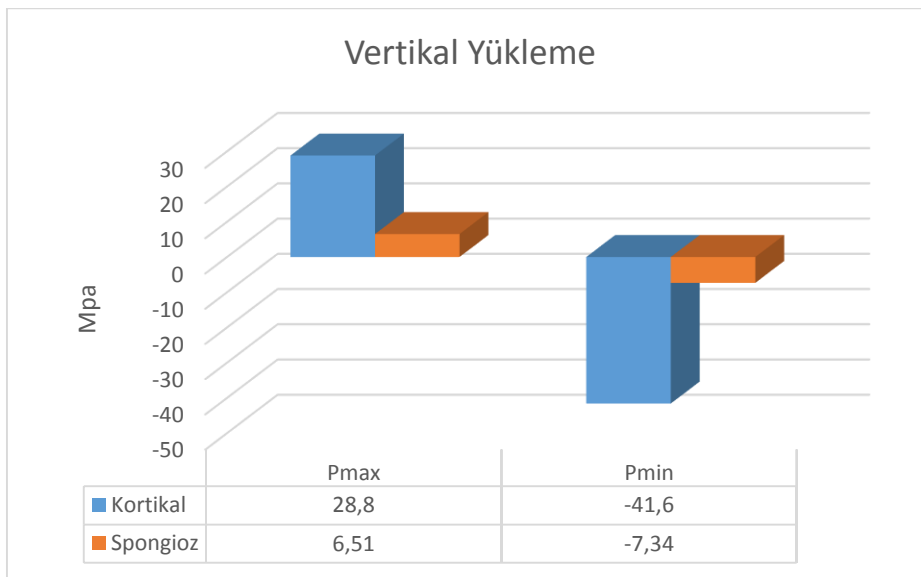
#### 4.1.2. Model 2 ( Lateral STY işlemi uygulanmış grup )

Lateral STY grubunda, diğer gruplarla aynı şekilde, tüm dişlere tek bir noktadan kuvvet uygulanması yerine kuvvet alanlarına birden çok noktadan kuvvetler uygulanmıştır.

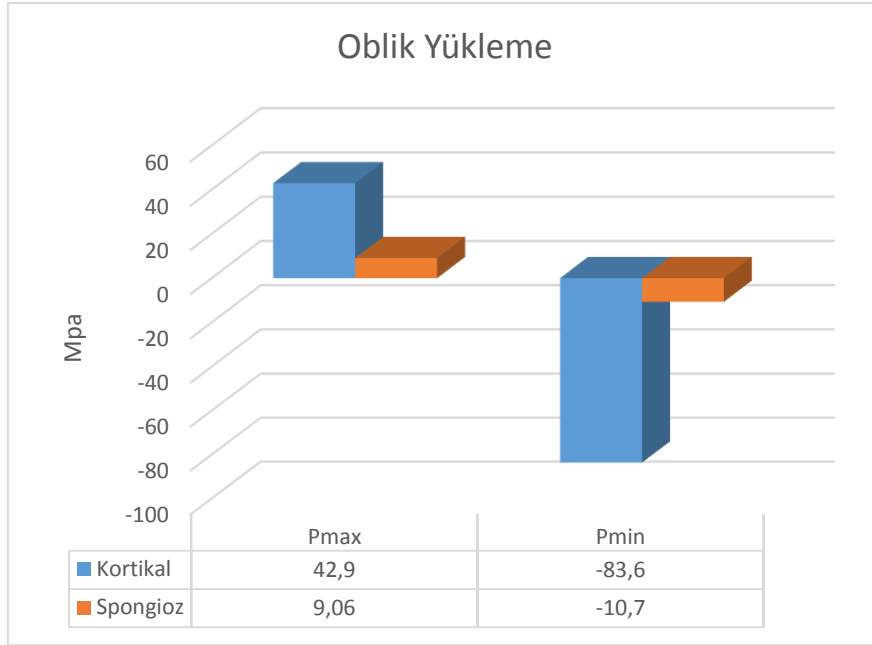
Lateral STY grubunda kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemde: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 28,8 Mpa, spongios kemikte 6,51 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -41,6Mpa, spongios kemikte ise -7,34 Mpa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.9)

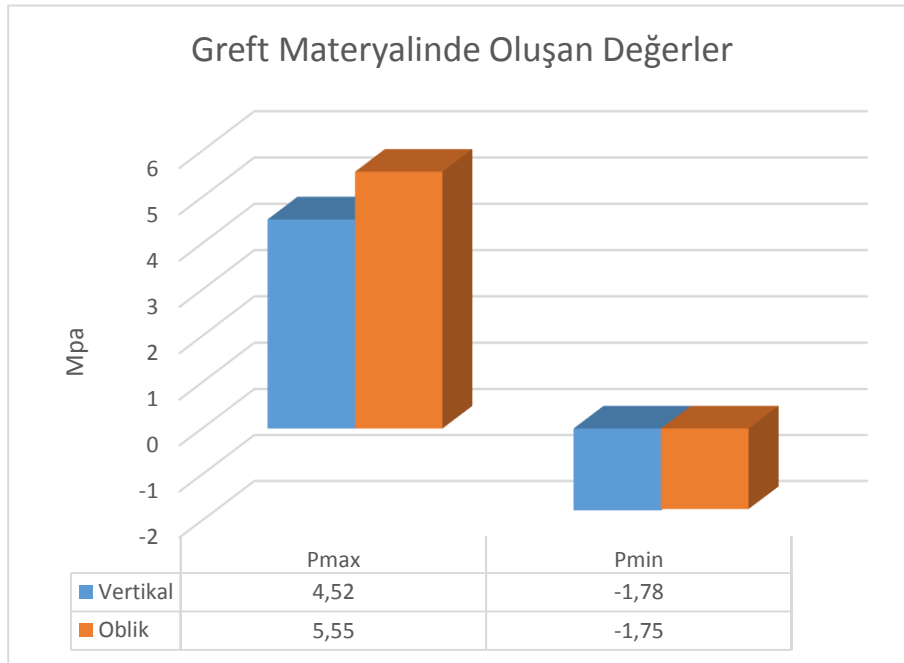
Oblik yüklemde: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 42,9 Mpa, spongios kemikte ise 9,06 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -83,6 Mpa, spongios kemikte ise -10,7 Mpa olarak ölçülmüştür. (Şekil 4.10)



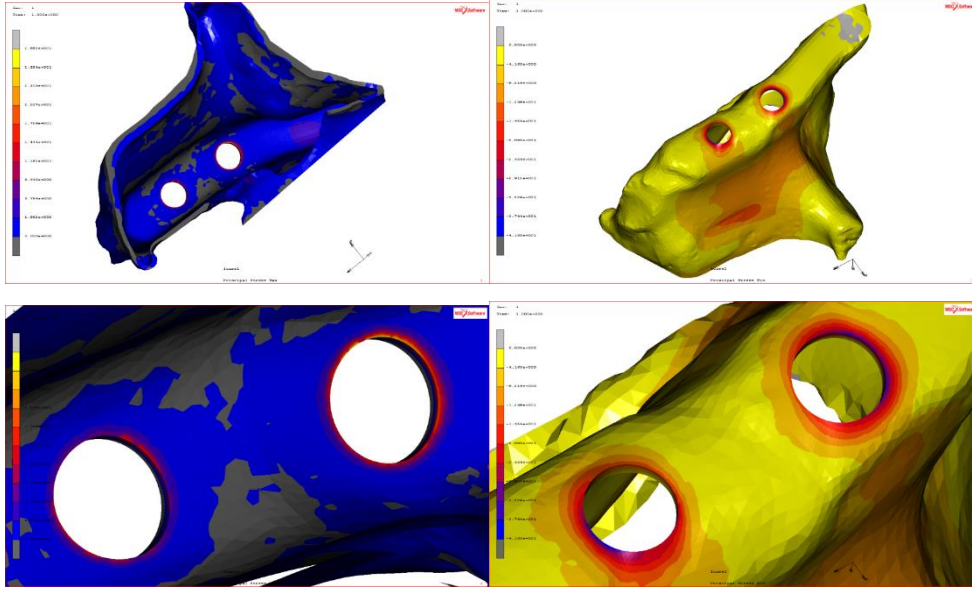
Şekil 4.9. Model 2'de vertikal yüklemde kortikal ve spongios kemikte oluşan stresler



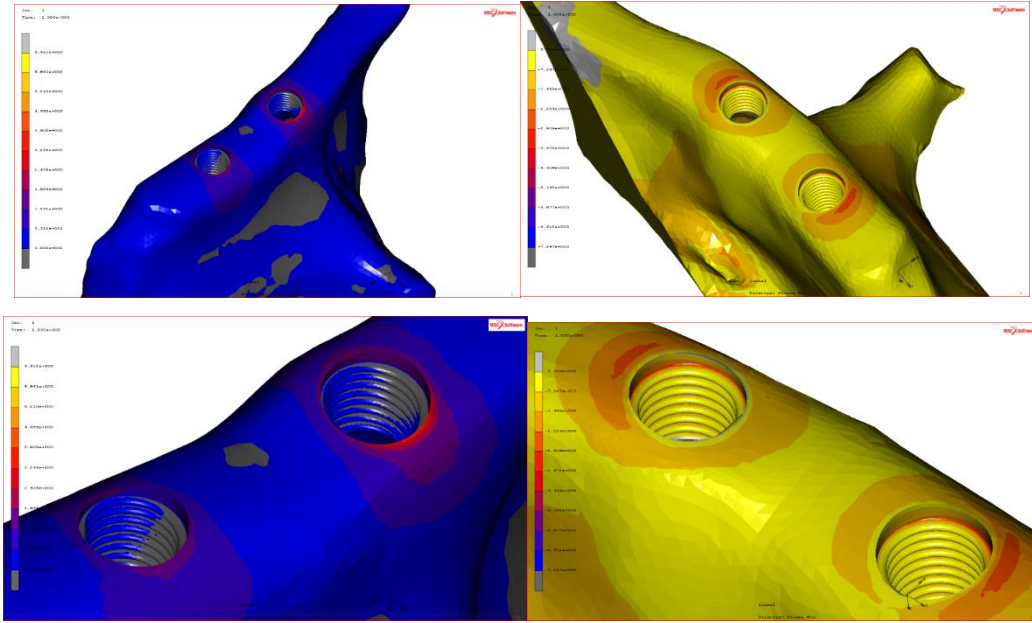
Şekil 4.10. Model 2’de oblik yüklemede kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



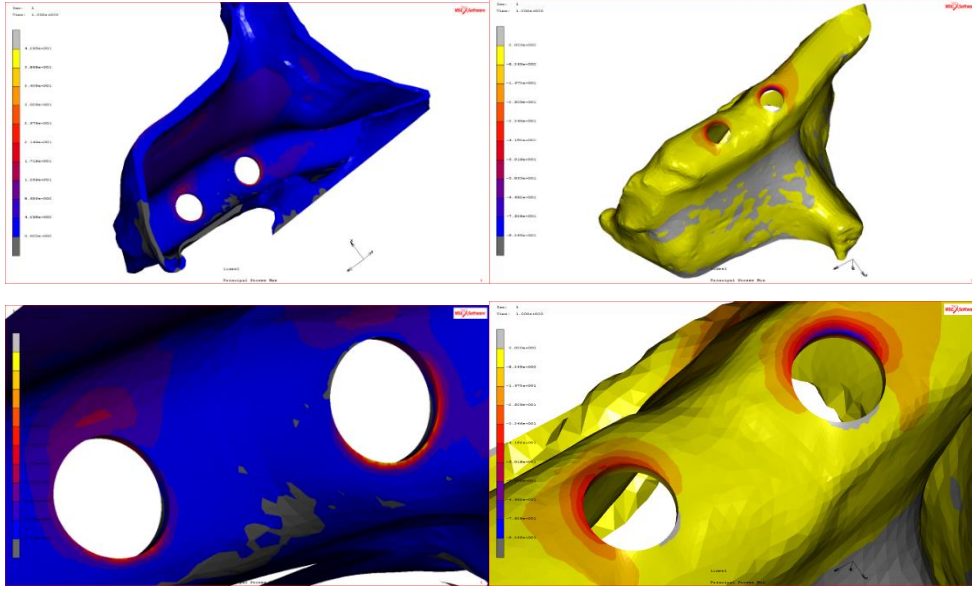
Şekil 4.11. Model 2’de vertikal ve oblik yüklemede greft materyalinde oluşan stresler



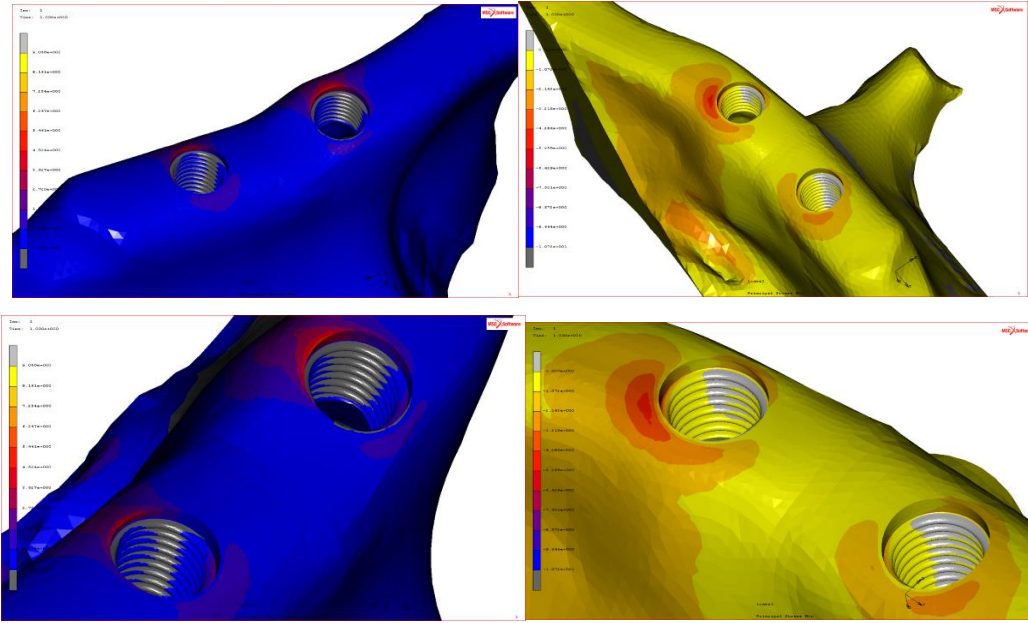
Şekil 4.12. Model 2'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



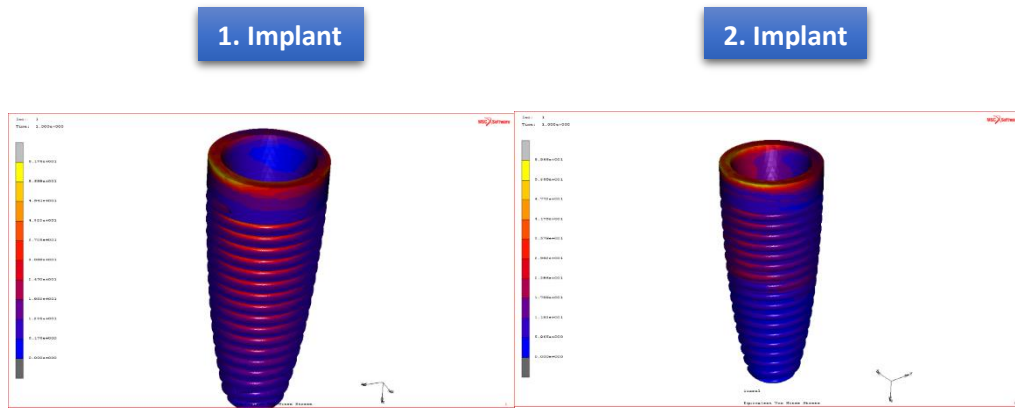
Şekil 4.13. Model 2'de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



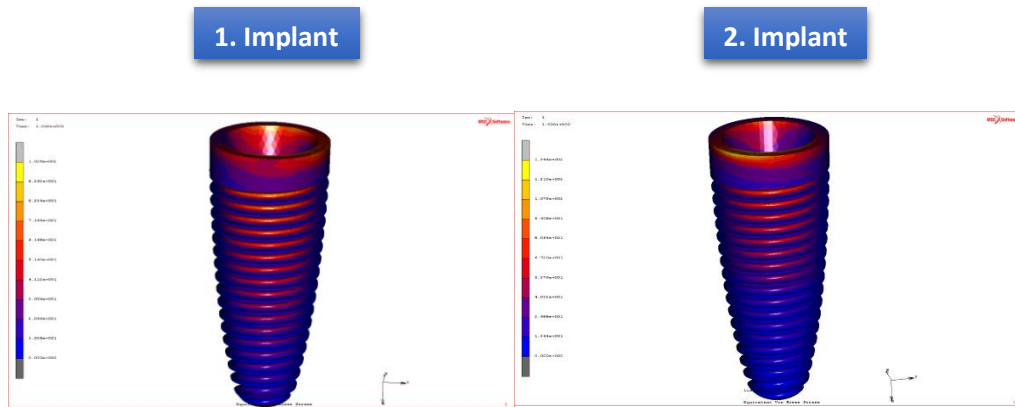
Şekil 4.14. Model 2’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



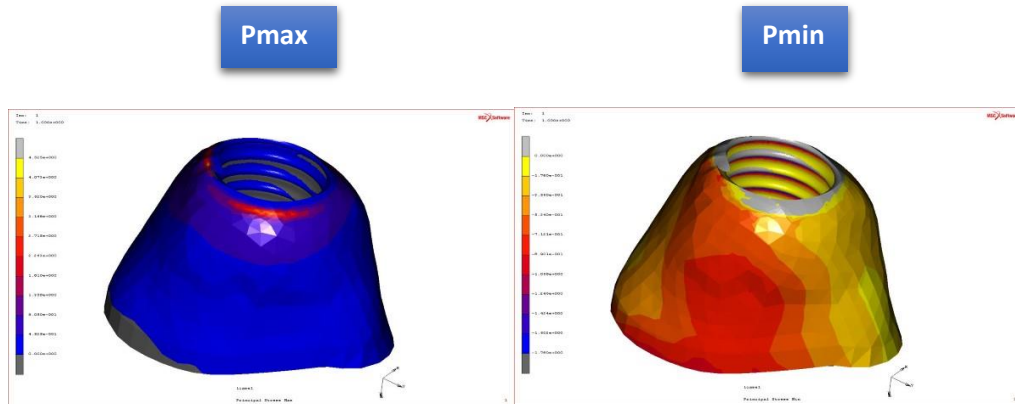
Şekil 4.15. Model 2’de oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



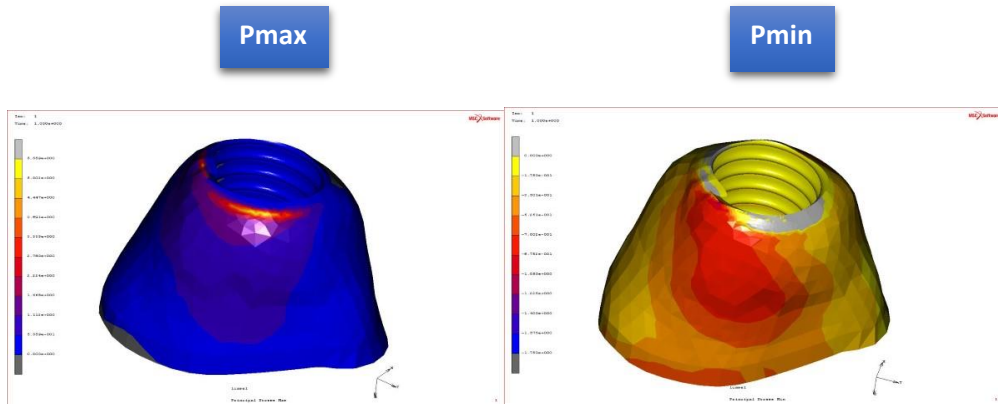
Şekil 4.16. Model 2’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



Şekil 4.17. Model 2’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



Şekil 4.18. Model 2’de vertikal yüklemde greft materyalinde oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.19. Model 2’de oblik yüklemde greft materyalinde oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları

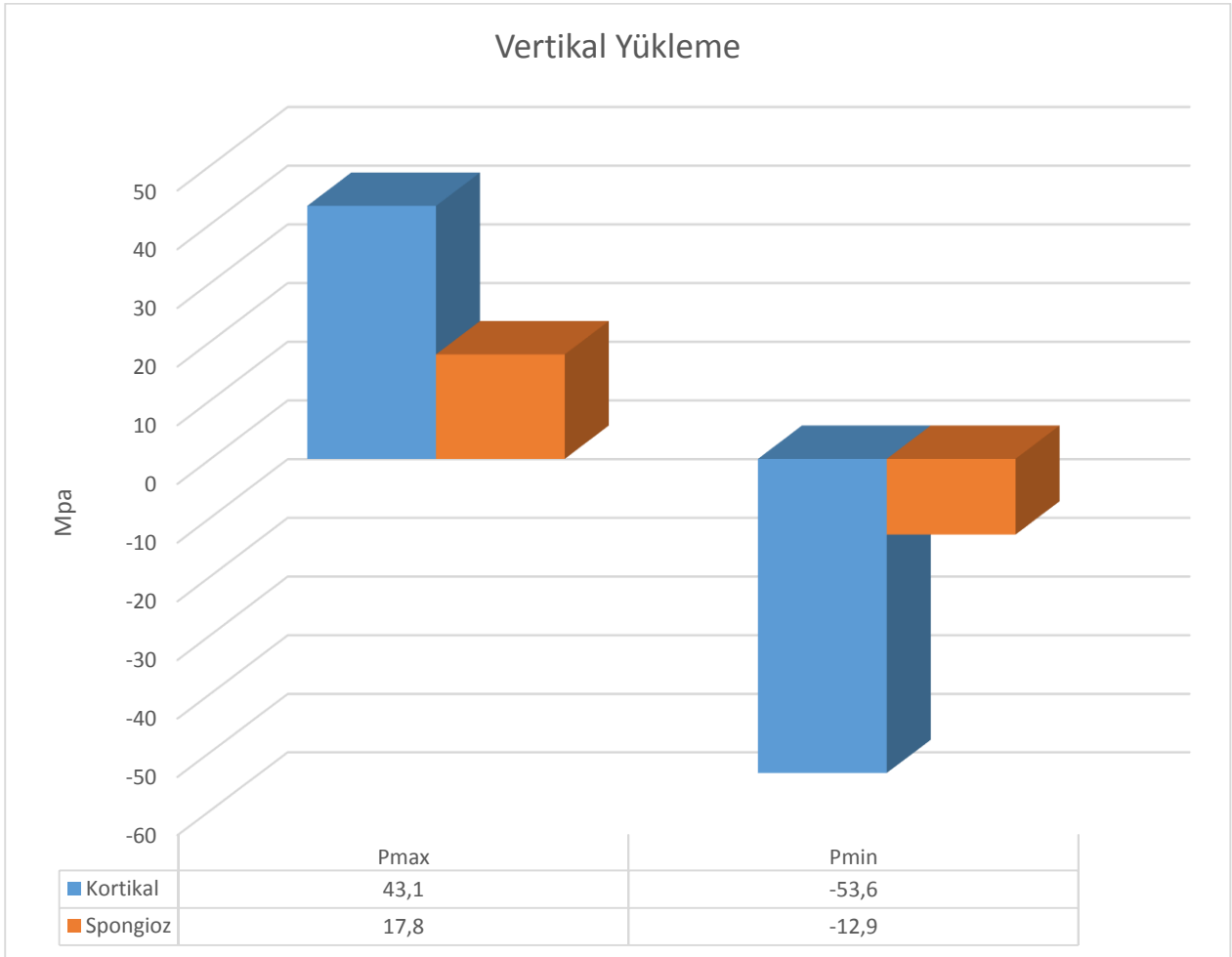
#### 4.1.3. Model 3 ( Krestal STY işlemi uygulanmış grup )

Krestal STY grubunda, diğer gruplarla aynı şekilde, tüm dişlere tek bir noktadan kuvvet uygulanması yerine kuvvet alanlarına birden çok noktadan kuvvetler uygulanmıştır.

Krestal 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.

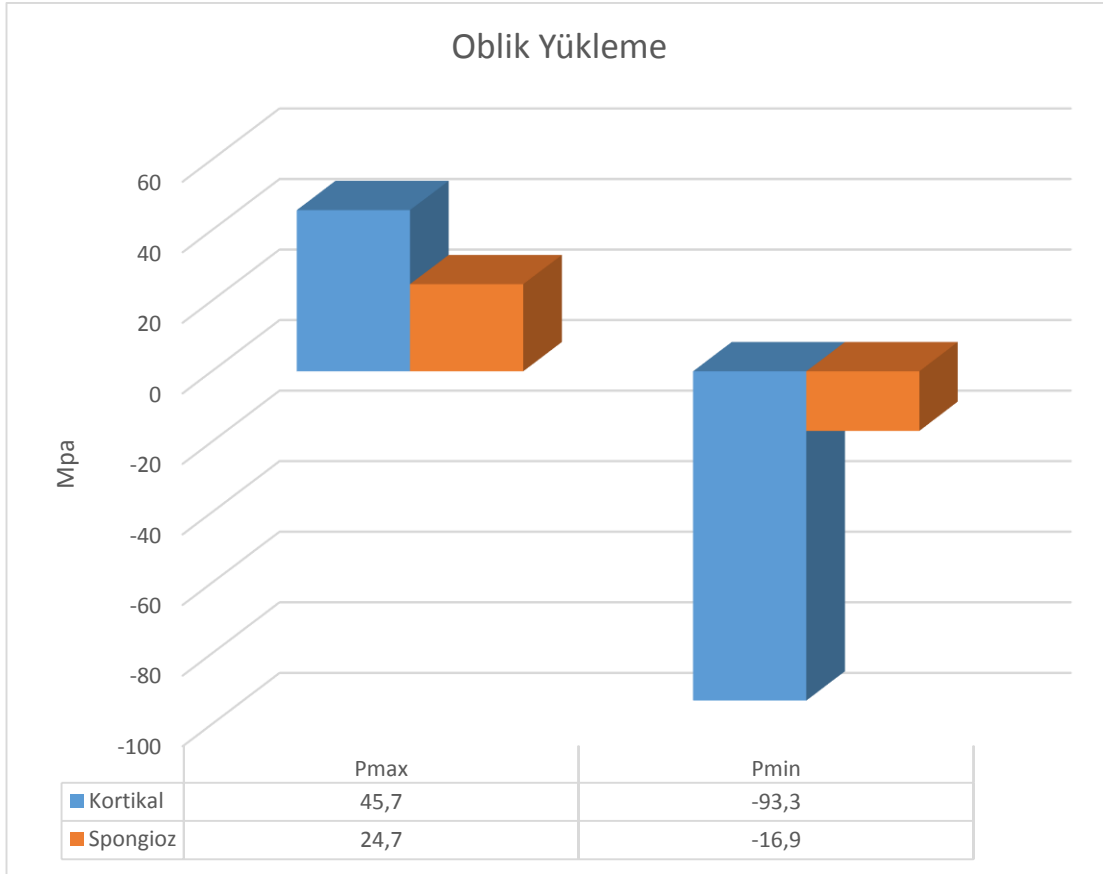
Vertikal yüklemde: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 43,1 Mpa, spongiöz kemikte 17,8 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -53,6 Mpa, spongiöz kemikte ise -12,9 Mpa olarak ölçülmüştür

Oblik yüklemde: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 45,7 Mpa, spongiöz kemikte ise 24,7 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -93,8 Mpa, spongiöz kemikte ise -16,9 Mpa olarak ölçülmüştür

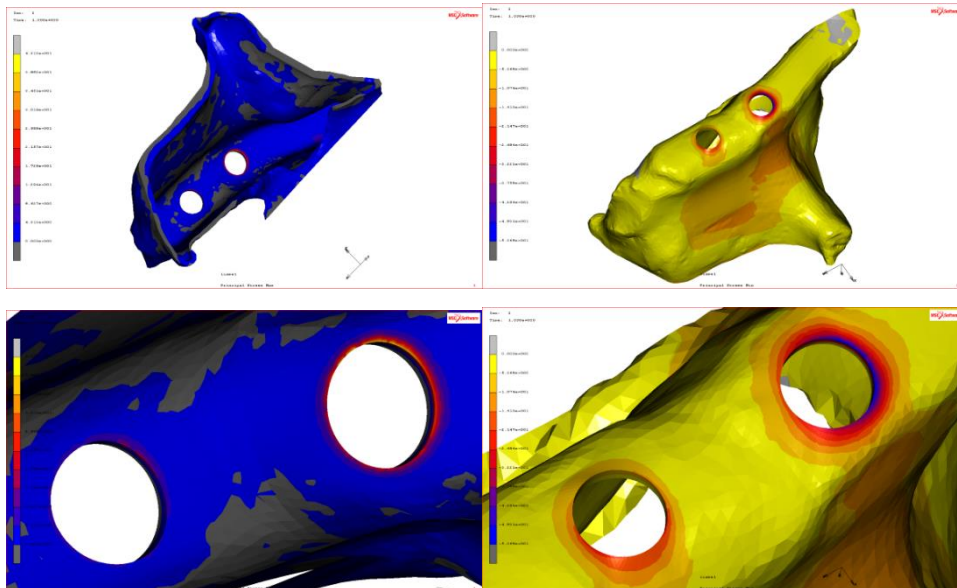


Şekil 4.20. Model 3'de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler

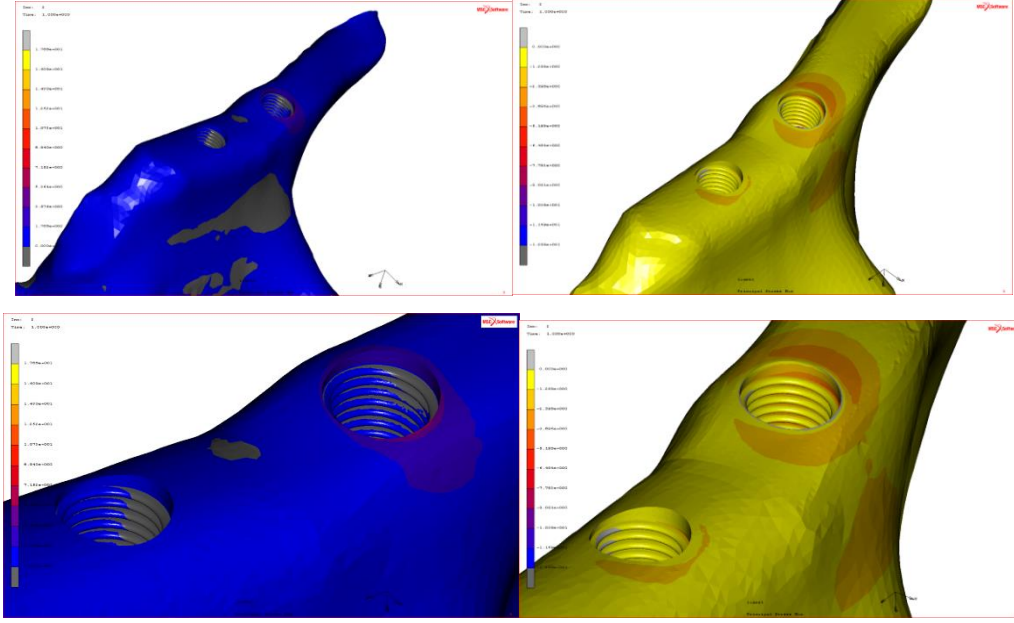




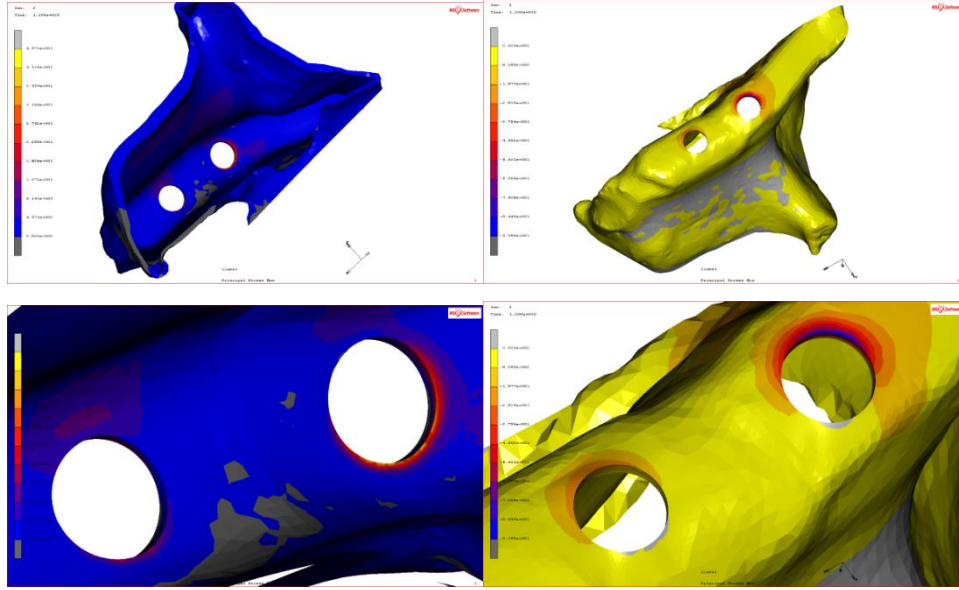
Şekil 4.21. Model 3'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



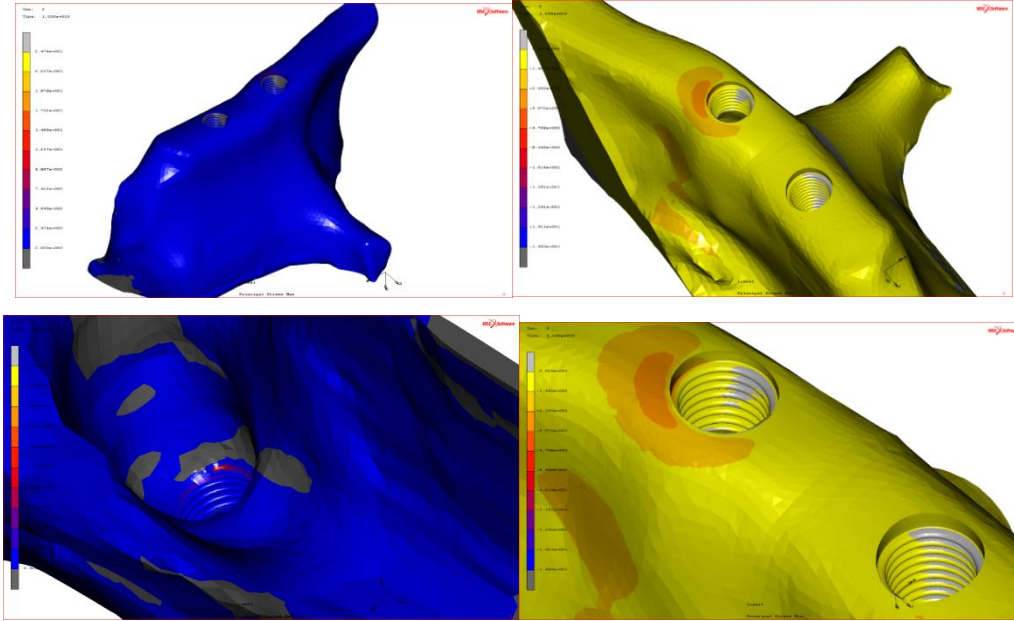
Şekil 4.22. Model 3'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.23. Model 3’de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



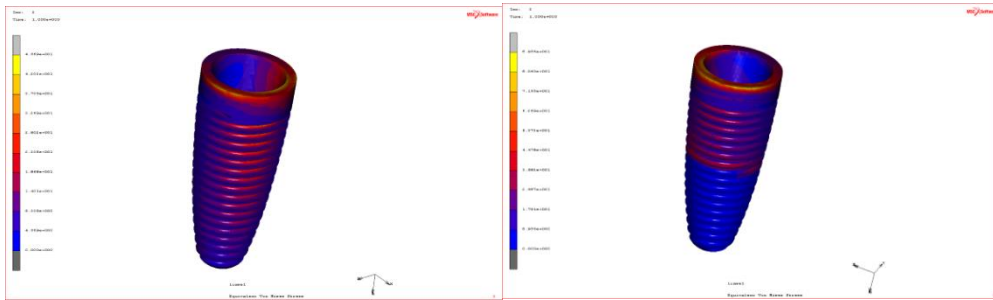
Şekil 4.24. Model 3’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.25. Model 3'de oblik yüklemde spongöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları

1. Implant

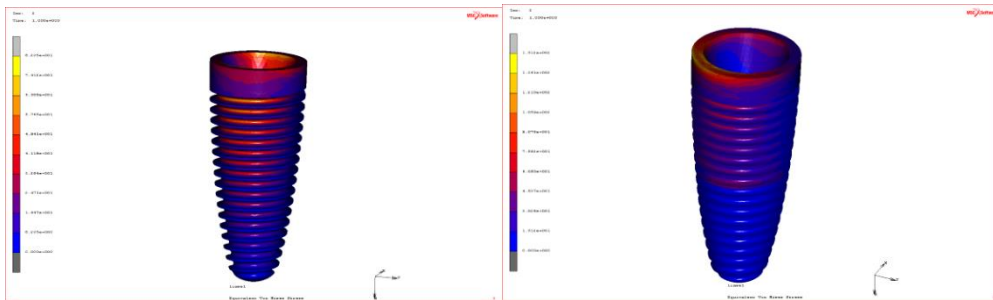
2. Implant



Şekil 4.26. Model 3'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Mises değerleri

1. Implant

2. Implant



Şekil 4.27. Model 3'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Mises değerleri

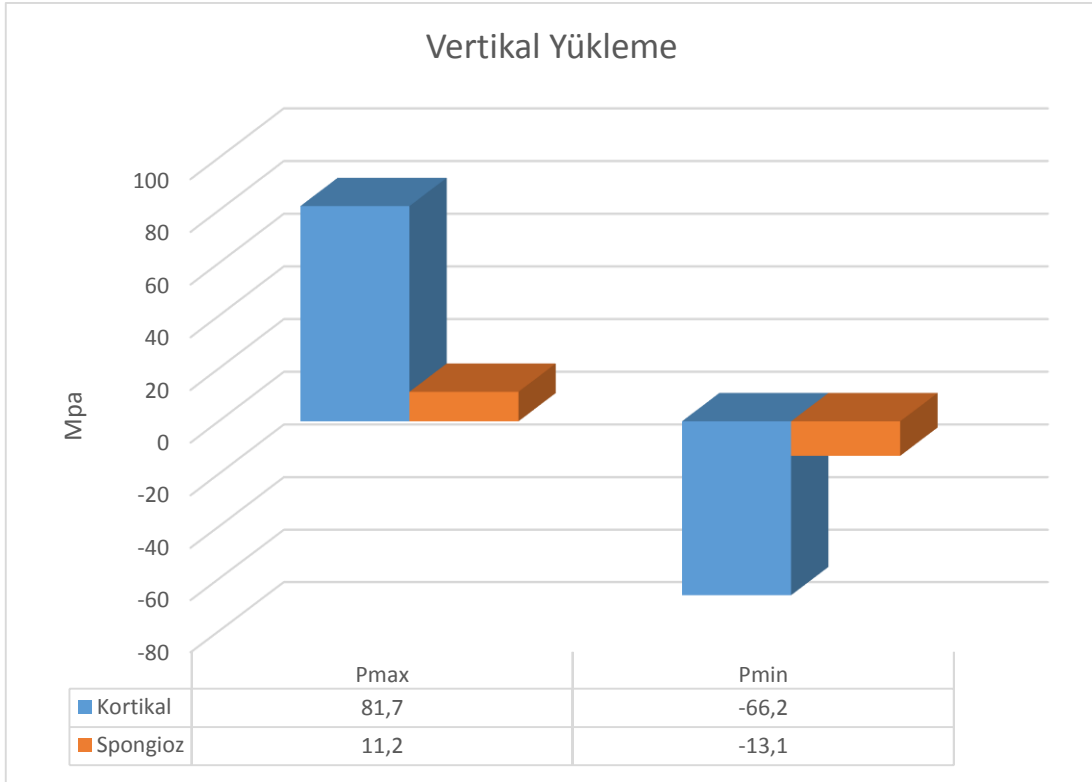
#### 4.1.4. Model 4 ( Kısa implant uygulanmış grup )

Sinüs bölgesinde kısa implant uygulanan grupta, yine diğer gruplarla aynı olacak şekilde, vertikal olarak her modelde, 1. Premolar dişe 2 alandan toplam 250 N kuvvet, 2. Premolar dişe 2 alandan toplam 290 N ve 1. Molar dişe 3 alandan toplam 300 N vertikal kuvvetler uygulanmıştır. Oblik yüklemelerde ise 1. ve 2. Premolar dişlere 1 alandan ve 1. Molar dişe 2 alandan olmak üzere her dişe toplam 200 Newton'ar kuvvet uygulanmıştır.

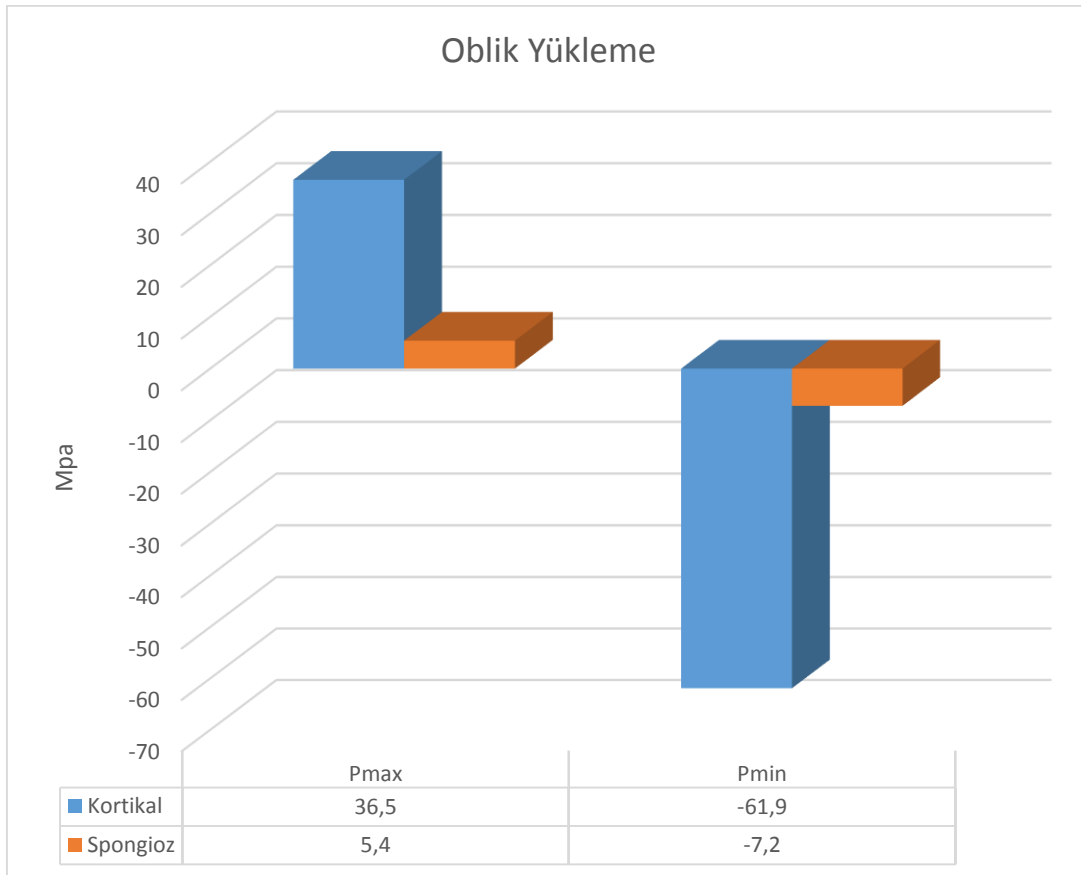
Bu grupta kuvvet uygulamaları sonucu implantların çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin Pmax ve Pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemde: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 81,7 Mpa, spongioz kemikte 11,2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -66,2 Mpa spongioz kemikte, -13,1 Mpa olarak ölçülmüştür

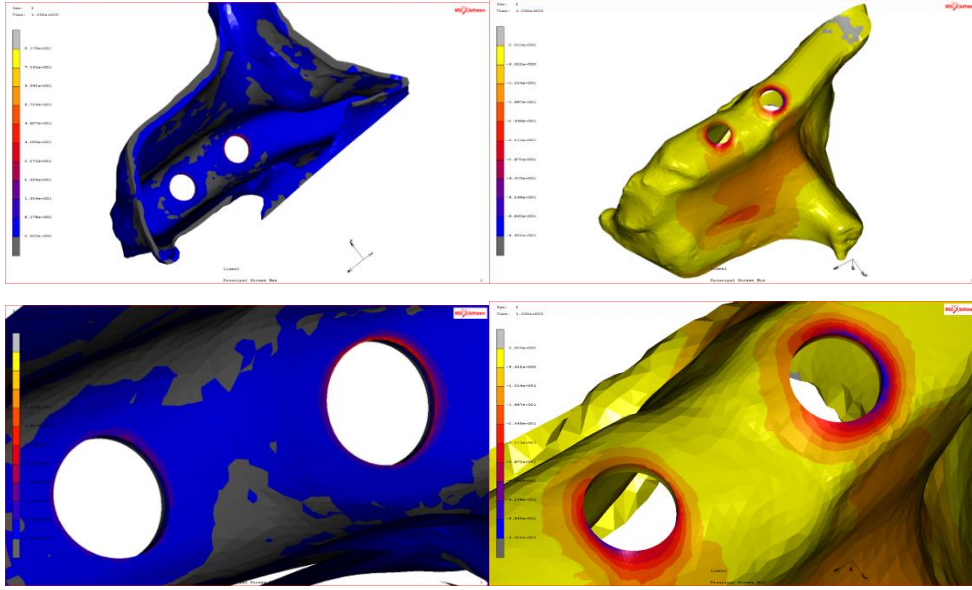
Oblik yüklemde: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 36,5 Mpa, spongioz kemikte 5,4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan Pmin değeri -61,9 Mpa, spongioz kemikte -7,2 Mpa olarak ölçülmüştür.



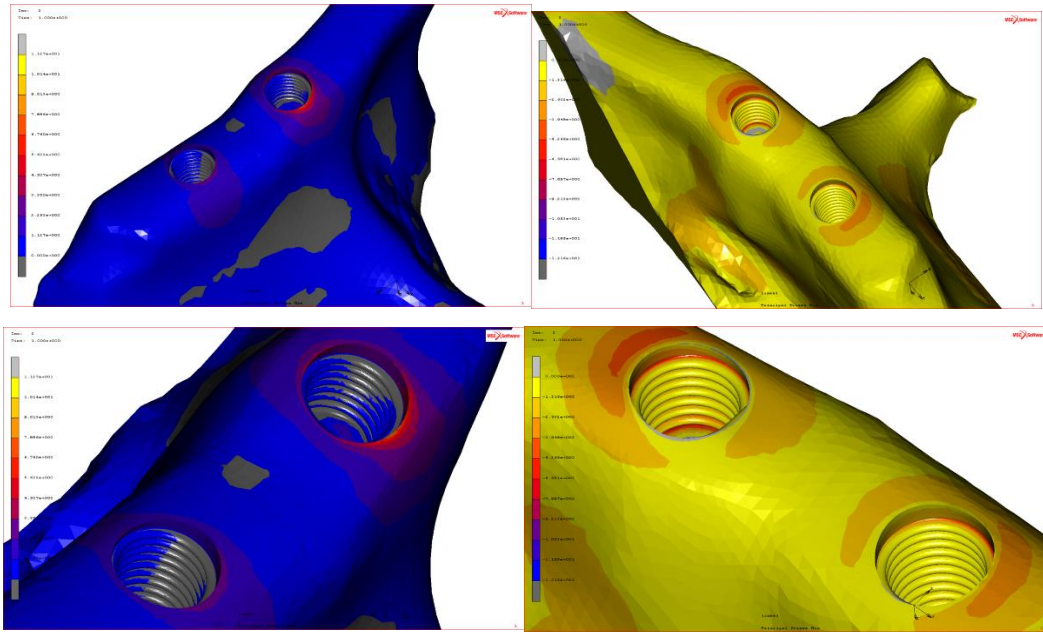
Şekil 4.28. Model 4'de vertikal yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



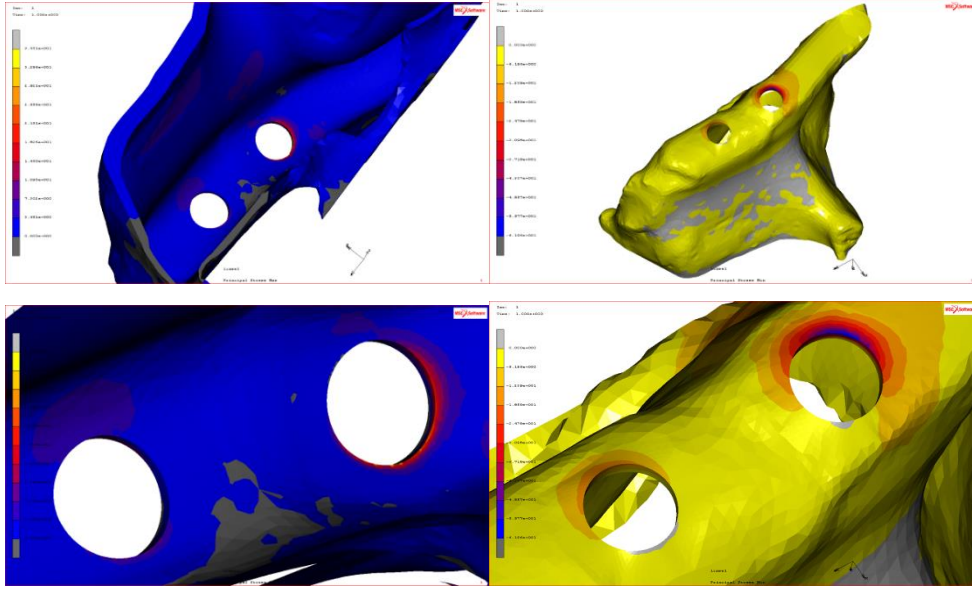
Şekil 4.29. Model 4'de oblik yüklemde kortikal ve spongioz kemikte oluşan stresler



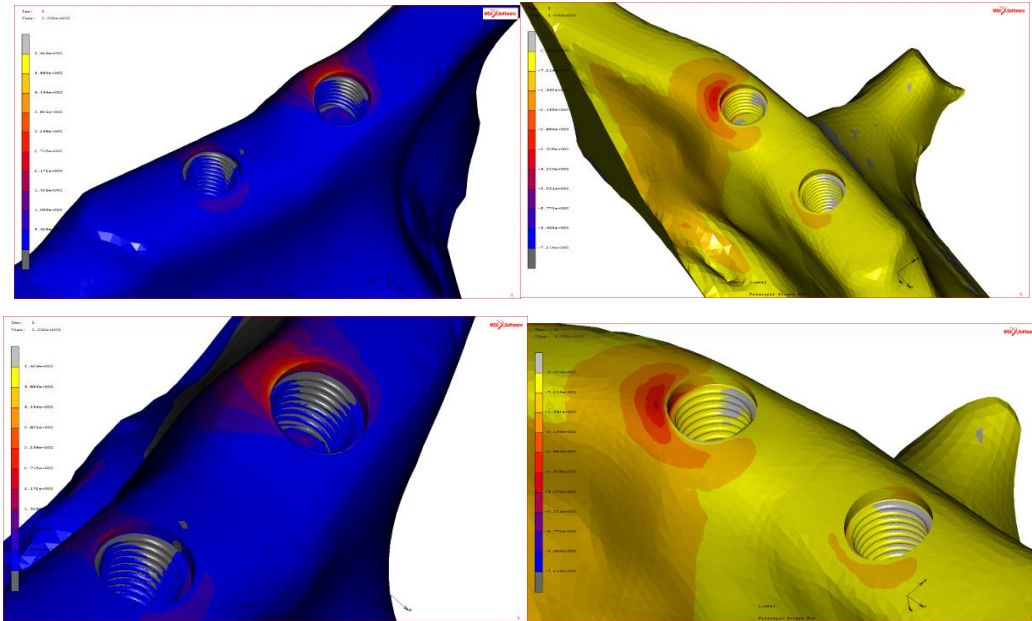
Şekil 4.30. Model 4'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



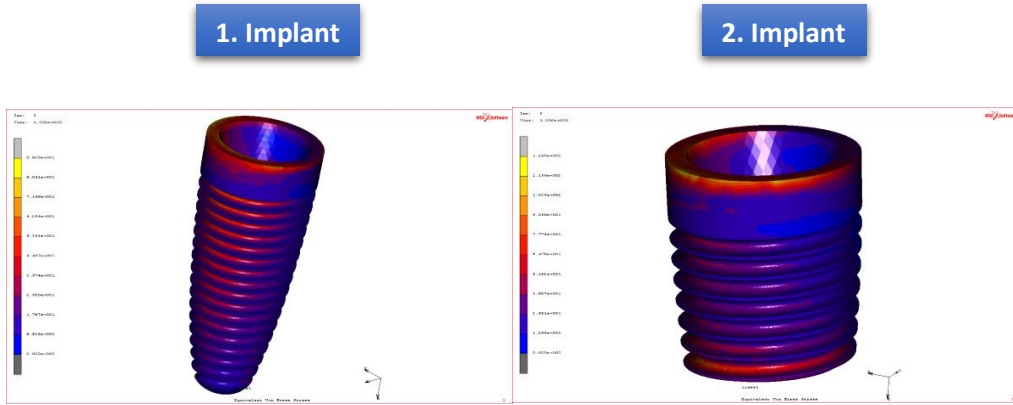
Şekil 4.31. Model 4'de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



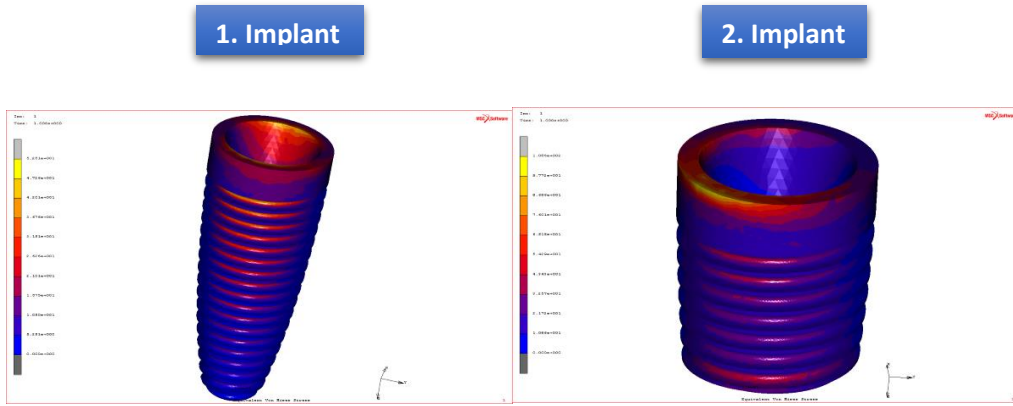
Şekil 4.32. Model 4'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.33. Model 4'de oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.34. Model 4'de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri



Şekil 4.35. Model 4'de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

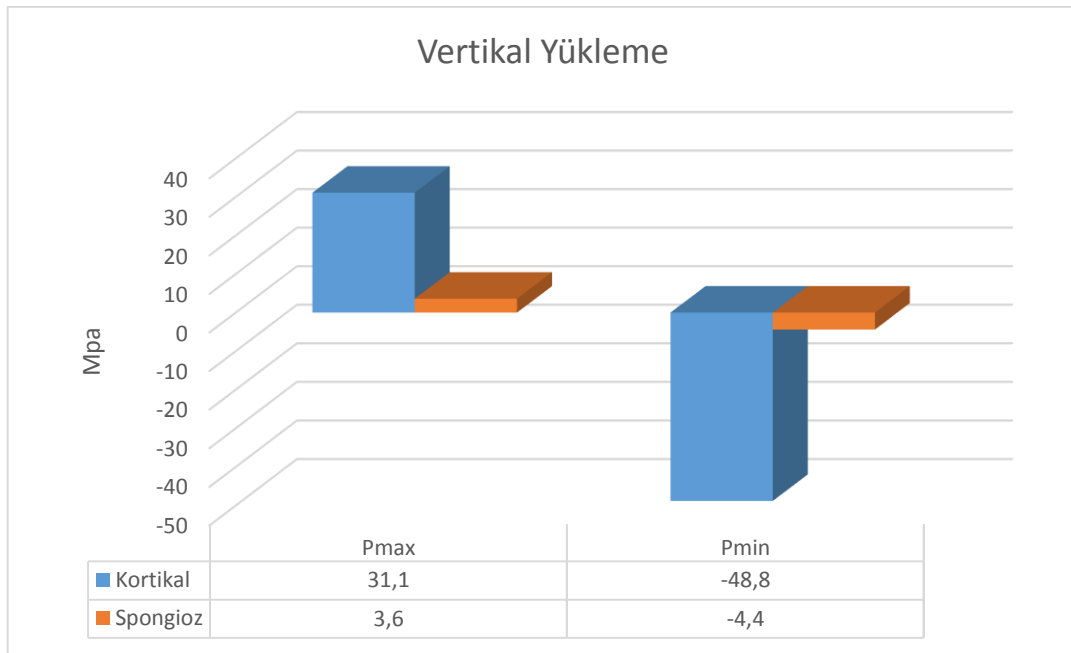
#### 4.1.5. Model 5 ( Açılı / eğik implant uygulanmış grup )

Sinüs liftten kaçınılmak üzere Açılı/Eğik implanttan faydalanılan grupta ise diğer gruplarda uygulanan yükleme koşulları aynen uygulanmış ve sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin Pmax ve Pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

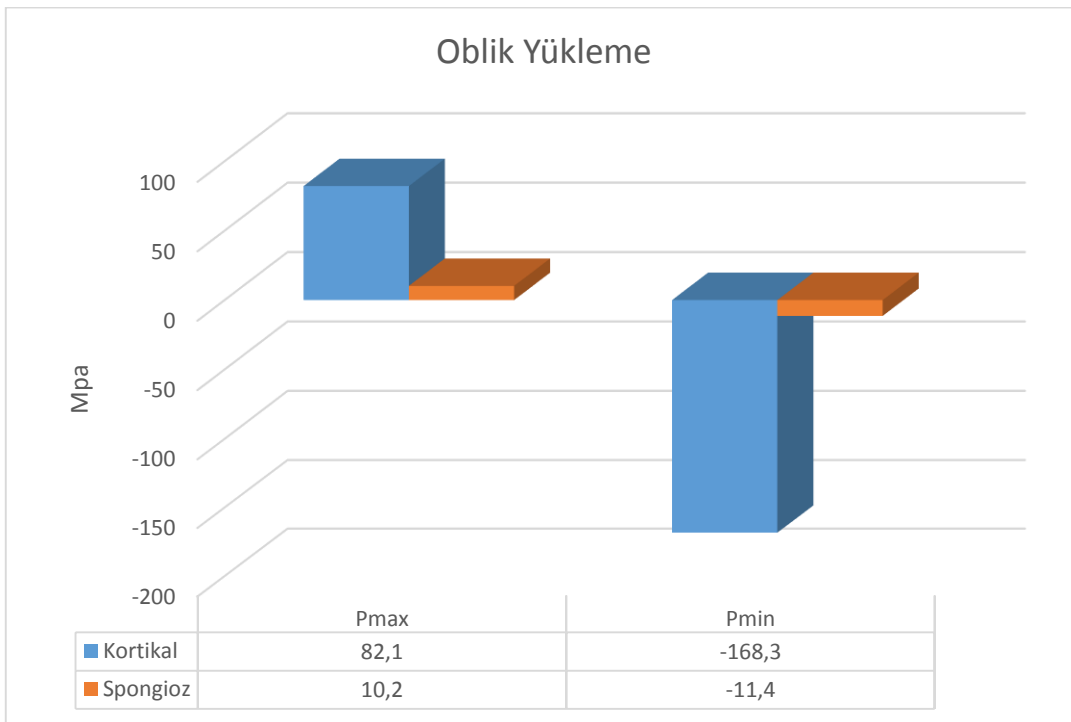
Vertikal yüklemde: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 31,1 Mpa, spongiöz kemikte ise 3,6 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -48,8 Mpa spongiöz kemikte ise -4,4 Mpa olarak ölçülmüştür



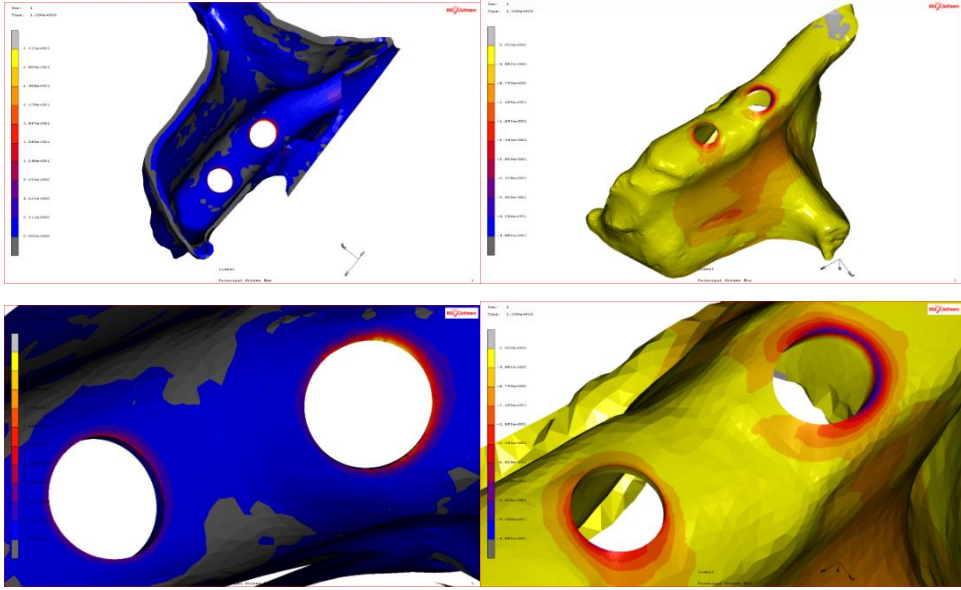
Oblik yüklemde: Oblik yüklem sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 82,1 Mpa, spongiöz kemikte ise 10,2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -168,3 Mpa, spongiöz kemikte ise -11,4 Mpa olarak ölçülmüştür



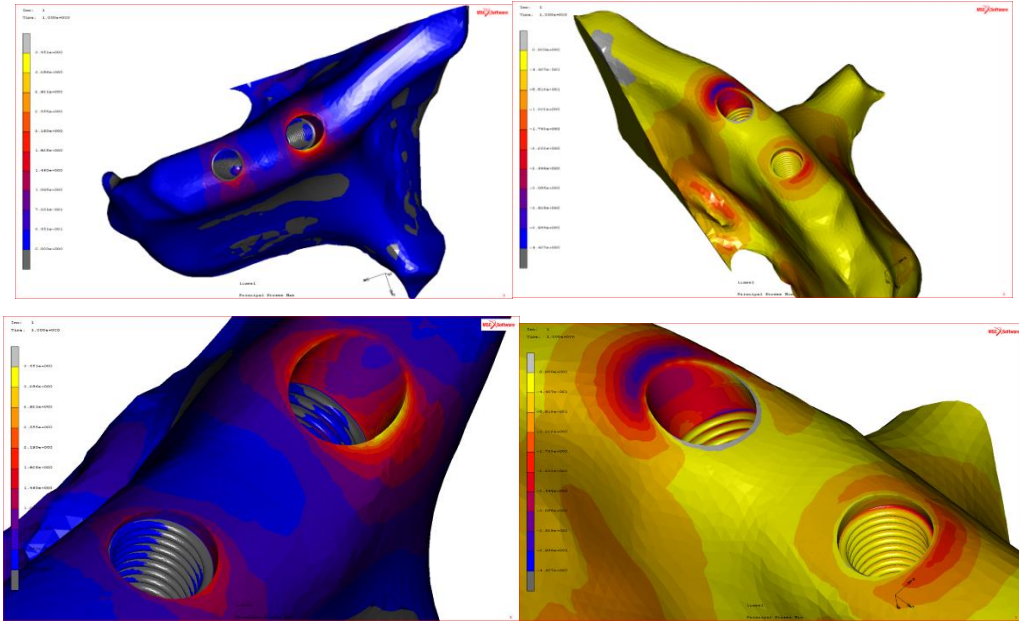
Şekil 4.36. Model 5’de vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



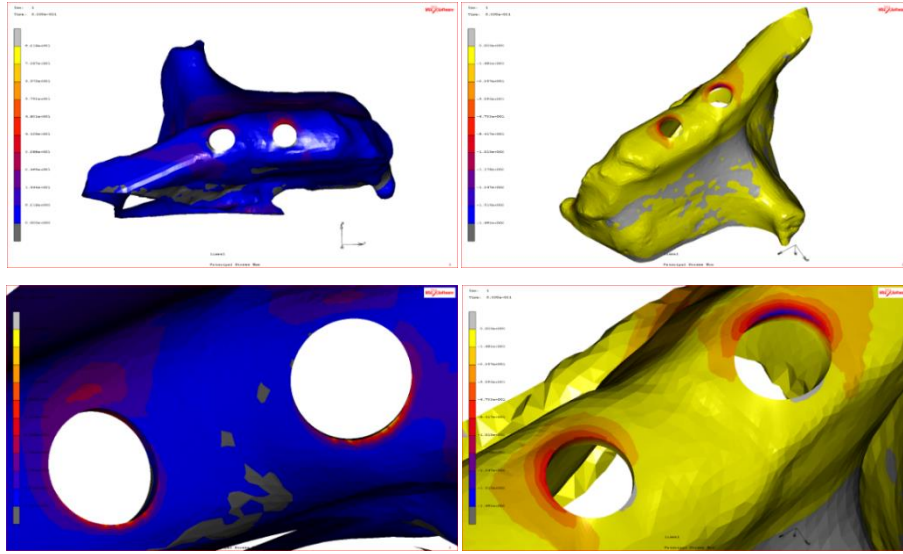
Şekil 4.36. Model 5’de oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



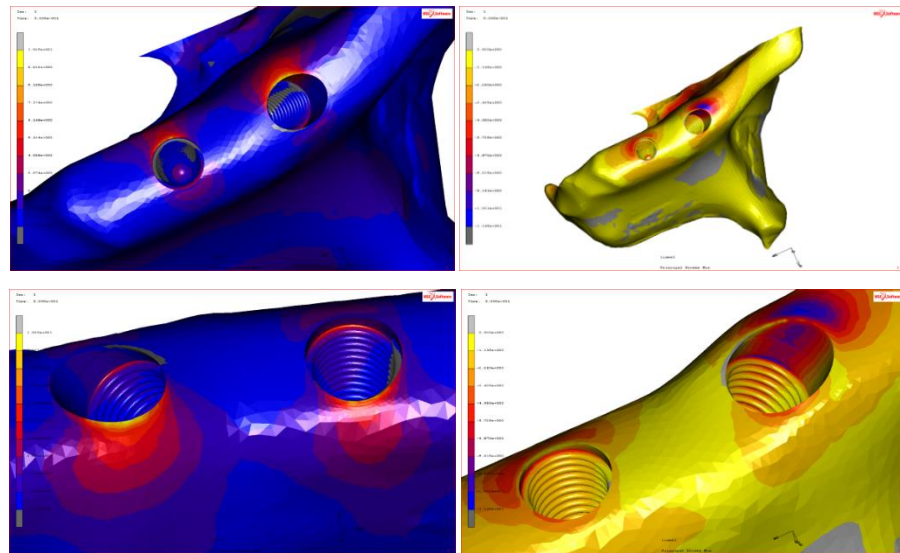
Şekil 4.37. Model 5'de vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



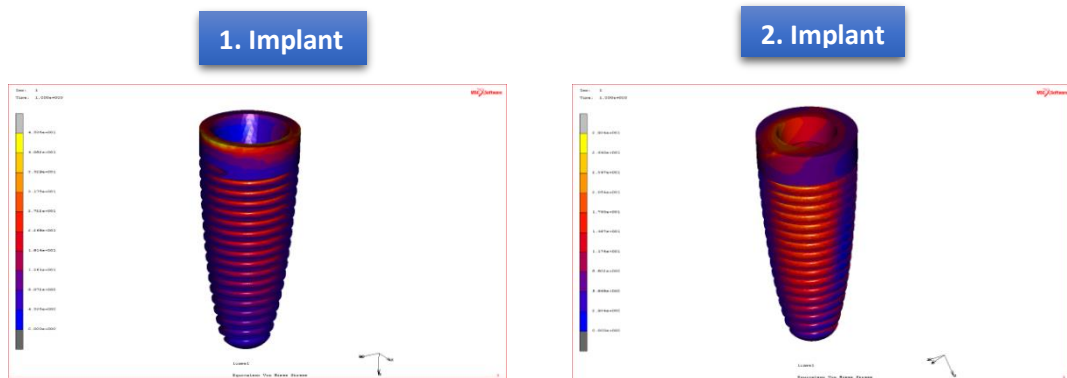
Şekil 4.38. Model 5'de vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



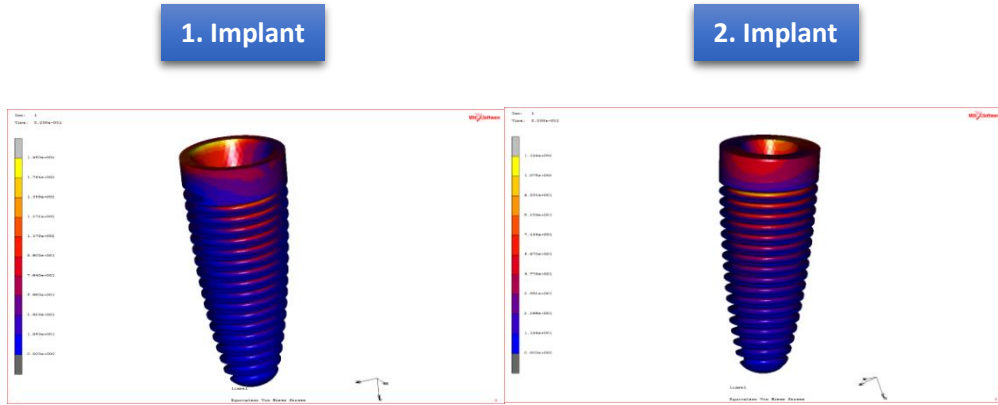
Şekil 4.39. Model 5’de oblik yüklemde vertikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.40. Model 5’de oblik yüklemde spongios kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.41. Model 5’de vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Mises değerleri



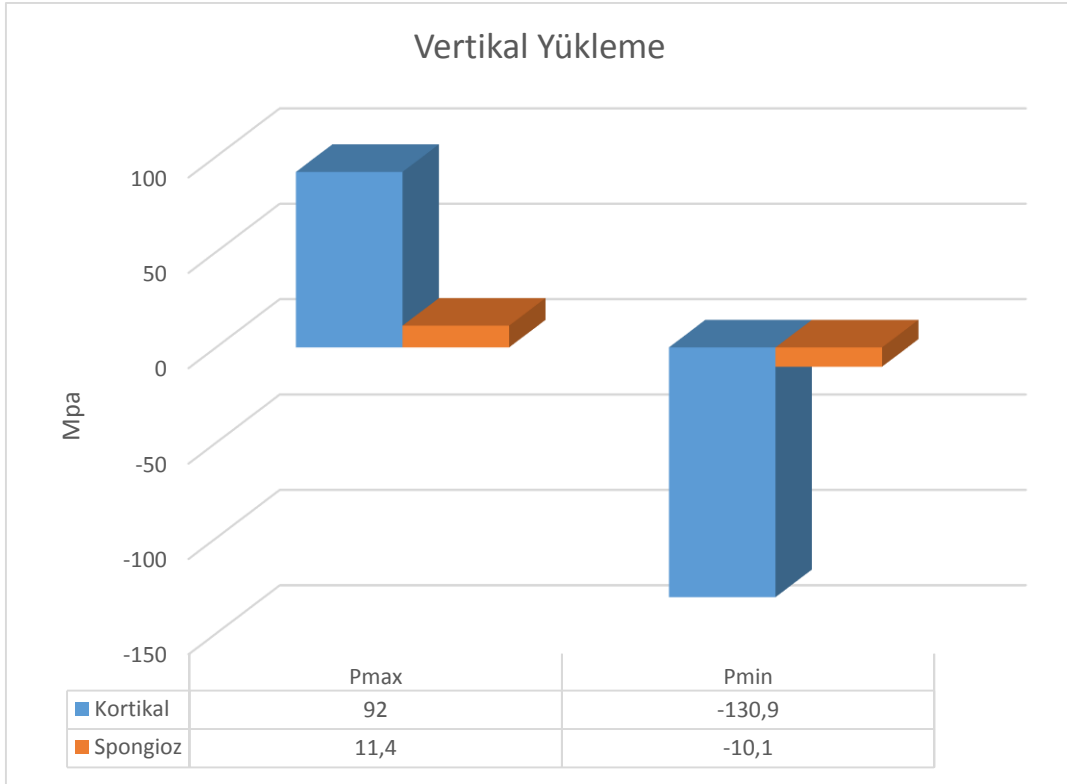
Şekil 4.42. Model 5’de oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

#### 4.1.6. Model 6 ( Kantilever / kanatlı protez uygulanmış grup )

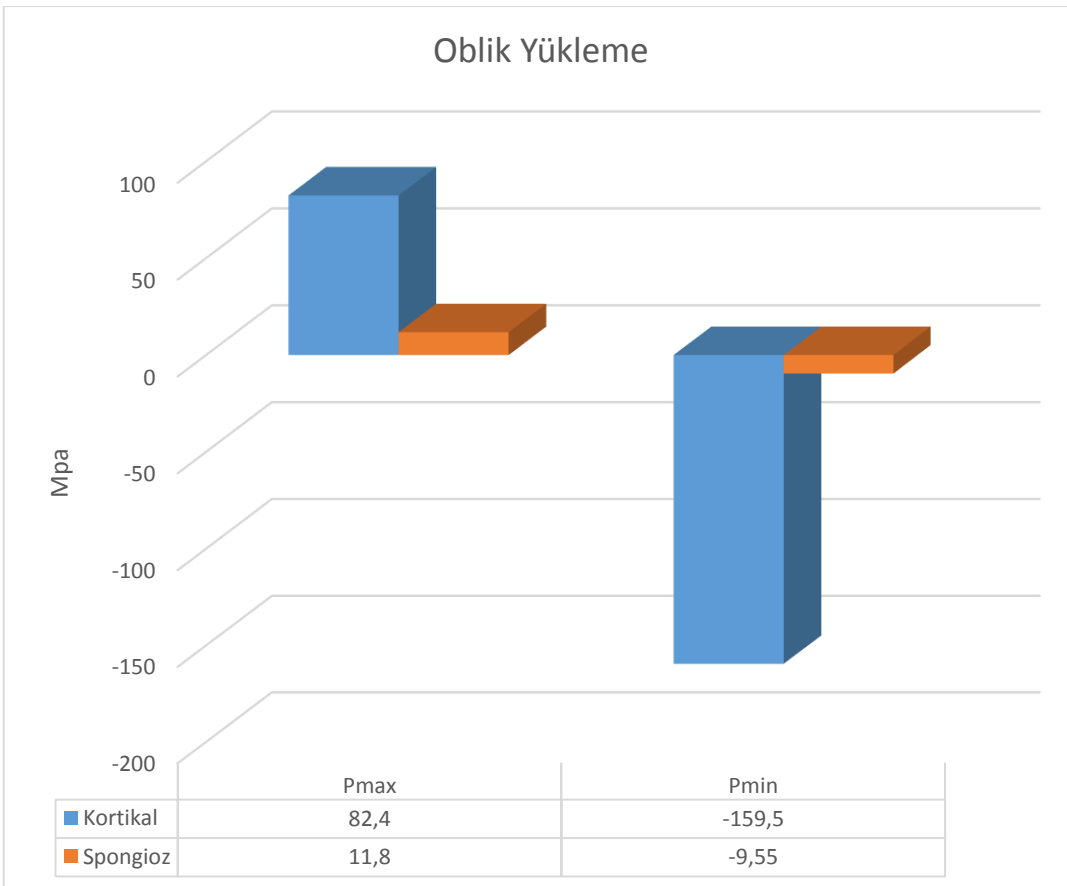
Sinüs bölgesinde uygulanması gereken greftleme işleminden kaçınılmak üzere 1. Molar diş bölgesinde yer alan implantın 2. Premolar diş bölgesine kaydırılıp, 1. Molar diş için protezde kantilever’den yararlanılan ve diğer gruplarda uygulanan yüklem koşulları aynen uygulanan 6. Grupta yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemde: Vertikal yüklem sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 92 Mpa, spongiöz kemikte ise 11,4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -130,9 Mpa, spongiöz kemikte ise -10,1 Mpa olarak ölçülmüştür.

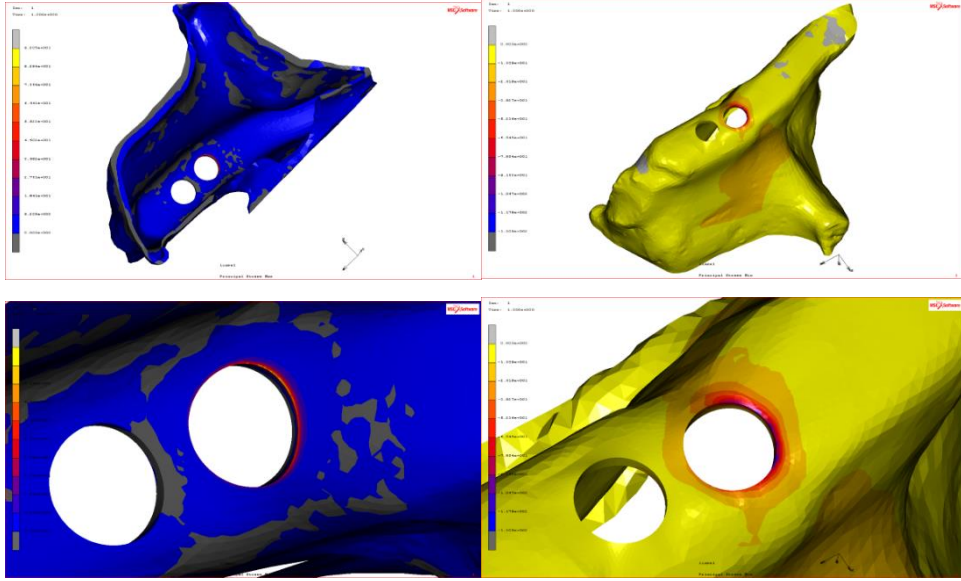
Oblik yüklemde: Oblik yüklem sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 82,4 Mpa, spongiöz kemikte ise 11,8 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -159,5 Mpa, spongiöz kemikte ise -9,55 Mpa olarak ölçülmüştür



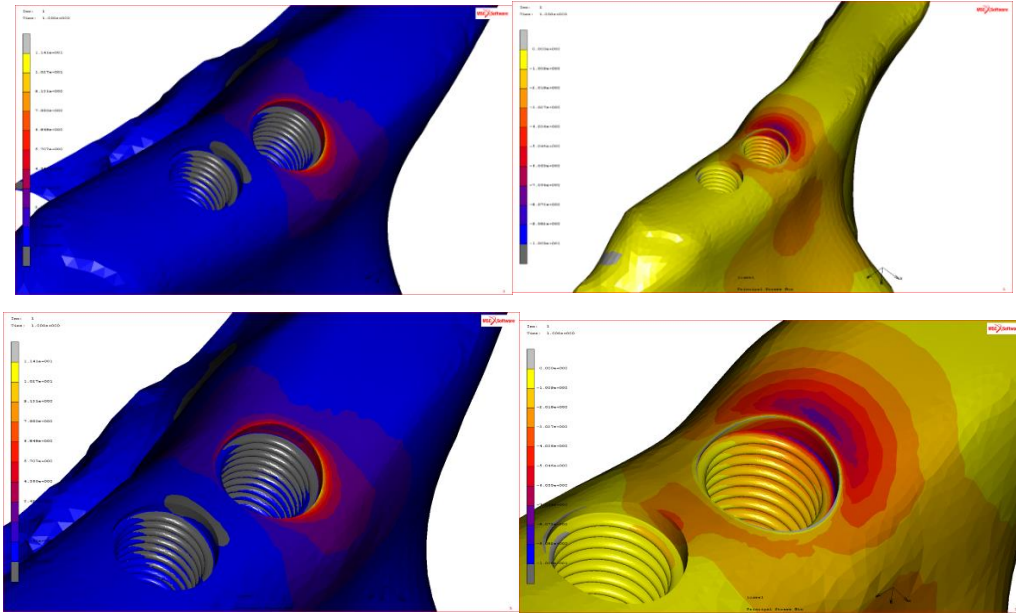
Şekil 4.43. Model 6'da vertikal yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



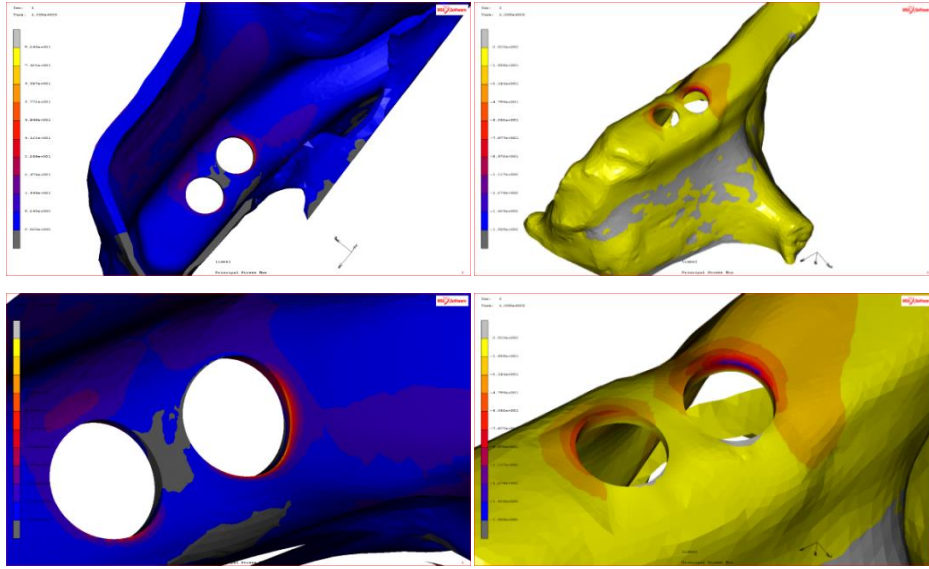
Şekil 4.44. Model 6'da oblik yüklemde kortikal ve spongiöz kemikte oluşan stresler



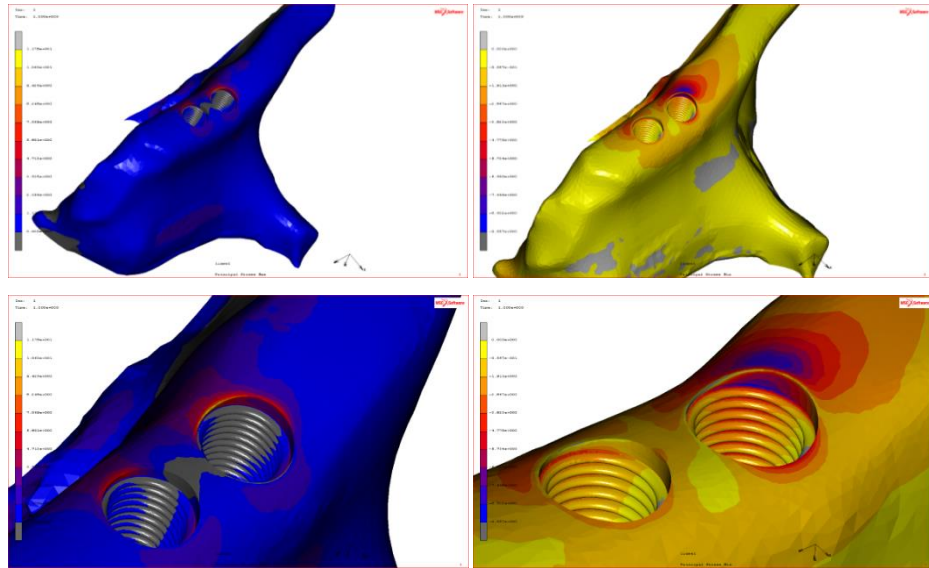
Şekil 4.45. Model 6'da vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



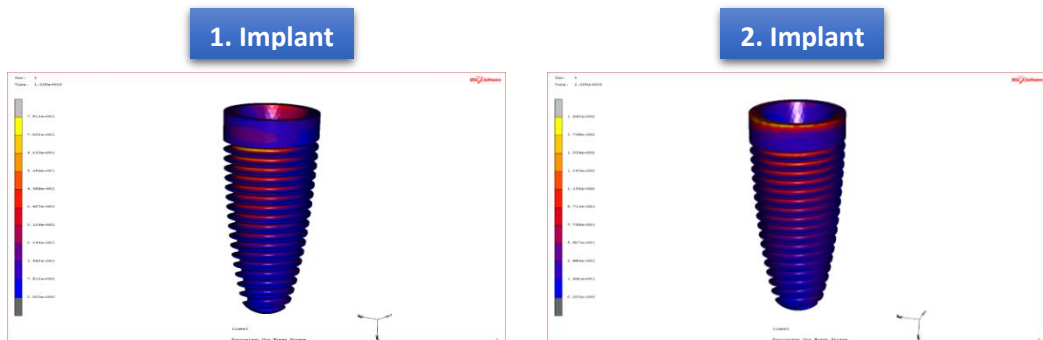
Şekil 4.46. Model 6'da vertikal yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



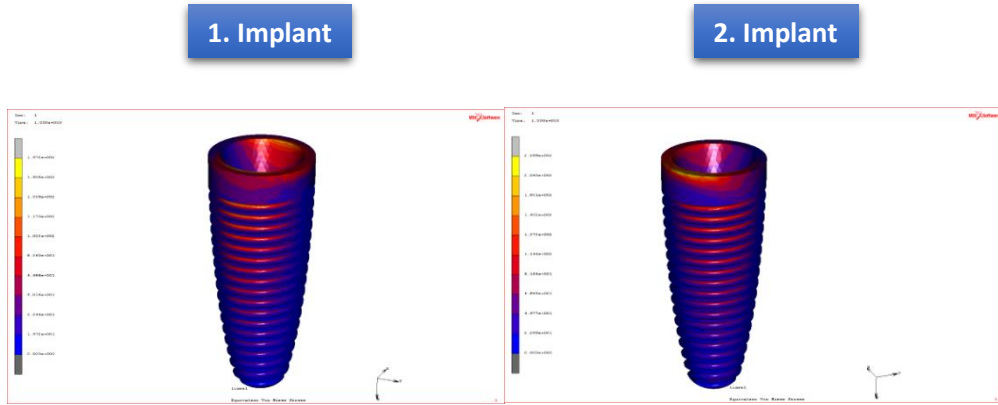
Şekil 4.47. Model 6'da oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.48. Model 6'da oblik yüklemde spongiöz kemikte oluşan Pmax (Mavi) ve Pmin (Sarı) Dağılımları



Şekil 4.49. Model 6'da vertikal yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

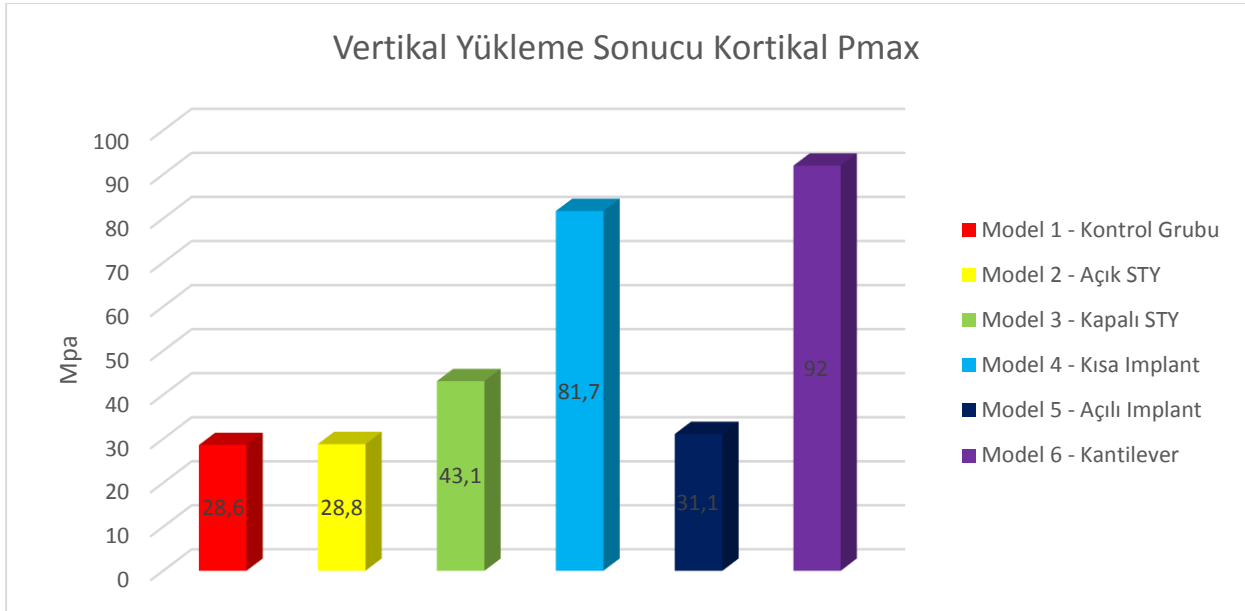


Şekil 4.50. Model 6'da oblik yüklemde implantların üzerinde oluşan Von Misses değerleri

## 4.2. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

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

Vertikal yüklem koşulunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir. (Şekil 4.45)



Şekil 4.51. Tüm modellerde vertikal yüklem sonucu kortikal kemikte oluşan pmax değerleri

Vertikal yüklem koşulunda, tüm modellerde implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir. (Çizelge 4.1)



Çizelge 4.1 Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax = 28,6 Mpa.	Model 2: Pmax = 28,8 Mpa.
Model 3: Pmax = 43,1 Mpa.	Model 4: Pmax = 81,7 Mpa.
Model 5: Pmax = 31,1 Mpa.	Model 6: Pmax = 92 Mpa.

Modellere ait elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde Model 4 ve Model 6'da diğer gruplara göre oldukça yüksek değerler bulunmuştur. Kontrol grubu (Model 1), Açık STY (Model 2), Kapalı STY (Model 3) ve Açılı Implant (Model 5) gruplarında daha az stres oluşurken, Kısa implant (Model 4) ve Kantilever (Model 6) uygulanan modellerde daha fazla stres oluşmuştur.

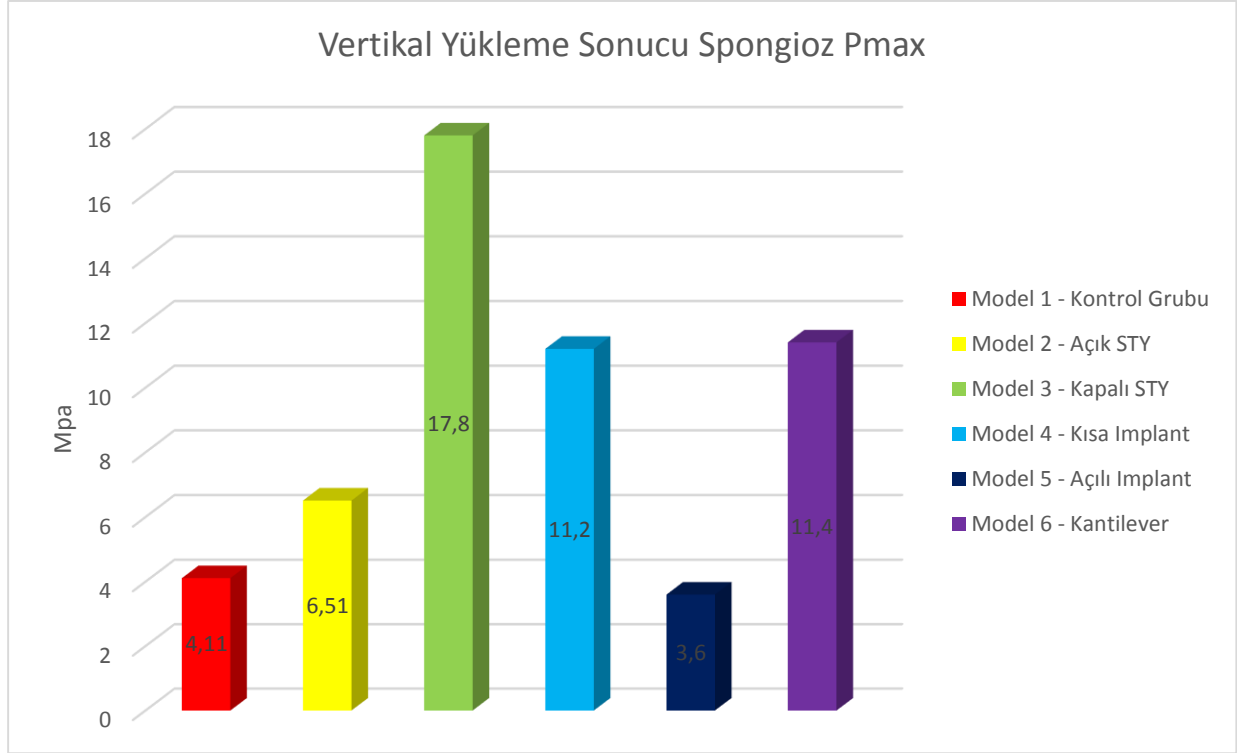
Kontrol Grubu (Model 1) ve Açık STY işlemi uygulanan (Model 2) modeller yaklaşık 28 Mpa ile en düşük gerilme kuvvetlerine maruz kalırken, kantilever protez uzantısına sahip modelde (Model 6) oluşan gerilme değeri en düşük değere sahip modelin yaklaşık 3 katına çıkarak 92 Mpa olmuştur.

Modellere gelen kuvvetler kendi aralarında kuvvetin şiddetine göre gruplanırsa:

- Düşük derece kuvvete maruza kalanlar: Model 1, Model 2 ve Model 5
- Orta derece kuvvete maruz kalanlar: Model 3
- Yüksek derece kuvvette maruz kalanlar: Model 4 ve Model 6

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

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde, implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir. (Şekil 4.46)



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

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde, implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri sayısal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2 Tüm modellerde vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmax değerleri

Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax = 4,11 Mpa.	Model 2: Pmax = 6,51 Mpa.
Model 3: Pmax = 17,8 Mpa.	Model 4: Pmax = 11,2 Mpa.
Model 5: Pmax = 3,6 Mpa.	Model 6: Pmax = 11,4 Mpa.

Modellerde elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tipi streslerde, iki farklı grup oluşarak üçer model birbirine yakın sonuçlar vermiştir. Kontrol grubu (Model 1), Açık STY işlemi uygulanan grup (Model 2) ve Açılı implant uygulanan (Model 5) grup düşük değerler verirken, Kapalı STY işlemi

uygulanmış (Model 3), Kısa implant uygulanan model (Model 4) ve Kantilever protez uygulanan (Model 6) grup daha yüksek değerler vermiştir.

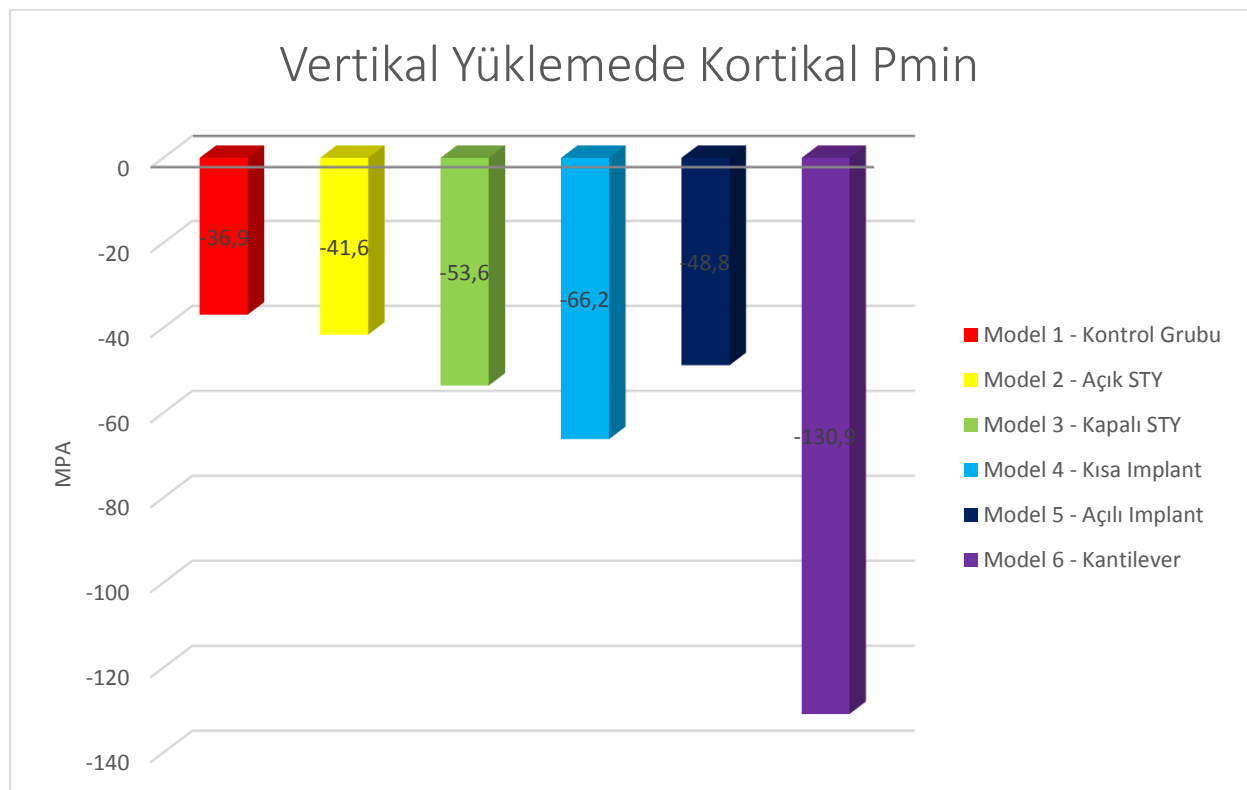
En düşük değerler Açılı implant uygulanan (Model 5) ve Kontrol grubunda (Model 1) elde edilirken, Kapalı STY işlemi uygulanmış (Model 3) model en düşük değerın yaklaşık 5 katı kadar yüksek gerilme kuvvetlerine maruz kalmıştır.

Modellere gelen kuvvetler kendi aralarında kuvvetin şiddetine göre gruplanırsa:

- Düşük derece kuvvete maruza kalanlar: Model 1 ve Model 5
- Orta derece kuvvete maruz kalanlar: Model 2
- Yüksek derece kuvvette maruz kalanlar: Model 3, Model 4 ve Model 6

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

Vertikal yüklemeye koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir (Şekil 4.53).



Şekil 4.53. Tüm modellerde vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.3).

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

Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -36,9 Mpa.	Model 2: Pmin = -41,6 Mpa.
Model 3: Pmin = -53,6 Mpa.	Model 4: Pmin = -66,2 Mpa.
Model 5: Pmin = -48,8 Mpa.	Model 6: Pmin = -130,9 Mpa.

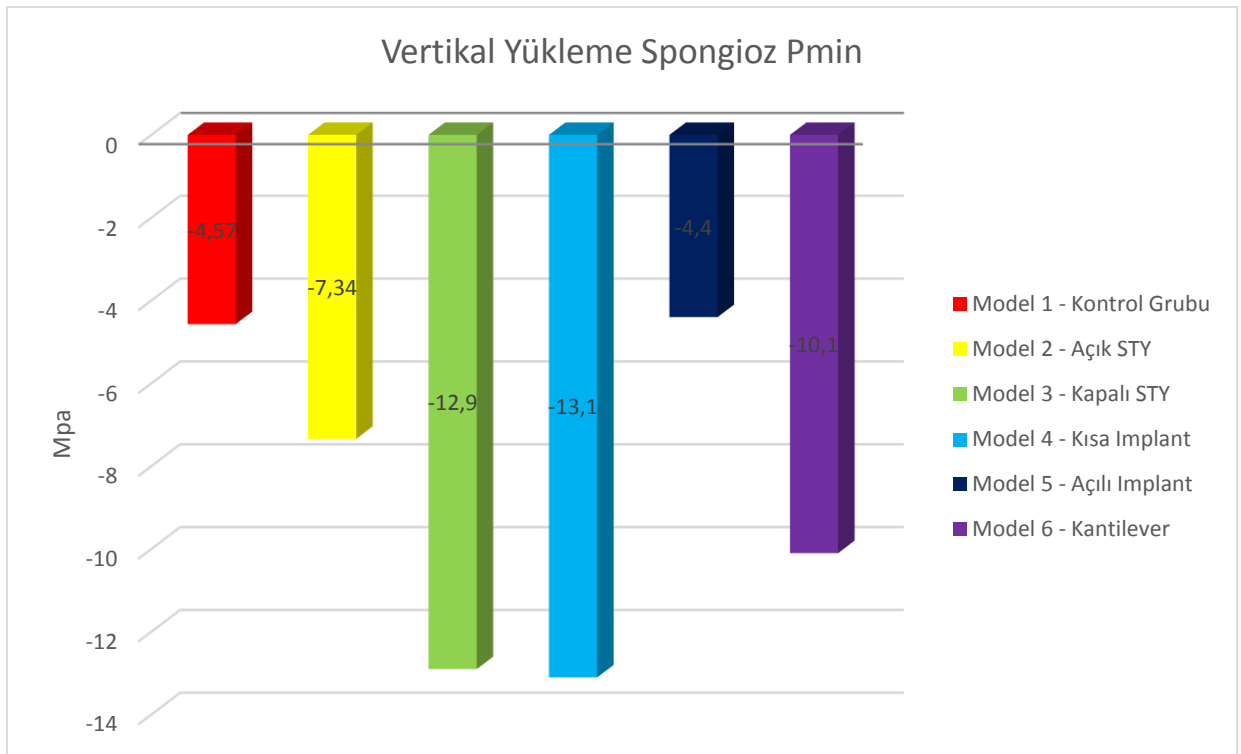
Modellerden elde edilen sonuçlara göre, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, kantilever protezden yararlanan (Model 6) grupta kullanılan implantlar sıkışma tipi streslere belirgin şekilde daha fazla maruz kalmıştır. Kontrol grubu (Model 1), Açık STY grubu (Model 2), Kapalı STY grubu (Model 3) ve Açılı implanttan yararlanan grup (Model 5) birbirlerine yakın sonuçlar verirken, kısa implant grubu (Model 4) nispeten yüksek değerler vermiştir. Kantilever protezlerden yararlanan grup (Model 6) ise en yakın değer iki katından fazla değer verirken, en düşük değer yaklaşık 4 katı kadar sıkışma tipi kuvvetlere maruz kalmıştır.

Modellere gelen kuvvetler kendi aralarında kuvvetin şiddetine göre gruplanırsa:

- Düşük derece kuvvete maruza kalanlar: Model 1 ve Model 2
- Orta derece kuvvete maruz kalanlar: Model 3, Model 4 ve Model 5
- Yüksek derece kuvvette maruz kalanlar: Model 6

#### 4.2.4. Vertikal yüklemeye sonucu spongios kemikte oluşan pmin stres değerleri

Vertikal yüklemeye koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir (Şekil 4.48).



Şekil 4.54. Tüm modellerde vertikal yüklemeye sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri

Vertikal yüklemeye koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4 Tüm modellerde vertikal yüklemeye sonucu spongios kemikte oluşan Pmin değerleri

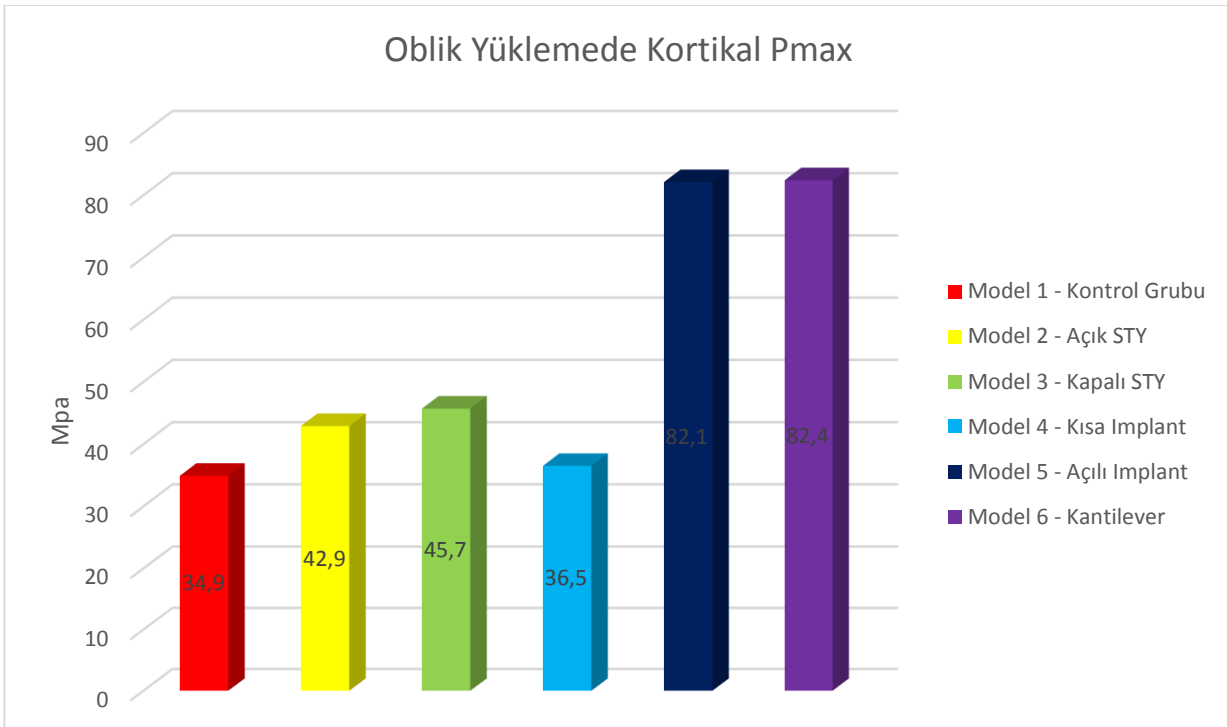
Vertikal Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -4,57 Mpa.	Model 2: Pmin = -7,34 Mpa.
Model 3: Pmin = -12,9 Mpa.	Model 4: Pmin = -13,1 Mpa.
Model 5: Pmin = -4,4 Mpa.	Model 6: Pmin = -10,1 Mpa.

Vertikal yükleme sonucu modellerin spongiöz tabakasında oluşan sıkışma tipi streslerde (Pmin), Model 3, Model 4 ve Model 6 yüksek sıkışma değerleri verirken, diğer modeller daha düşük sıkışma stresine maruz kalmıştır.

En yüksek sıkışma stresi kısa implant uygulaması yapılan Model 4 ve Kapalı STy işlemi uygulanan Model 3'te oluşurken, spongiöz tabakada en düşük strese kontrol grubu (Model 1) ve açılı implant yerleştirilen (Model 5) gruplarda rastlanılmıştır. En yüksek değere sahip olan Model 4, en düşük stres değerine sahip olan Model 5'e kıyasla spongiöz tabakasında 3 kat fazla sıkışma stresiyle karşılaşmıştır.

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

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir (Şekil 4.49).



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

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.5).

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

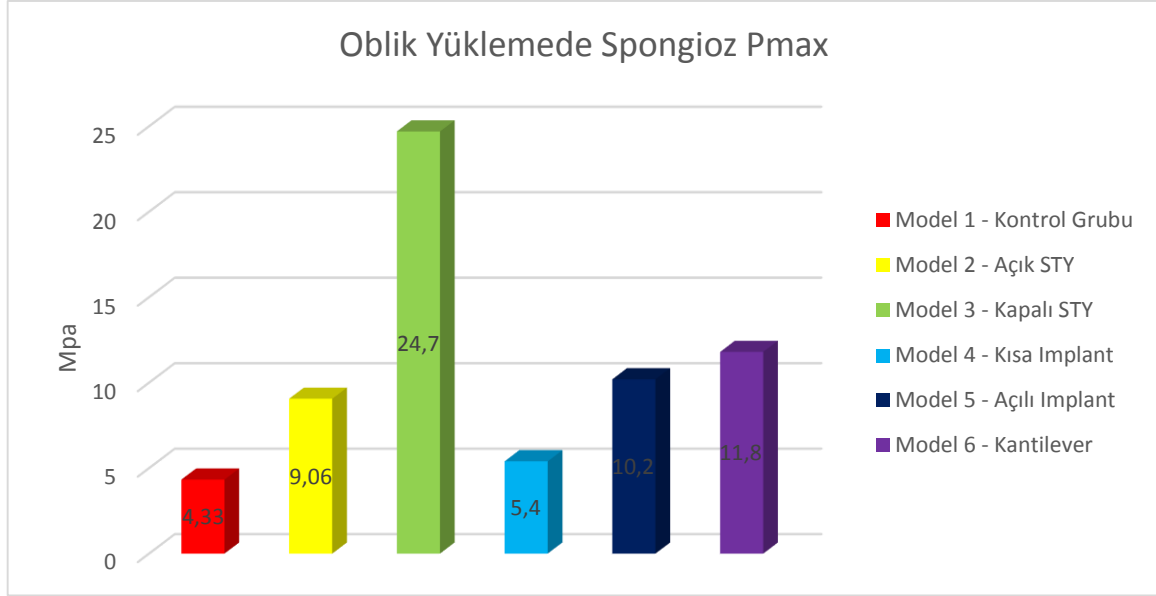
Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax = 34,9 Mpa.	Model 2: Pmax = 42,9 Mpa.
Model 3: Pmax = 45,7 Mpa.	Model 4: Pmax = 36,5 Mpa.
Model 5: Pmax = 82,1 Mpa.	Model 6: Pmax = 82,4 Mpa.

Modellerde elde edilen sonuçlara göre, oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde dört model birbirlerine yakın değerler verirken, iki modelde oldukça yüksek değerler elde edilmiştir. Kontrol grubu (Model 1), Açık STY işlemi uygulanan grup (Model 2), Kapalı STY işlemi uygulanan grup (Model 3), Kısa implanttan yararlanan grup (Model 4) birbirine yakın düşük değerler veren modeller olarak öne çıkarken, açılı implanttan (Model 5) ve kantilever protezlerden (Model 6) yararlanan modeller yüksek gerilme kuvvetlerine maruz kalmışlardır.

Açılı implanttan (Model 5) ve kantilever protez (Model 6) uzantılarından yararlanan grupların maruz kaldığı değerler diğer modellerin yaklaşık 2 – 2.5 katı kadar fazla olarak bulunmuştur. Kortikal kemikte en düşük gerilme kuvvetine kontrol grubu (Model 1) maruz kalırken, en yüksek gerilme kuvvetleri kantilever protez (Model 6) uygulanan grupta ortaya çıkmıştır.

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

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir (Şekil 4.50).



Şekil 4.56. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmax değerleri

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.6).

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

Oblik Yükleme Sonucu Spongiöz Kemikte Oluşan Pmax	
Model 1: Pmax = 4,33 Mpa.	Model 2: Pmax = 9,06 Mpa.
Model 3: Pmax = 24,7 Mpa.	Model 4: Pmax = 5,4 Mpa.
Model 5: Pmax = 10,2 Mpa.	Model 6: Pmax = 11,8Mpa.

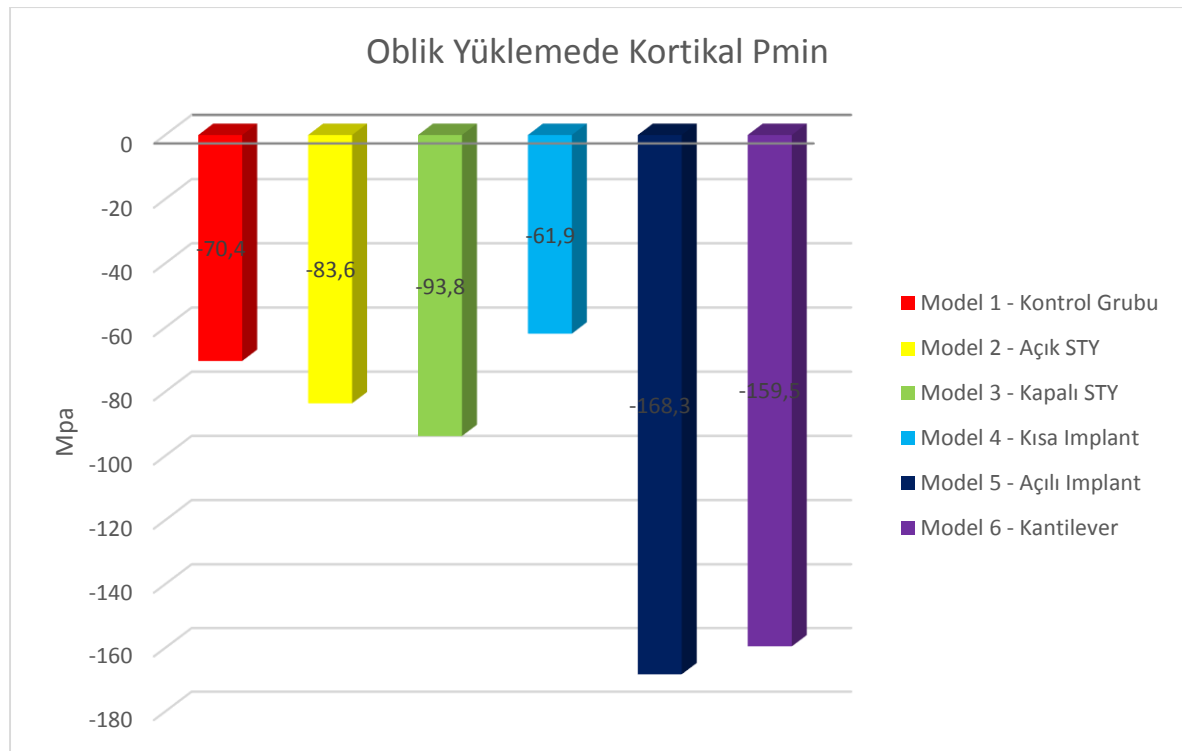
Çalışmada oluşturulan modellerde elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan gerilme tipi streslerde, kapalı STY işlemi (Model 3) uygulanan grup diğer modellere kıyasla oldukça yüksek gerilme değerlerine maruz kaldığı görülmektedir. Açık STY işlemi uygulanan (Model 2), açılı implanttan yararlanan (Model 5) ve kantilever protez uzantısına (Model 6) sahip gruplar model 3 dışında kalan diğer model iki modele kıyasla yüksek değerler vermişlerdir. Kontrol grubu (Model 1) ve kısa implanttan yararlanan gruplar ise oblik yükleme sonucu kortikal kemikte düşük gerilme kuvvetlerine maruz kalmışlardır.



Çalışmada en yüksek değeri, en düşük değerin 6 katı kadar fazla olacak şekilde kapalı STY (Model 3) grubu verirken, en düşük gerilme kuvvetlerine kontrol grubu (Model 1) maruz kalmıştır. Kapalı STY modelinin (Model 3) maruz kaldığı gerilme kuvvetleri, kantilever protez grubunda elde edilen en yakın değerinde (Model 6) yaklaşık iki katı kadardır.

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

Oblik yükleme koşulunda implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir. (Şekil 4.51).



Şekil 4.57. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.7).

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

Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -70,4 Mpa.	Model 2: Pmin = -83,6 Mpa.
Model 3: Pmin = -93,8 Mpa.	Model 4: Pmin = -61,9 Mpa.
Model 5: Pmin = -168,3 Mpa.	Model 6: Pmin = -159,5 Mpa.

Modellerle oluşturulan senaryolarda elde edilen sonuçlara göre, oblik yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, açılı implanttan yararlanan (Model 5) ve kantilever protetik uzantı uygulanan (Model 6) gruplarda diğer modellere göre belirgin şekilde yüksek değerler elde edilmiştir. Açık ve kapalı STY işlemi uygulanan (Model 2 ve 3) gruplarda geriye kalan iki gruba (Model 1 ve 4) göre de nispeten yüksek değerlerle karşılaşılmıştır.

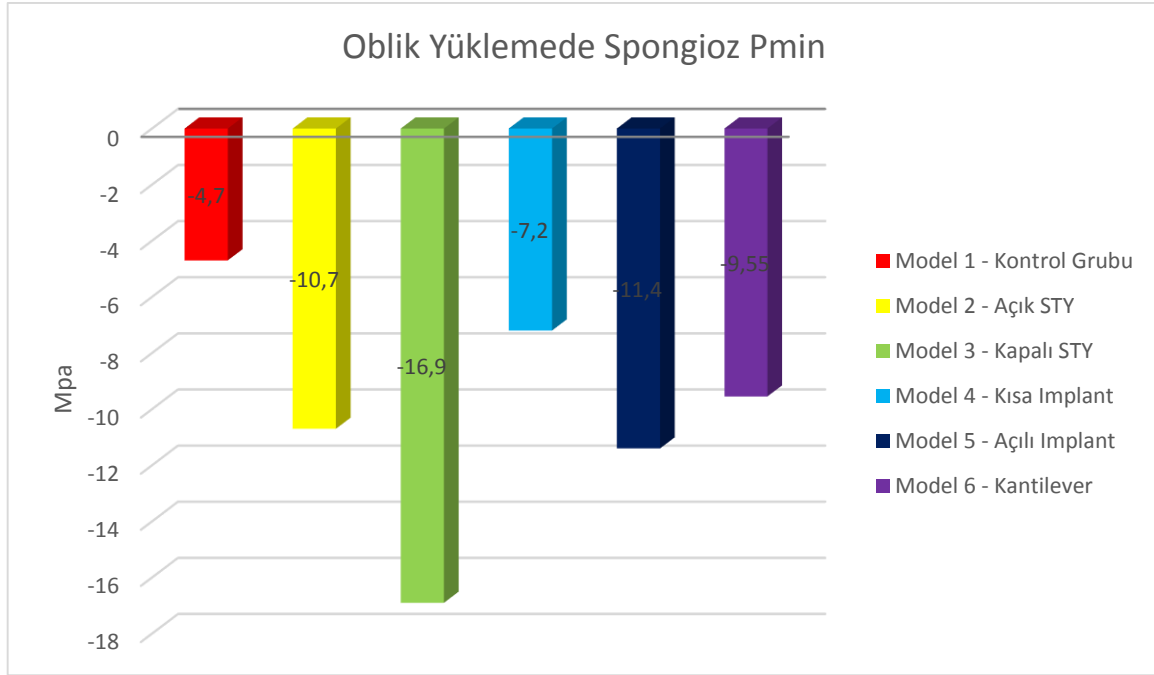
Çalışmada oblik kortikal kemikte en düşük sıkışma kuvvetlerine kısa implant uygulanan modelin (Model 4) maruz kaldığı belirlenirken, en yüksek değer açılı implant uygulanan grupta elde edilmiştir. En yüksek değer (Model 5), en düşük değer (Model 4) 2.5 katından fazla olarak bulunmuştur.

Modellere gelen kuvvetler kendi aralarında kuvvetin şiddetine göre gruplanırsa:

- Düşük derece kuvvete maruza kalanlar: Model 1 ve Model 4
- Orta derece kuvvete maruz kalanlar: Model 2 ve Model 3
- Yüksek derece kuvvette maruz kalanlar: Model 5 ve Model 6

#### 4.2.8. Oblik yüklemde spongios kemikte oluşan pmin stres değerleri

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongios kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir (Şekil 4.52).



Şekil 4.58. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri rakamsal olarak çizelgedeki gibidir (Çizelge 4.8).

Çizelge 4.8 Tüm modellerde oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

Oblik Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmin	
Model 1: Pmin = -4,7 Mpa.	Model 2: Pmin = -10,7 Mpa.
Model 3: Pmin = -16,9 Mpa.	Model 4: Pmin = -7,2 Mpa.
Model 5: Pmin = -11,4 Mpa.	Model 6: Pmin = -9,55 Mpa.

Elde edilen sonuçlara göre modeller karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, kapalı STY işlemi uygulanan (Model 3) en yüksek sıkışma kuvvetine maruz kaldığı görülmektedir. Açık STY (Model 2), açılı implant (Model 5) ve kantilever protetik uzantıya (Model 6) sahip modeller, kontrol grubu (Model 1) ve kısa implant grubuna (Model 4) kıyasla daha yüksek sıkışma kuvvet değerleri vermiştir.

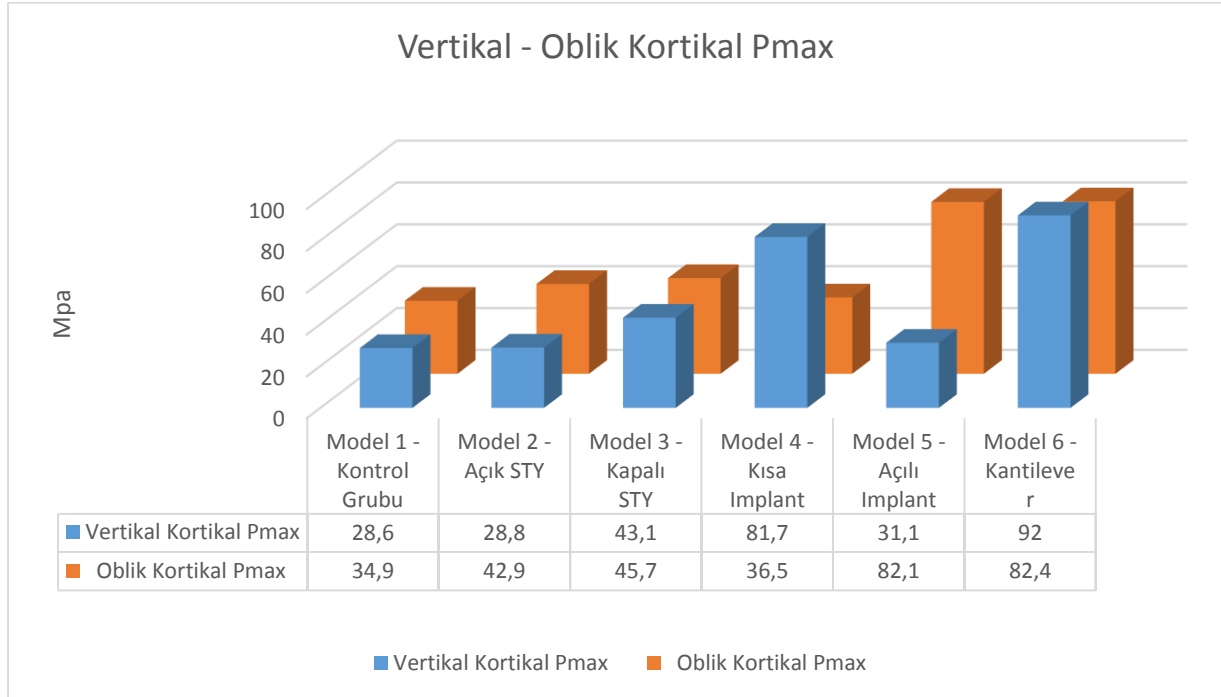
Oblik yükleme sonucu spongiöz kemiğinde en yüksek sıkışma değerine sahip grup kapalı STY (Model 3) grubu, en düşük değere sahip olan kontrol grubuna (Model 1) kıyasla yaklaşık 4 kat daha fazla kuvvetlere maruz kalmıştır.

Modellere gelen kuvvetler kendi aralarında kuvvetin şiddetine göre gruplanırsa:

- Düşük derece kuvvete maruza kalanlar: Model 1 ve Model 4
- Orta derece kuvvete maruz kalanlar: Model 2, Model 5 ve Model 6
- Yüksek derece kuvvette maruz kalanlar: Model 3

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

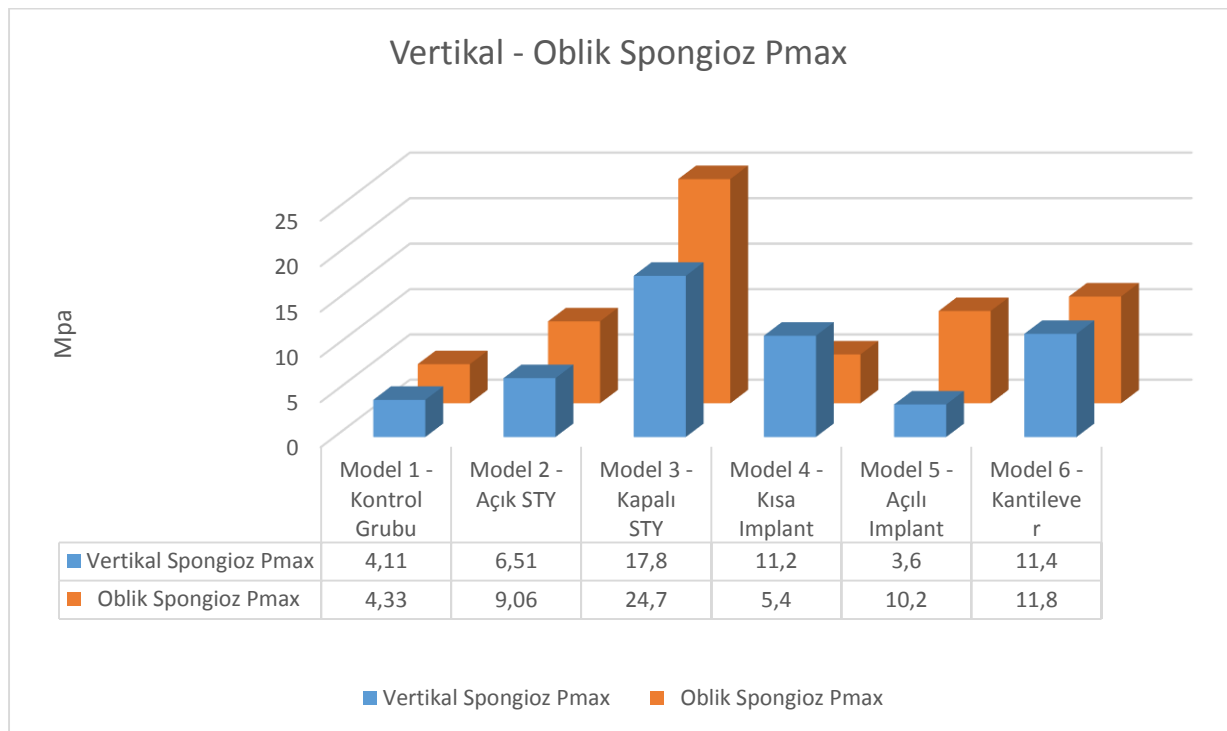
Uygulanan kuvvet türüne göre karşılaştırma yapıldığında, oblik yükleme sonucu oluşan pmax ve pmin stres değerleri, vertikal yükleme sonucu oluşan değerlere göre kısa implant grubu (Model 4) haricindeki modellerde, neredeyse bütün koşullarda daha yüksektir. Kısa implant modeli ise hem kortikal hem de spongiöz kemikte vertikal kuvvetlerden daha fazla etkilenmiştir.



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

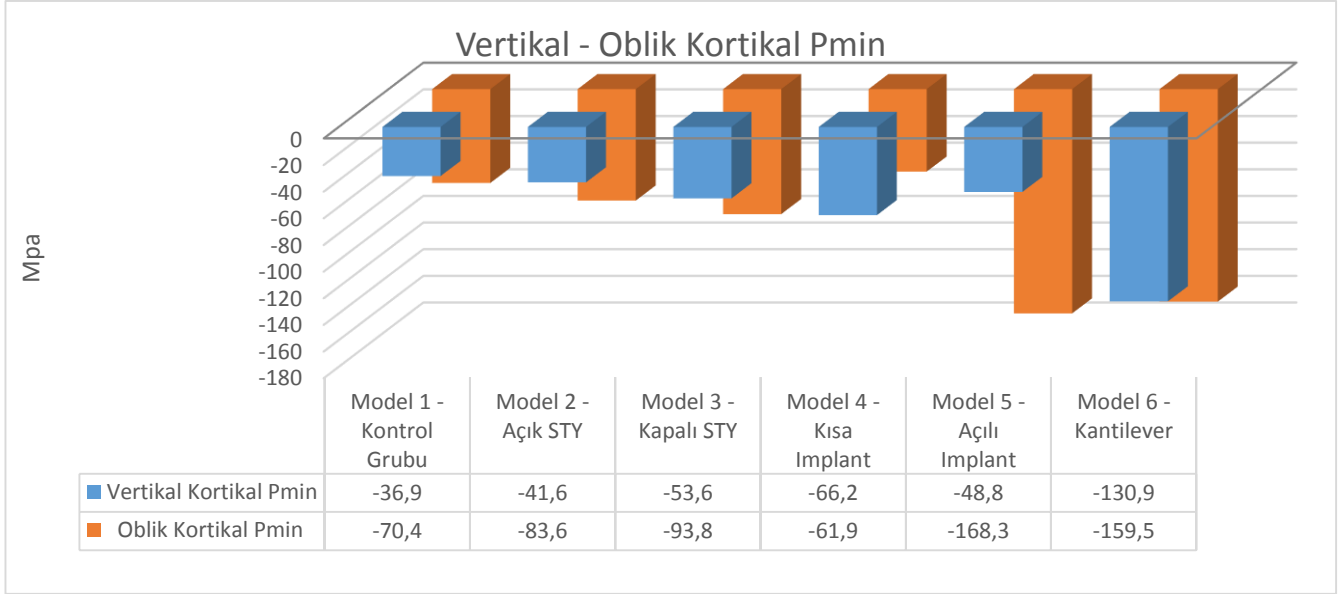
Hem gerilme hem sıkışma değerleri kortikal kemikte, spongiöz kemiğe göre daha yoğun hissedilmektedir.

Gerilme değeri (Pmax) modellerin kortikal tabakalarında, kısa implant uygulanan grupta (Model 4) vertikal kuvvetlerde belirgin şekilde daha yoğun olurken, bu durumun tam tersi olarak açılı implant uygulanan (Model 5) grupta oblik kuvvetler karşısında oluşan Pmax değeri vertikal kuvvetler karşısında oluşan kuvvetlere kıyasla 2,5 kat fazla olarak gözükmektedir.



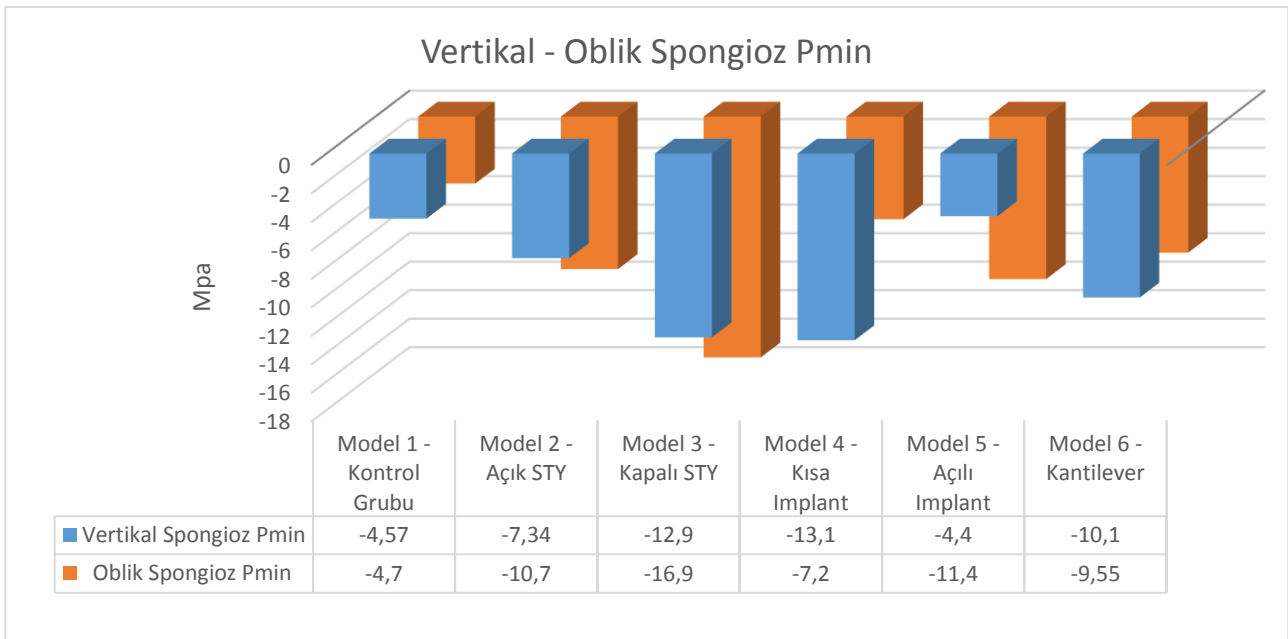
Şekil 4.60. Tüm modellerde vertikal ve oblik yüklemeye sonucu spongiöz kemikte oluşan Pmax değerleri

Spongiöz kemik tabakasında oluşan gerilme değerleri, kortikal kemikteki değerlere benzer şekilde kısa implant uygulanan grupta (Model 4) vertikal, açılı implant uygulanan (Model 5) grupta oblik kuvvetlere karşı daha büyük değerlerle karşılaşmıştır. Kapalı STY işlemi uygulanan grupta (Model 3) kortikal tabakadan farklı olarak, spongiöz tabakada oblik kuvvetlere karşı daha büyük değerlerde kuvvetler oluşmaktadır.



Şekil 4.61. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri

Sıkışma kuvvetlerinin kortikal tabakada oluşturduğu stresler kısa implant uygulanan grup haricinde oblik kuvvetlerde belirgin şekilde daha fazladır. Birbirine en yakın değerler kantilever protetik uzantı uygulanan (Model 6) grupta oluşurken, oblik kuvvetlerle vertikal kuvvetlere karşı oluşan tepki farklı, en çarpıcı olarak açılı implant uygulanan grupta (Model 5) oluşmuştur. Bu fark neredeyse 4 kata kadar oblik kuvvetlerin lehinedir ve oblik kuvvetler kortikal tabakada vertikal kuvvetlere kıyasla 4 kat daha fazla sıkışma stresi oluşturmuştur.



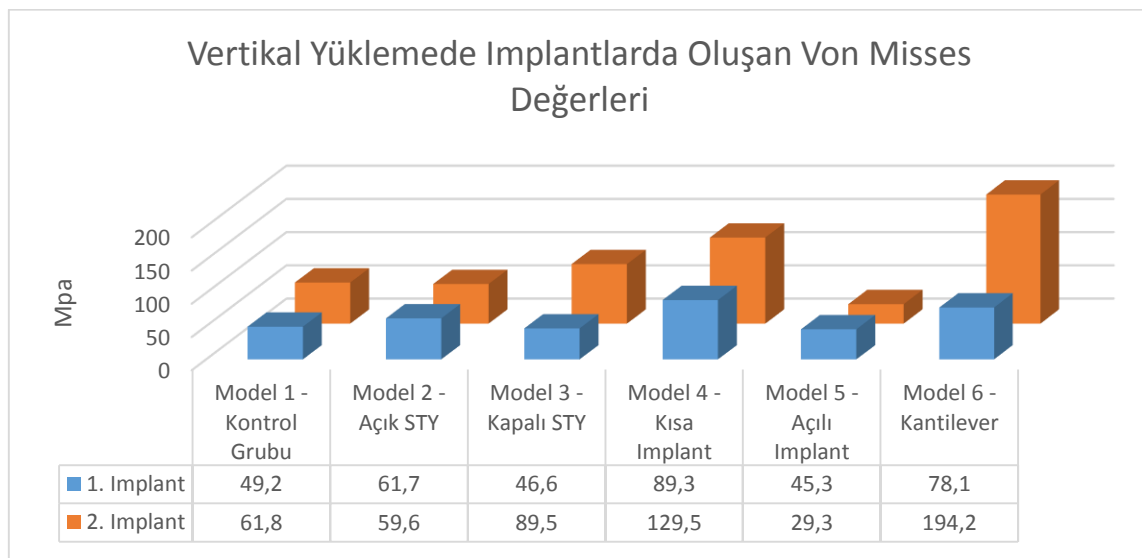
Şekil 4.62. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan Pmin değerleri

Sıkışma kuvvetlerinin spongioz tabakada oluşturduğu stresler kısa implant uygulanan grup haricinde oblik kuvvetler lehine belirgin şekilde daha fazladır. Bu grupta neredeyse tüm gruplarda değerler birbirine yakınken en çarpıcı farklılıklar açılı implant uygulanan grupta (Model 5) oblik kuvvetlerin ve kısa implant uygulanan grupta (Model 4) vertikal kuvvetlerin lehine oluşan 2 – 2.5 kat stres farklılıklarıdır.

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

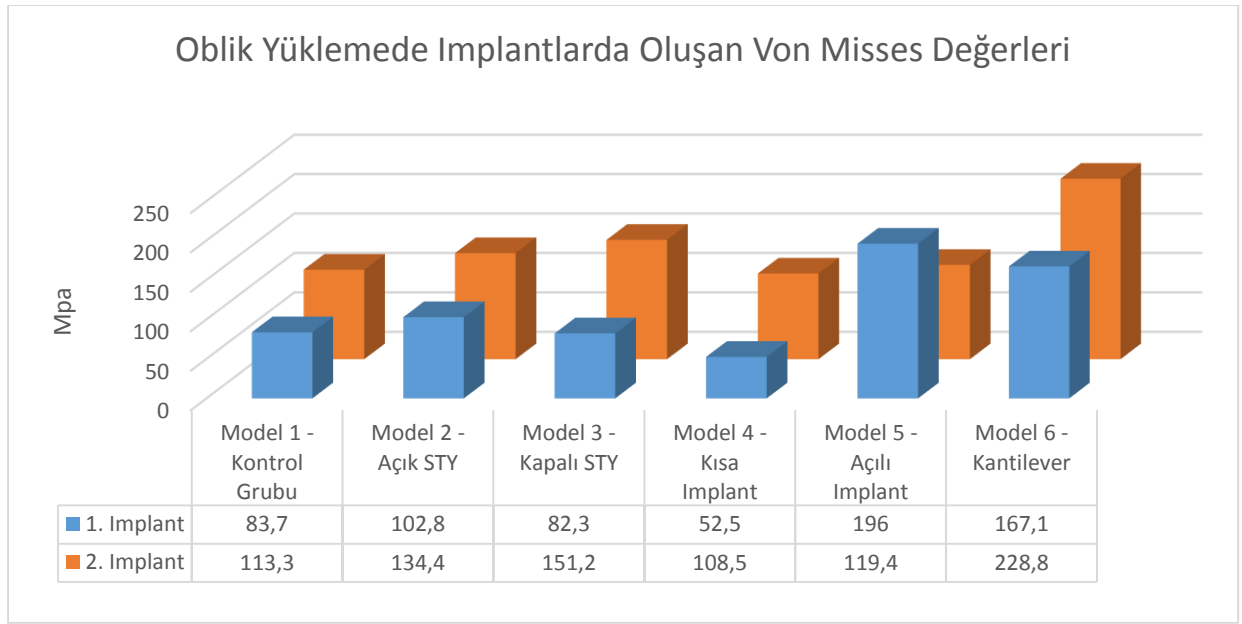
Çalışmada modeller üzerine elde edilen bir diğer bulgu, her modelde 1. Premolar bölgede yer alan 1. İmplant ve kantilever protezlerden yararlanan model ( Model 6 ) dışında 1. Molar bölgede yer alan 2. İmplant üzerinde oluşan von mises stres değerleridir. Kantilever protezden yararlanan modelde 2. İmplant, sinüs sahasına müdahale edilmemek için 2. Premolar bölgede konumlandırılmıştır.

Vertikal ve Oblik kuvvetler karşısında açılı implantlardan yararlanan (Model 5) dışında tüm modellerde posterior bölgede yer alan 2. İmplantların, anterior bölgede yer alan 1. İmplantlara göre daha fazla strese maruz kaldığı gözükmektedir. Model 5'te ise hem vertikal hem oblik kuvvetler karşısında 1. İmplant daha büyük streslere maruz kalmaktadır.



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

Vertikal kuvvetler karşısında, aynı model içerisinde yer alan iki implant arasındaki en büyük stres farkı, kantilever protez uzantısı bulunan grupta (Model 6) 2. İmplantın, 1. İmplantın neredeyse 2,5 katı kadar strese maruz kaldığı duruma çıkmıştır. Model 3 ve Model 4'te ise 2. İmplantlar belirgin şekilde daha büyük oranda strese maruz kalırken, farklı olarak model 5'te açılı konumlandırılan 2. İmplant üzerinde, 1. İmplanttan belirgin oranda daha az stres oluşmuştur.



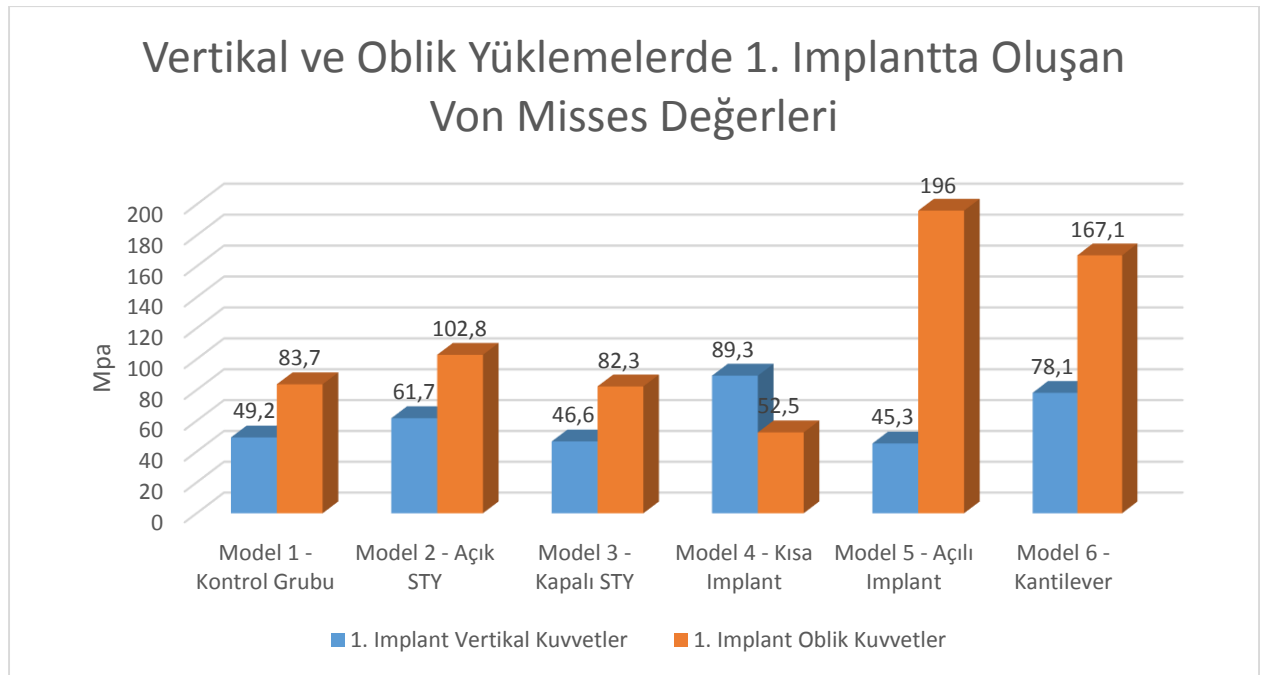
Şekil 4.64. Tüm modellerde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Oblik kuvvetler karşısında, aynı model içerisinde yer alan iki implant arasındaki stres farkı neredeyse her grupta benzer oranda 2. İmplantlarda daha fazladır. Model 5 hariç tüm gruplarda 2. İmplantlar üzerinde daha yüksek miktarda stres oluşmaktadır.

Vertikal ve oblik kuvvetlere karşı implantlar üzerinde oluşan farklılıklara bakılırsa, kantilever protezden yararlanan grupta (Model 6)'da vertikal kuvvetlerde 1. ve 2. İmplant arasında oluşan yaklaşık 2,5 kat stres farklılığının, oblik kuvvetlerde belirgin şekilde azaldığı gözlenmektedir.



Yüklemeler sonucu 1. İmplantlar üzerinde oluşan von mises değerleri

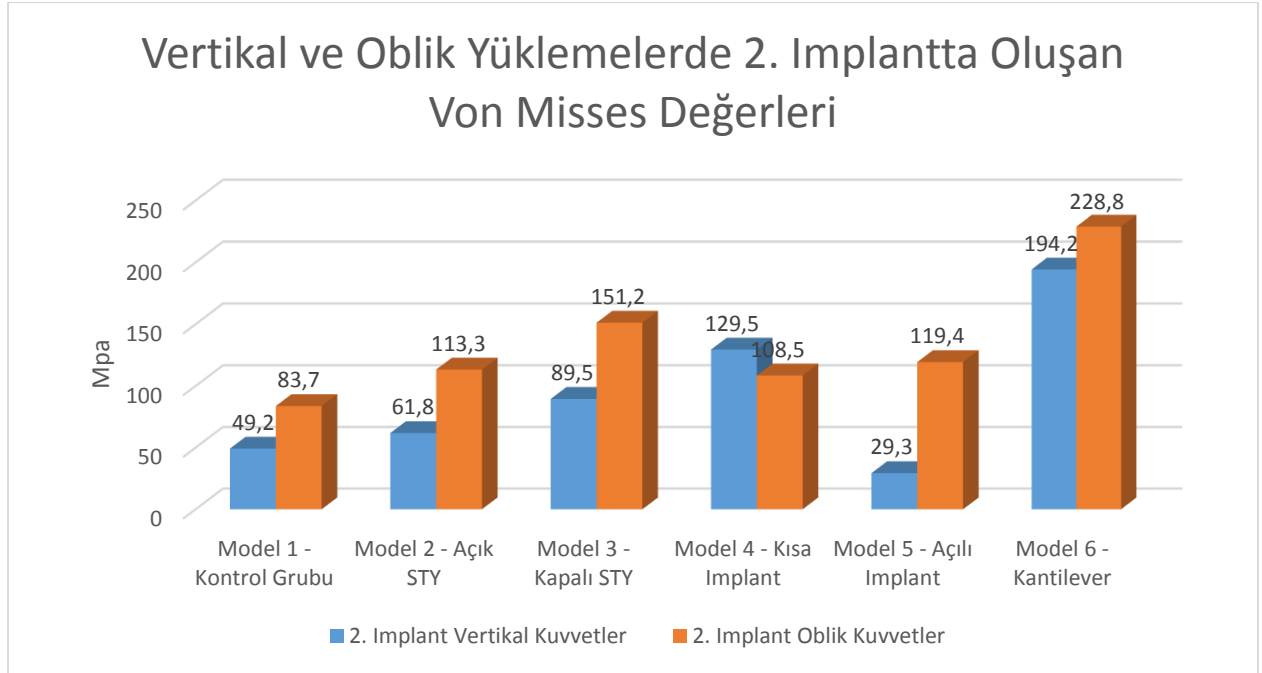


Şekil 4.65. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 1. implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Modellerde yer alan 1. İmplantlarda vertikal kuvvetlere karşı oluşan von mises değerleri karşılaştırıldığında Model 4 ve Model 6'da yer alan implantlarda belirgin şekilde artmış stresler elde edilirken, Model 2'de nispeten daha fazla olmasına rağmen diğer modellerle benzer stres miktarı oluşmuştur.

Oblik kuvvetlerin 1. İmplantlar üzerine etkileri incelendiğinde, Model 5 ve Model 6'da oldukça yüksek stres değerleriyle karşılaşılmaktadır. Model 1, 2 ve 3'te benzer değerlerle karşılaşıırken, kısa implantlardan yararlanan model 4'te 1. İmplant üzerinde en az oranda stres oluştuğu gözlenmektedir.

Yüklemeler sonucu 2. İmplantlar üzerinde oluşan von mises değerleri



Şekil 4.66. Tüm modellerde vertikal ve oblik yükleme sonucu 2. implantlarda oluşan Von Misses değerleri

Modellerde yer alan 2. İmplantlarda vertikal kuvvetlere karşı oluşan von mises değerleri karşılaştırıldığında Model 4'te yer alan kısa implant ve Model 6'da yer alan 2. Premolar bölgesindeki implantlarda oldukça yüksek oranlarda stres oluşumu gözlenmektedir. Kapalı STY işlemi uygulanan modeldeki (Model 3) 2. İmplantta da nispeten yüksek oranda stres oluşmaktayken, vertikal kuvvetler karşısında en düşük stres Model 5'te açılı yerleştirilen implantta ortaya çıkmaktadır.

Oblik kuvvetler ise en fazla Model 6'ta yer alan 2. İmplantta stres oluştururken, Kapalı STY uygulanan modelde (Model 3) oluşan stres miktarı ise ikinci sırada yer almaktadır. Açık STY (Model 2), kısa implant (Model 4) ve açılı implant (Model 5) modellerinde ise benzer oranlarda stres oluşumu gözlenirken, kontrol grubunda oblik kuvvetlere karşılık 2. İmplantta en az miktarda stres oluşmaktadır.

## 5. TARTIŞMA

Sonlu elemanlar stres analiz metodu, sahip olduğu birçok avantaj sayesinde son yıllarda diş hekimliği ve dental implantoloji alanlarında sıklıkla tercih edilen bir araştırma yöntemi olmuştur. Klinik deneylerde bir çalışmanın birebir şartlarda tekrarlanması neredeyse olanaksızken bu metodun arzu edildiği kadar tekrarlanabilmesi tekniğın önemli bir avantajdır [8-12].

Baiamonte ve ark. [212] tarafından SESA çalışmalarının dental implantoloji açısından güvenilirliğini test etmek üzere yapılan bir çalışmada, osseointegre titanyum implant yerleştirilmiş maymun mandibulasında oluşan gerinim değerleri hem in vitro hem SESA çalışmalarıyla değerlendirilmiştir. Çalışmacılar elde edilen sonuçların yüksek oranda birbiriyle örtüşmesine dayanarak sonlu elemanlar yönteminin dental implantolojide güvenli bir şekilde uygulanabileceği sonucuna varmışlardır. Bu nedenlerle günümüzde yapılan pek çok çalışmada olduğu gibi çalışmamızda da SESA metodu güvenle kullanılmıştır.

Dental implantlar hakkında yapılan çalışmalarda, stres dağılımlarının ölçülebilmesi için sonlu elemanlar stres analizi yönteminden başka gerinim ölçme (strain gauge) ve fotoelastik yöntemler de yaygın olarak kullanılmaktadır. Clelland ve ark. [213] fotoelastik yöntemin stres yoğunlaşması ve yerleşimi ile ilgili niteleyici bilgi sağlamasına karşın sınırlı sayısal veri sağladığını belirtmişlerdir. Gerinim ölçerin ise yalnızca yerleştirildiği noktalarda kesin deformasyon verilerini verdiği bilinmektedir.

Akça ve ark. [214] yaptıkları bir çalışmada dental implant üzerinde meydana gelen streslerin incelenmesinde sonlu elemanlar stres analizi ile gerinim ölçer analiz yöntemini kıyaslamışlardır. Her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres miktarları konusunda yakın sonuçlar elde edilmiş fakat modelleme açısından sonlu elemanlar metodu, daha hassas ve ayrıntılı sonuçlara izin verdiği için daha avantajlı bulunmuştur.

Yaptığımız bu çalışmada yer alan modellerin ve senaryoların klinik deneylerde birebir aynı şartlar altında karşılaştırılmasının oldukça zor olması ve SESA metodunun güvenilirliğinin yapılan çalışmalarca kanıtlanmış olması nedeniyle, çalışmamız SESA metoduyla gerçekleştirilmiştir.

Bir diğer yönden sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmaların en önemli dezavantajı, canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla kortikal kemik kalınlığı, trabeküler kemik yoğunluğu gibi doğal hayatta değişkenlik gösterebilen bir takım faktörlerin, sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur. Doğal davranışın tüm detaylarının bilgisayar modeline aktarılması günümüz teknolojisi ile imkânsızdır [215-217]. Bu duruma bağlı olarak çalışmamızda oluşturduğumuz kapalı STY grubunda, tekniğin biyolojik ortamda uygulanması durumunda işlem sonrası teorik olarak oluşacağı düşünülen sinüs membranı ile implant arasındaki spongioz kemiğin modellerimizde canlandırılmaması yaşadığımız bir dezavantajdır. Bu nedenle çalışmamız günümüz teknolojisinin sunduğu olanaklar çerçevesinde bu gibi faktörler göz önünde tutularak değerlendirilmelidir. İlerleyen yıllarda çalışmamızın daha üstün bir teknoloji ile ya da biyolojik bir ortamda tekrarlanması elde edilen sonuçların doğruluğunu artıracaktır.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında 3D model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da, 2D modellemeye göre sonuçları etkileyebilecek bir takım avantajları mevcuttur. Özellikle modellenecek yapının anatomisinin çalışmamıza benzer şekilde düzensiz olduğu ve kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmadığı durumlarda, 3D modelde gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesi ve model üzerinde bütün streslerin ayrıntılı şekilde gösterilebilmesi, sonuçların doğruluğu açısından olumlu etkilere sahiptir [218, 219].

Bu konu hakkında Meijer ve ark. [218] yaptıkları çalışmada aynı senaryoyu 2D ve 3D SESA metotlarında canlandırmışlardır. Bu çalışmalarına dayanarak 3D model üzerinde uygulanan bir analizin gerçek bir değerlendirme olduğunu ve daha detaylı sonuçlar için tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. 2D sonlu eleman analizinde kısa sürede fakat yalnızca genel bir sonuç elde edildiğini bildirmişlerdir.

Benzer şekilde Ismail ve ark. [219] 2D ve 3D sonlu elemanlar analizini karşılaştırdıkları çalışmalarında 2D analizlerin asal gerilme dağılımlarının incelenmesinde yeterli olduğunu ancak normal gerilme dağılımlarında yetersiz kalabileceğini bildirmişler ve 3D model kullanımının avantajlarını vurgulamışlardır.

Çalışmamızda yer alan implantların, kemik ve sinüs yapılarının yani genel anlamıyla senaryoların ince detaylar içermesi sebebiyle, çalışmamızın sonuçlarının daha gerçekçi olabilmesi amacıyla modellerimiz 3D olarak tasarlanmıştır ki bu günümüz teknolojisinde gelinen en son noktadır.

Sinüs bölgesinde yer alan kemik, sinüs tabanı ve alveol kret tepesi tarafından çok ince bir kortikal kemik ile çevrilidir [220]. Kortikal kemik kalınlıklarının belirlenmesi çalışmanın sonuçlarını önemli şekilde etkileyebilecek önemli bir faktördür. Bizim çalışmamızda elde ettiğimiz bulgulara paralel olarak literatürde yer alan birçok çalışmada da implantlar üzerine gelen çigneme kuvvetlerinin en yoğun olarak karşılandığı bölgenin kortikal kemik olduğu bildirilmiştir [5, 6, 67, 208]. Dolayısıyla bu çalışmada seçilen kortikal kemik kalınlıkları literatürde [209] en düşük ve en yüksek kalınlık sınırları olarak belirtilen 0,2 - 1,0 mm sınırları içerisinde tutulmuş ve kullanılan modellerde sinüs tabanında 0,5 mm, alveolar kret tepesinde ise 1 mm kalınlığında kortikal kemik kalınlığı modele edilmiştir. Kabul edilen bu sınırlar klinik olarak karşılaşılabileceğimiz gerçekçi sınırlar içerisinde dir.

Meijer [218] ve Clelland [221] 3D sonlu elemanlar stres analizi yönteminin başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile doğru orantılı olduğunu belirtmişlerdir. Diğer yönden eleman ve düğüm sayıları arttıkça analiz süresi uzamaktadır. Bu sebeple literatürlerde yer alan çalışmaların çoğunda eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmaktadır. Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özellikleri diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında, düğüm noktası ve eleman sayısının oldukça fazla olduğu görülmektedir [76, 86, 91, 182, 192, 194, 197, 216, 222]. Kesin verilere ulaşma konusundaki kararlılığımız bu tercihimizi belirlemiştir.

Sonlu eleman analizinde değerler elemanların sadece üst yüzeyindeki düğüm noktalarından veya elemanın tüm düğüm noktalarından okunabilir. Ancak çene kemiği, dental implantlar ve protetik üst yapı protezleri gibi karmaşık yapıya sahip modellerde sadece üst yüzeydeki değerleri okumanın sonuçların yanlış yorumlanmasına neden olabileceği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir [186]. Bu nedenlerle çalışmamızda sonuçlar hesaplanırken tetrahedral yapıdaki elemanlarda oluşan etkin kuvvetleri değerlendirmek için bir eleman üzerindeki tüm düğüm noktalarından ölçülen değerlerin ortalaması alınmıştır.

SESA çalışmalarında elastisite modülü ve poisson oranı ile nitelendirilen çene kemiğinin maddesel davranışının homojen, izotropik ve linear elastik olduğunu varsayılır. Çalışmamızda da maksillanın homojen ve izotropik olduğu kabul edilmiştir. Buna karşın maksilla canlı bir doku olarak, her bölgesinde homojen yapı göstermez ve mekaniksel ortama göre farklı şekillerde cevap verir. Bu durum SESA çalışmalarının ve dolayısıyla çalışmamızın bir eksikliği olarak değerlendirilmelidir [10, 76, 166, 223].

Yapılan araştırmalarda çiğneme esnasında oluşan oklüzal kuvvetlerin, dişlerin üzerine hiçbir zaman tam olarak vertikal ya da horizontal olarak gelmediği ve bu nedenle bu iki kuvvetin birleşimi olan oblik kuvvetlerin, dinamik karakterdeki oklüzal yükleri daha iyi yansıttığı rapor edilmiştir [89, 224, 225]. Oblik kuvvetler, hem vertikal kuvvetleri hem de horizontal kuvvetleri içermeleri sebebiyle, yıkıcı stres birikimlerini vertikal kuvvetlere göre daha belirgin şekilde oluştururlar. Bu nedenle oblik kuvvetler daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesine sebep olmaktadır [225, 226]. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda yer alan modellerde dişlerin üzerine vertikal kuvvetlerin yanı sıra oblik yönde de yükleme uygulanmıştır.

Yüklemenin dental implant, abutman veya kronlar üzerinden yapılması sonuçların hassasiyetini etkilemekte ve çiğneme kuvvetlerinin kronlar üzerinden uygulanması daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır [227]. Bu nedenle çalışmamızda yükler kronlar üzerinden uygulanmıştır.

Porselen, oklüzal yüzeylerde yaygın olarak kullanılan bir maddedir. Cibirka ve ark. [228] 'nin vitro olarak yaptıkları bir çalışmada protezden çene kemiğine aktarılan kuvveti altın, porselen ve akrilik rezin oklüzal yüzeylerde karşılaştırmış ve bu üç madde arasında kuvvet emilimi oranı açısından önemli bir farka rastlamamıştır. Sertgöz ve ark.'nın [222] bu konuyla ilgili yaptıkları çalışma sonucunda ise biyomekanik açıdan üst yapıda oklüzal yüzeyler için en uygun maddenin porselen olduğu sonucuna varılmıştır. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kronlar porselen olarak canlandırılmıştır.

Bir sisteme noktasal, alansal veya kütle kuvvetlerinin etki edebildiği bilinmektedir. Noktasal kuvvetler belirlenen eleman veya düğüme belirlenen açı ile uygulanan kuvvetlerdir. İmplant üstü protezler üzerine tek bir noktadan kuvvet uygulanması kuvvetin uygulandığı alanda yüksek değerler elde edilmesine neden olur. Bu çalışmada oklüzal yüklerin doğru bir şekilde iletilebilmesi amacıyla alansal yükleme tercih edilmiştir [186].

Sonlu eleman analizi çalışmalarında amaç, yük uygulaması altında cismin bütünlüğünün ilk önce hangi noktada bozulacağına araştırılmasıdır [185]. Bizim çalışmamızda kemik gibi kırılğan özellikte dokuların stres değerlerini daha güvenilir biçimde veren Asal Stres değerlerinden yararlanılırken, titanyum gibi materyallerde daha güvenli sonuç veren Von Mises stress değerlerinden faydalanılmıştır [8, 12, 185].

Stres analizlerinde matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi rutin yapılması gereken bir işlem değildir. Ancak bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanabilmek için sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenmeli ve yorumlanmalıdır [8, 12, 185]. Bu nedenle çalışmamızda elde edilen sonuçlar istatistiksel yöntemler ile değerlendirilememiştir. Ancak elde edilen sonuçlar karşılaştırmalı olarak diğer yöntemler çerçevesinde ve dikkatlice değerlendirilerek sonuçlara varılmıştır.

Dental implantlar özellikle son yirmi yıldır diş eksikliklerinin tedavisinde başarı ile kullanılmaktadır [1]. Ancak yapılan çalışmalar dental implantların uzun dönemde %100 başarılı olmadığını göstermektedir [5, 45]. Klinik [5, 6] ve deneysel [7] çalışmalar implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin kemik rezorpsiyonuna ve implantların kaybına yol açabileceğini bildirmektedir.

Ağız içinde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, implantların üst yapıları vasıtası ile implantlara, buradan da çene kemiğine iletilmektedir. Mekanostat teorisine [160] göre kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisinde ise kemik yıkım ve yapımı dengededir ve kemik seviyesi korunur. Diğer yönden implantların üzerine fazla yük gelmesi kemikte rezorpsiyona veya implantta kırılmalara yola açabilirken, yetersiz yük gelmesi ise kullanılmama atrofisi ile beraber kemik kaybına yol açabilir [229, 230]. Çalışmamızın temelinde implantların üzerine gelen fazla kuvvetlerin, implant ve çevresinde yer alan kemik üzerinde yaratacağı zararlı etkileri araştırmak bulunmaktadır. Bu kapsamda çalışmamızda, sinüs tabanı yükseltme işlemi gerektiren durumlarda, implant ve çevre dokular üzerinde daha az stres oluşturacak tedavi seçeneğinin saptanması hedeflenmiştir.

Atrofik posterior maksillada, implantın yerleştirildiği ve implantı çevreleyen doğal kemik dokusu, krestal kortikal kemik, spongios kemik ve sinüs tabanındaki kortikal kemik tabakasıdır. Sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılan vakalarda, implantı destekleyen bir diğer kemik tabakası da sinüs boşluğu içerisine yerleştirilen greft materyalleridir. Bu noktada maksiller sinüse yerleştirilen greftin yük taşıma kapasitesi tartışmalıdır ve günümüzde çok aydınlanmış bir konu değildir. Greft uygulanan bölgedeki kemiğin yük taşıma kapasitesi greft materyalinin cinsi, maturasyon derecesi ve sinüs tabanı ile greft materyali arasındaki kaynaşmanın derecesi gibi birçok etkene bağlı bir değerdir [1, 3, 4]. Bu çalışmada sabit bir parametre olarak kabul edilen greft materyalinin elastisite modülü, literatürde üzerinde farklı elastisite modülleri kullanılarak hazırlanan modellerle yapılan diğer bazı çalışmalarla karşılaştırılmış ve diğer çalışmaların sonuçlarına benzer şekilde doğal kemik üzerine gelen kuvvetlerin azalmasında önemli rol üstlendiği belirlenmiştir [209].



Sinüs greftinin elastisite modülünün düşük olarak kabul edildiği yani greft kemiğinin düşük yoğunlukta, pöröz, yük taşıma kapasitesi düşük bir kemik olduğu kabul eden çalışmalardaki stres dağılımları bu çalışmanın sonuçlarına benzer şekildedir. Streslerin özellikle dış kortikal ve iç kortikal kemiklerde ve implantların apeksleri etrafında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir [208, 231].

Geç dönemde yani osseointegrasyon sürecini tamamlamış implantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı, streslerin uzun dönemde destek dokulara aktarılma biçimidir. Bizim çalışmamızda implant uygulandıktan ve osseointegrasyon gerçekleşikten sonra fonksiyon safhasında meydana gelen değişiklikler incelenmiştir. In vivo bir kuvvet uygulanmadığı ve devamlılık göstermediği için çalışmamızda ancak kuvvetin tek bir seferde implant üzerinde ve çevre kemikte oluşturduğu stresler incelenerek yorumlanabilmiştir. Ayrıca çalışmamızda SESA yönteminin bir eksikliği olarak, implant ile kemik arası osseointegrasyon miktarı biyolojik ortamda mümkün olmayacak şekilde %100 kabul edilmiştir. Gelecekte biyolojik ortamda yapılabilecek çalışmalar oluşan stresin başka hangi faktörlerle ilişkili olabileceğine ışık tutacağına inanılmaktadır.

Başarısız olarak değerlendirilen veya kaybedilen implantların boyun bölgesindeki kemik kaybı oldukça sık karşılaşılan bir durumdur. Boyun bölgesindeki kemik kaybını açıklayabilmek amacıyla çok sayıda klinik çalışma ve hayvan deneyleri yapılmış ve boyun bölgesindeki kemik kaybı, uygun olmayan yükleme koşulları ve plak nedeniyle oluşan enflamasyon olmak üzere iki nedene bağlanmıştır [7, 148, 194]. Çalışmamızda incelediğimiz implantları çevreleyen kemiklerde oluşan stres-strain dengesi, implantların uzun dönem başarısını öngörebilmek açısından önemli bir faktördür. Diğer yönden çalışmamızda plak ve diğer biyolojik kaynaklı boyun bölgesi rezorpsiyonları, bilgisayar ortamında canlandırılmamıştır. İlerleyen yıllarda yapılacak çalışmalarda bu faktörlerinde eklenebilmesi ile ortaya çıkan sonuçların doğruluk payının artacağı düşünülmektedir.

STY'nin başarısında en önemli kriterlerden biri rezidüel kret yüksekliğidir. Yeterli primer stabilite sağlamak için ideal rezidüel kret yüksekliğinin en az 5 mm olması gerektiği bildirilmiştir [4]. Bazı araştırmacılar [99] 5 mm altında rezidüel kret yüksekliği bulunan vakalarda da primer stabilitenin sağlanabildiğini bildirirken günümüzde genel görüş 4 mm ile 5 mm'den az olan vakalarda primer stabilitenin sağlanamadığı bu nedenle çift aşamalı cerrahinin tercih edilmesi gerektiği yönündedir [3, 4]. Çalışmamızda canlandırdığımız Açık ve Kapalı STY modellerinin literatürlerde geçen uygun boyutlara sahip olabilmesi ve oluşturduğumuz 5 mm'lik kısa implant ile sinüs tabanı arasında 1 mm güvenlik mesafesi kalabilmesi amacıyla kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu beş modelde, rezidüel kemik yüksekliği 6 mm olarak oluşturulmuştur. Çalışmamızda 5 mm olarak canlandırdığımız kısa implantların uzunluklarının günümüzde 4 mm'ye kadar düştüğü bilinmektedir [232].

Maksilla posterior bölgede, sinüs pnömatizasyonu ya da başka nedenlerle vertikal kemik yetersizliği bulunan vakalarda dental implantların uygulanabilmesi amacıyla tek seçenek açık sinüs lift tekniği değildir. Bu gibi durumlarda bölgeye dental implantların uygulanabilmesi için sinüs lifting uygulamaları dışında alternatif tedavi seçenekleri de bulunmaktadır [3, 4]. Klinisyenlerin alternatif tedavi seçeneklerinin uygulanmasına karar vermesini etkileyen en önemli faktörlerden biri sinüs tabanı yükseltme işleminin oldukça invaziv bir işlem olmasıdır. Daha az cerrahi işlem içeren alternatif metotlar yaşanabilecek komplikasyonları azaltmakla birlikte hastanın operasyon sonrası yaşayacağı süreci de belirgin şekilde rahatlatmaktadır. Bununla birlikte ilgili bölgenin iyileşme süresi ve işlemlerin maliyetleri de çoğu zaman düşmektedir [3, 4].

Bu çalışmamızda, maksiller posterior bölgede sinüs tabanı sarkması sebebiyle ideal boyutlarda implant uygulanabilmesi için yeterli kemik bulunmayan vakalara, greft uygulanarak yapılacak lateral sinüs tabanı yükseltme işlemi ve alternatif tedavi metotları karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda karşılaştığımız tedavi metotları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. Model: Sinüs varlığının elimine edildiği kontrol grubu
2. Model: Greft kullanılarak uygulanan açık teknikle sinüs tabanı yükseltme
3. Model: Greft kullanılmadan uygulanan kapalı teknikle sinüs tabanı yükseltme
4. Model: Sinüs bölgesine kısa implant uygulanması
5. Model: Sinüs sınırına teğet şekilde mesiale açlandırılmış implant uygulanması
6. Model: Sinüs bölgesine protetik kantilever uygulaması

Geçmiş yıllarda yapılan birçok çalışmada başarısını kanıtlamış olan Açık STY işlemi çalışmamızda da kontrol grubuna en yakın grup olarak izlenmiş ve diğer gruplara göre oldukça başarılı sonuçlar vermiştir.

2. Modelde canlandırdığımız Açık STY grubuna, vertikal ve oblik kuvvet uygulamaları sonucu implant çevresi kemikte oluşan gerilme ve sıkışma stresleri oldukça düşük seviyede gözlenmiştir. Açık STY modelinde, kemik üzerinde oluşan streslere benzer şekilde implantlar üzerinde oluşan stresler de oldukça düşük olup, yaklaşık olarak kontrol grubu seviyesinde ölçülmüştür. Ayrıca bu grupta sinüs içerisinde yaratılan greft materyali üzerinde hem vertikal hem oblik kuvvetlere karşı özellikle gerilme değerleri açısından, aynı modelin spongios kemiğine yakın stresler oluşmuştur. Bu durum greft materyalinin kemiğe implant tarafından iletilen gerilme kuvvetlerinin emilmesinde ciddi katkı sağladığı şeklinde yorumlanabilir. Diğer yönden greft materyalleri sıkışma kuvvetlerine karşı da etkili olduğu izlenmiştir.

Kapalı sinüs tabanı yükseltme tekniği, hekim açısından daha pratik, hasta açısından ise daha az travmatik ve komplikasyon riski düşük bir tedavi olarak öne çıkmaktadır. Bunun yanı sıra açık tekniğe kıyasla kemik greftine ihtiyaç duyulmaması da mali olarak bir avantaj olarak görülebilir. Buna karşın tekniğin sinüs tabanında kazandırabileceği yükseklik miktarı kısıtlı olup 2 – 3 mm kadardır. Bu durum tekniğin belirli bir kemik yüksekliğinin altında kullanılmasının hem primer stabilitenin sağlanabilmesini güçleştirmesine hem de sinüs membranının perforasyon riskini arttırmasına yol açmaktadır [3, 4]. Kapalı STY tekniği çalışmamızın 3. grubunda canlandırılmıştır.

International Team for Implantology 4. Uluslararası konsensus konferansında [98] sunulan verilere göre; Kapalı STY işlemleri hakkında literatür taraması yapılmış ve toplam 18 çalışmanın sonuçları incelenmiştir. Çalışmalarda 1096 hastada 1744 implant yerleştirilmiştir. 12-64 aylık (ortalama 27,1 ay) protetik yükleme sonrası başarı oranları %83-100 (ortalama %95,9) olarak rapor edilmiştir.

Bizim çalışmamızda Kapalı STY grubuna, vertikal ve oblik kuvvet uygulamalarında implant çevresi kortikal kemikte stres oluşumu diğer modellerle kıyaslandığında ortalama seviyelerde, spongiöz kemikte oluşan gerilme ve sıkışma kuvvetleri ise oldukça yüksek seviyede ölçülmüştür. Bu durum SESA uygulamasında, tekniğin biyolojik ortamda uygulanması sonucu oluşacağı kabul edilen sinüs membranı ile implant arasındaki kemiğin canlandırılmamasına bağlanabilir.

Tekniğin biyolojik ortamda özellikle sinüs membranına zarar verilmeden ve diğer kurallarına uygun şekilde uygulanması durumunda Açık STY grubuna benzer sonuçlar verilmesi beklenmektedir. Bu durum greft kullanılmadan yalnızca sinüs membranının yükseltilmesi ile bölgede kemik elde edilen literatür çalışmalarınca desteklenmektedir.

Konuyla ilgili yapılan 8 farklı çalışmada greft materyali kullanılmadan kapalı STY işlemi ile başlangıç kemik yüksekliği ortalama 5,8 mm olan 249 hasta için 443 implant uygulaması yapılmıştır. Başarı oranları 12-36 aylık takipte (ortalama 23,3 ay), yükleme sonrası %91,4-100 (ortalama %95,6) olarak verilmiştir [98].

Başka bir çalışmada Mazor ve ark. [111] 20 hastaya toplam 41 implant uygulamıştır. Çalışmada 25 sinüs membranının kaldırılmasının ardından yerleştirilen implantlar sinüs membranını yukarıda sabitlemiştir. Oluşan boşluğa Platelet-Rich Fibrin (PRF) doldurulmuştur. Ortalama olarak residüel 2.9mm ( $\pm 0.9$ mm) kemik yüksekliği olan hastalarda çalışma sonrası kemik miktarı 10.1mm ( $\pm 0.9$ mm)'ye yükselmiştir. İmplant kaybı rapor edilmemiştir. Bölgeden 6 ay sonra yapılan biyopsilerin histolojik incelenmesinde kemik matriksi %30'un üzerine varan, iyi organize canlı kemik dokusu bulunmuştur.

Thor ve ark. [107] yayınladıkları klinik çalışmada lateral teknik kullanarak 27 sinüs lift uygulamasını aynı seansta implant uygulamasıyla beraber yapmışlar ve farklı olarak bölgeye herhangi bir greft materyali yerleştirmemişlerdir. Sinüs membranı kaldırılarak, işlem sonrasında yerleştirilen implantların apeksine temas edecek şekilde konumlanmıştır. Ortalama 6.51mm kemik oluşumu rapor edilmiştir. 4 yılın sonunda 1 Implant (28. Ayda) kaybı rapor edilmiştir. Hastada herhangi bir komplikasyon oluşmamıştır. 5.5mm'den az residüel kemiğe sahip hastalarda kemik kazancı (7.1mm), genel ortalama (6.5mm) oranla daha fazla not edilmiştir. Implant uzunluğu arttıkça kemik oluşumunda da artış gözlenmiştir.

Maksilla posterior bölgede yetersiz vertikal kemik yüksekliği bulunan vakalarda, STY işleminin yerine en çok tercih edilen alternatif tedavi yöntemlerinden biri kısa implantların uygulanmasıdır [3, 4]. Bu durum araştırmamızda 4. senaryoda yer alan model üzerinde 5 mm uzunluğunda implant kullanılarak canlandırılmıştır.

Son yıllarda araştırmacıların yaptığı çalışmalarda kısa implant kullanımını destekler nitelikte oldukça fazla çalışma karşımıza çıkmaktadır. Bu araştırmacılardan biri olan Annibali ve ark.'nın [233] kısa implantlar hakkında yaptıkları 2 randomize kontrollü çalışma ve 14 farklı literatür içeren sistemik derlemelerinde 3848 hastaya uygulanan 6193 kısa implantın başarı oranlarını ortalama 3 yıllık takipler sonucu rapor etmişlerdir. Bu çalışmaya göre kısa implantların sağ kalım oranı %99,1, biyolojik başarı oranı %98,8 ve biyomekanik başarı oranı %99,9 olarak bildirilmiştir.

Şeker ve ark. [234] sinüs lifte alternatif implant uygulamaları üzerine SESA metodu ile yaptıkları araştırmada 4 model oluşturmuşlardır. Çalışmada tüm modellerde 1. Premolar bölgede bir adet düz implant yerleştirilmiştir. Birinci modelde 1. Molar bölgede bir adet kısa implant, ikinci modelde 2. Premolar ve 1. Molar bölgede iki adet kısa implant, üçüncü modelde 1. Premolar bölgede distale açılı implant ve dördüncü modelde ise 2. Premolar bölgede kısa implant 1. Molar bölgede distale açılı implant uygulamışlardır. Araştırmacılar kısa-geniş implantların sinüs lifte iyi bir alternatif olduğu görüşünü bildirmişlerdir.

Doğan ve ark. [235] açılı implant yerleşiminden faydalanılan “All-on-Four” implant yerleşimi konseptini SESA metoduyla kısa implantlar ve diğer alternatif tedavi metotlarıyla kıyaslamışlardır. Çalışmada oluşturulan 1. Modelde “All-on-Four” konsept (2 adet düz kısa implant – 2 adet uzun açılı implant) , 2. Modelde düz yerleştirilen iki adet uzun (13 mm) - iki adet kısa (7 mm) implant, 3. Modelde düz yerleştirilen dört uzun – iki kısa implant ve 4. Modelde düz yerleştirilen iki uzun – dört kısa implantın mandibulaya yerleşimi simüle edilmiştir. Çalışmada tamamen dişsiz mandibulanın implantlar ile tedavisinde, molar bölgede kısa implant kullanımının, aynı bölgede açılı implant kullanımına göre daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir.

Slotte ve ark. [232] yaptıkları klinik çalışmada 100 adet 4 mm uzunluğunda 4.1 mm çapında implantları posterior mandibulaya uygulayarak 2 yıllık takibini yapmışlardır. Bu çalışmada araştırmacılar uyguladıkları implantların benzer çalışmalardan farklı olarak 4 mm gibi oldukça kısa olmaları ve 4.1 mm gibi nispeten dar çaplı olmalarına rağmen çalışma sonunda implantlar için 2 yılın sonunda % 92.3 başarı oranı rapor etmişlerdir.

Buna karşın çalışmamız, STY işlemi yerine kısa implant kullanımını öneren çalışmalarla karşılaştırıldığında benzer sonuçlar vermemektedir. Elde ettiğimiz verilere göre, Açık STY grubunda hem kemik hem implantlar üzerinde kısa implant grubundan daha az stres oluşmuştur. Bu nedenle çalışmamızda tedavi seçenekleri arasında ilk tercihin, STY işlemi uygulanarak ideal uzunlukta implant yerleştirilmesi olması gerektiği fakat STY işlemleri için herhangi bir kontrendikasyon varlığında kısa implant ile tedavinin tercih edilebilecek bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda elde ettiğimiz verilere göre, vertikal kuvvet uygulamaları sonucu, hem kemik çevresinde hem de implantların çevresinde oluşan stres değerleri açısından kısa implant grubunun diğer gruplara kıyasla başarısız olduğu görülmüştür. Diğer yönden kısa implant grubu oblik kuvvetlere karşı, vertikal kuvvetlere gösterdiği tepkilere göre daha başarılı sonuçlar vermiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde, das Neves ve ark. [236] yaptıkları çalışmada, 7 mm'den kısa implantların uzun dönem başarısının halen tartışmalı olduğunu fakat STY işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından tercih edilebileceklerini bildirilmektedir.

Yapılan araştırmalar kısa implantların, özellikle posterior bölgelerde yoğunlaşan yüksek oklüzal streslerin krestal bölgede oluşturduğu rezorbsiyon sebebiyle başarısızlığa uğradığını rapor etmektedir [234]. Kısa implantların, çalışmamızda olduğu gibi sıklıkla kemik kalitesi ve hacminin en düşük olduğu posterior maksilla da uygulanması başarısında ki düşüşün nedeni olarak değerlendirilebilir.

Maksiller sinüs bölgesi kısmi dişsiz olan hastalarda eğer bölgede implantların açılı yerleştirilebilmesine engel olabilecek dişler mevcut değilse, implantların açılı yerleştirilerek sinüs sınırlarını teğet geçmesi sağlanabilir. Benzer olarak implantların 2. Molar bölgesinden tüber bölgesine distal yönde açı yapacak şekilde yerleştirilebilmesi de bir alternatiftir. Bu yaklaşımlar, genel tedavi süresini potansiyel olarak kısaltacak ve daha uzun implantların kullanımına izin vererek, üst çene posterior sahaya yerleştirilen implantların primer stabilitesine katkıda bulunacaktır [3, 4]. Çalışmamızda oluşturduğumuz 5. grupta sinüs sınırlarını teğet geçecek şekilde mesial sınıra açılı implant yerleştirilmesi yer almaktadır.

Çalışmamızda açılı implant grubu, kısa implantların vertikal kuvvetlere olan zaaflarının tam tersi şekilde bulgular vererek vertikal kuvvetlere karşı oldukça başarılı sonuçlar verirken oblik kuvvetlere karşı yüksek stres değerleri oluşturmuştur. Oblik kuvvet uygulamaları sonucu hem kemik çevresinde oluşan gerilme – sıkışma değerleri hem de implant çevresinde oluşan stres değerleri açısından diğer gruplara kıyasla başarısız sonuçlar verdiği gözlenmiştir. Açılı implant grubunda özellikle oblik kuvvet uygulamaları sonucu yükün büyük kısmını 1. implanta ileterek bu grupta düz yerleştirilen implant üzerinde yüksek stres oluşturduğu gözlenmiştir.

Konuyla ilgili Rosen ve ark. [237] yayınladıkları çalışmalarında sinüs lifting işleminden kaçınabilmek üzere 19 hastanın üst çenesine, 4 ile 6 arasında değişen sayılarda ve sinüse komşu posterior implantlar açılı olmak üzere toplam 103 açılı implant yerleştirmişlerdir. Ortalama 10 yıllık takipler sonucu araştırmacılar açılı implant uygulamalarının sinüs lifting işlemlerine iyi bir alternatif olduğu görüşüne varmışlardır.

Penarrocha-Oltra ve ark. [238] açılı yerleştirilen implantlar ile atrofik maksillanın tedavisi hakkında yaptıkları literatür incelemesinde toplam 13 çalışmayı incelemişlerdir. 319 hastaya uygulanan 782 açılı ve 666 düz yerleştirilen implantın değerlendirildiği çalışmada düz yerleştirilen implantların başarı oranının % 91.3 ile % 100 arasında değiştiğini, açılı implantların başarı oranının ise % 92.1 ile % 100 olduğunu bildirmişlerdir. Yazarlar literatür taramasına göre açılı implantların tek başlarına ya da düz implantlarla kombine kullanılmalarının başarılı, düşük komplikasyonlu ve yüksek hasta konforu sağlayan işlemler olduğu sonucuna varmışlardır.

Çalışmamızın 6. Grubunu oluşturan kantilever köprülerin kullanımı biyomekanik açıdan bazı sakıncalar taşımakta ise de maksiller sinüs sarkması gibi durumlarda bazı vakalarda oluşan hastanın sabit tedavi ihtiyacını kantilever sabit köprü protezleriyle gidermek gerekebilmektedir [173, 239]. Bu bölgeye uygulanacak kantilever sistemlerinde, implantlar sinüs bölgesinin mesialine yerleştirilir ve sinüs bölgesi üzerine protetik olarak distal kantilever (kanat) eklenir.

Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre kantilever protezlerden yararlanan gruba vertikal ve oblik kuvvet uygulamaları sonucu implant çevresi kemikte oluşan gerilme ve sıkışma kuvvetleri oldukça yüksek seviye ölçülmüştür. Kantilever grubu, kemik çevresinde oluşan stresler açısından diğer gruplar arasında en başarısız sonuçları vermiştir.

Vertikal yükleme sonucu 1. Implant üzerinde yüksek stres değerleri saptanırken özellikle 2. Implant diğer gruplar arasında üzerinde en fazla stres oluşan implant olarak öne çıkmıştır. 2. Implant hem vertikal hem oblik kuvvetlerden yüksek oranda etkilenirken, 1. Implant üzerinde en fazla stresi oblik kuvvetler oluşturulmuştur.



Bizim bulgularımıza karşın, Romeo ve ark. [173] yaptıkları çalışmalarda anatomik zorluklar nedeniyle maksilla ve mandibulada uygulanan distal kantilever uygulamalarının 7 yıllık takiplerinde %100 başarı elde etmiş buna rağmen kantileverin mesial yönde uygulanması sonucu %97,1 oranında başarı rapor etmiştir. Bu çalışmada ortalama bir premolar diş boyutunda, 6.7mm'lik (+/- 1.17 mm ) kantileverlerden yararlanmışlardır. Bu çalışmayı eleştiren diğer araştırmacılar [3], çalışmada kantilever uygulanan bölgeler çevresinde doğal dişlerin var olduğu ve bu nedenle kuvvetleri dağıttıkları yönünde görüş bildirmiş ve çalışmanın çok yüksek başarı oranları elde etmesinin bir anlam ifade etmediğini bildirmişlerdir.

Benzer şekilde, Becker [240] ve Tan [117] yaptığı benzer çalışmalarda uygun bir periodontal destek ve okluzyon koşullarında yapılmış implant-implant ve implant-diş bağlantılı kantilever köprülerin klinik gözlemlerinde başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Benzer şekilde Meriç ve Erkmen [241] SESA yöntemi kullanarak oluşturdukları senaryoda, farklı boyun tasarımlarına sahip 2 implantı, bir üyesi kantilever uzantı olmak üzere üç üyeye sahip sabit protez bulunan modelde karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar kantilever uzantılı protezleri, anatomik kısıtlama bulunan bölgenin implant öncesi hazırlığının yerine kullanılabilecek iyi bir alternatif olarak önermişlerdir.

Bizim çalışmamıza benzer sonuçlar elde edilen Akça ve ark. [242] yaptığı in vitro çalışmalardan çıkan sonuçlarda ise implant destekli kantilever protez yapımından kaçınılması gerektiğini söylemişlerdir. Bu çalışmaya paralel bir başka araştırmada Zampelis ve ark. [243] 2 boyutlu SESA yöntemi ile protetik kantilever uzantısına sahip düz yerleştirilen implantlar ile kantilever uzantısız protez yapılabilmesi amaçlı açılı implant yerleşimini karşılaştırdıkları çalışmalarında, kantilever uzantısı kullanımının yerine açılı implant yerleştirilmesinin mekanik açıdan daha iyi olacağını sonucuna varmışlardır.

Yapılan bir başka çalışmada Bevilacqua ve ark. [244] SESA yöntemi kullanarak implantların açılı yerleştirilmesi ve kantilever uygulamalarının etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada mandibulada interforaminal sahaya yerleştirilen 4 implantın üzerine farklı modellerde 11,6 mm, 8,3 mm ve 5 mm kantileverlere sahip protezler yerleştirilmiş ve aynı modellerde distal sahada düz yerleştirilen iki implantın yerleştirilme açıları 15, 30 ve 45 derece olarak değiştirilmiştir. Araştırmacılar implantların açılı yerleştirilmesinin implant çevresi dokularda stres oluşumunu azaltacağı fakat kantilever kullanımının ise stres oluşumunu artırarak başarısızlığa sebep olabileceği sonucuna varmışlardır.

## 6. SONUÇLAR

Çalışmamızda **Açık STY işlemi uygulanan grup** hem kemikler hem de implantlar üzerinde oluşturduğu stresler açısından kontrol grubuna en yakın sonuçları vererek **en başarılı grup** olarak ön plana çıkmıştır.

**KAPALI STY grubu** uygulanan kuvvetler karşısında **kortikal kemik ve implantlar üzerinde** oluşan stresler açısından **kontrol grubuna benzer sonuçlar verirken, spongiöz kemikte** tekniğin biyolojik ortamda uygulanmasının ardından, **teorik olarak belirli bir zaman sonra implant ile sinüs membranı arasında artması beklenen spongiöz kemik miktarı ile azalacağı düşünülen stresler oluşmuştur.**

**KISA IMPLANT grubu** diğer gruplara göre **vertikal kuvvetler karşısında** kemik üzerinde neden olduğu aşırı sıkışma ve gerilme kuvvetleri ve özellikle 2. implant olmak üzere her iki implant üzerinde oluşturduğu stresler nedeniyle **dezavantajlı bir görüntü çizmektedir. Oblik kuvvetlere** karşı ise kısa implant grubu **başarılı bir görüntü çizmiştir.**

**AÇILI IMPLANT grubu** diğer gruplara göre **oblik kuvvetler karşısında** kemik üzerinde neden olduğu aşırı sıkışma ve gerilme kuvvetleri ve özellikle 1. implant olmak üzere her iki implant üzerinde oluşturduğu stresler nedeniyle **dezavantajlı bir görüntü çizmektedir. Açılı implant grubu vertikal kuvvetlere** karşı ise **başarılı bir görüntü çizmiştir.**

**KANTILEVER grubu** hem oblik hem vertikal kuvvetler karşısında kemikte ve implantlar üzerinde oluşturduğu stresler açısından **en başarısız sonuçları vermiştir.** Özellikle 2. Implant üzerinde diğer gruplara göre belirgin bir farkla en fazla stres oluşturan grup olmuştur. Ayrıca premolar bölgede yer alan 1. implant üzerinde de açılı implant grubu ile birlikte en yüksek stres oluşturan gruplardan biridir.

**KISA IMPLANT grubu ile AÇILI IMPLANT grubu karşılaştırıldığında;** KISA IMPLANT grubu vertikal kuvvetler karşısında yoğun stresler oluştururken, AÇILI IMPLANT grubu ise oblik kuvvetler karşısında yoğun stresler oluşturmaktadır. Bunun yanında; **AÇILI IMPLANT grubu oblik kuvvetler karşısında, kortikal kemik üzerinde çalışmamızın en yüksek sıkışma stres**

**değerini ve 1. implant üzerinde yine çalışmamızın en yüksek stres değerini** vererek daha dezavantajlı duruma düşmektedir. Ayrıca oblik kuvvetlerin çiğneme kuvvetlerini daha iyi yansıttığını bildiren çalışmalar göz önüne alındığında, oblik kuvvetler karşısında daha başarısız sonuçlar veren AÇILI IMPLANT grubu yine dezavantajlı olarak ortaya çıkmaktadır.

**Premolar bölgesinde yer alan implantlar oblik kuvvetler** karşısında en fazla **AÇILI IMPLANT ve KANTILEVER** gruplarında etkilenirken, Molar bölgede yer alan implantlar ise en çok **KANTILEVER** grubunda etkilenmiştir.

**Premolar bölgesinde yer alan implantlar vertikal kuvvetler** karşısında en fazla **KISA IMPLANT ve KANTILEVER** gruplarında etkilenirken, Molar bölgede yer alan implantlar ise en çok **KANTILEVER** grubunda etkilenmiştir.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar klinik uygulanabilirlik açısından yorumlandığında; AÇIK STY işleminin tedavi seçenekleri arasında ilk tercih olması gerektiği kanısına varılmıştır. KAPALI STY işleminin, bölgede yaratılan boşlukta kemik oluşumunu etkileyebilecek bir komplikasyon olan, sinüs membranında perforasyon oluşturmayacak şekilde uygulanması durumunda AÇIK STY ile benzer sonuçlar vereceği düşünülmektedir. Oblik kuvvetler karşısında elde ettiği başarılı sonuçlara dayanarak, STY işlemlerinin uygulanmadığı durumlarda ilk tercihin KISA IMPLANT uygulaması olması gerektiğine inanılmaktadır. Diğer yönden kısa implantların uygulanacağı durumlarda implant sayısını arttırmak üzere, bölgeye bizim senaryomuza göre fazladan uygulanacak üçüncü implant ile vertikal kuvvetlere karşı da desteklenmesinin faydalı olacağını düşünmekteyiz. AÇILI IMPLANT grubunun, vertikal kuvvetlere karşı gösterdiği başarılı sonuçlarla KANTILEVER grubunun önüne geçmesine rağmen oblik kuvvetler karşısında kemik ve implant üzerinde oluşturduğu aşırı stresler nedeniyle maksiller posterior bölgede tedavi seçeneği olarak ilk tercihler arasında yer almaması gerektiğine inanılmaktadır. Alternatif tedavi metodları arasında en başarısız sonuçları veren KANTILEVER uzantılardan mümkün olduğunca kaçınılması gerektiği kanısına varılmıştır.

## KAYNAKLAR

1. Misch, C.E. (2007). *Contemporary Implant Dentistry*. Third Edition ed.: Mosby Elsevier;.
2. Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Mosby.
3. Testori, T., M.d. Fabbro, R. Weinstein, and S. Wallace (2009). *Maxillary Sinus Surgery and Alternatives in Treatment*. First ed.: Quintessence Pub Co.
4. Chen, S., D. Buser, and D. Wismeijer (2011). *ITI Treatment Guide 5: Sinus Floor Elevation Procedures*. Quintessence Publishing Co.
5. Esposito, M., J. Hirsch, U. Lekholm, and P. Thomsen (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences*, 106(1):527-51,
6. Adell, R., U. Lekholm, B. Rockler, and P. Brånemark (1986). Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1):39-52,
7. 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):143-52,
8. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimiğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimiği Dergisi*, 11(1):18-23,
9. Baran, N.M. (1991). *Finite Element Analysis on Microcomputers*. McGraw-Hill.
10. Bathe, K.J. (2007). *Finite element procedures*. Klaus-Jurgen Bathe.
11. DeTolla, D., S. Andreana, A. Patra, R. Buhite, and B. Comella (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2):77-81,
12. Jianping, G., Y. Weiqi, and X. Wei (2008). *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry*. Springer.
13. Arıncı, K. and A. Elhan (2006). *Anatomi Cilt 1. 4. Baskı ed. Vol. 1*. Ankara: Güneş Kitabevi.
14. Mescher, A.L. (2013). *Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas*. Vol. 13. McGraw-Hill Medical.
15. Nanci, A. (2012). *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function*. Eighth Edition ed.: Mosby.
16. Lien, Y., M. Tseng, and R. Stren (1992). Glucose and glucose analogs modulate collagen metabolism. *Experimental and Molecular Pathology*, 57(3):215- 21.
17. Kadler, K.E., D.F. Holmes, J.A. Trotter, and J.A. Chapman (1986). Collagen fibril formation. *Journal of Biochemistry*, ;316: 1- 11.
18. Webster, S.S.J. (2001), *Bone Mechanics Handbook*, S.C. Cowin, Editor., CRC Press: Florida. p. 1- 68.
19. Suda, T., N. Takahashi, and T. Martin (1992). Modulation of osteoclast differentiation. *Journal of Endocrinology*, 13: 66.,
20. Eşrefoğlu, M. (2004). *Genel ve Özel Histoloji*. Malatya: Pelikan Yayıncılık.
21. Garg, A.K. (2004). *Bone Biology, Harvesting, and Grafting For Dental Implants: Rationale and Clinical Applications*. Florida: Quintessence Publishing.
22. Fawcett, D.W. (1998). *Bloom & Fawcett textbook of Histology*. CRC Press.
23. Mundy, G.R. (1999). *Bone Remodelling and its Disorders*. London: Mundy GR.
24. Roodman, G. (1996). Advances in bone biology: the osteoclast. *Endocrine Reviews*, 17(4):308-32.,
25. Astrand, P., B. Engquist, S. Dahlgren, E. Kertsin, and H. Feldmann (2004). Astra Tech and Branemark system implants: a 5 -year prospective study of marginal bone reactions. *Clinical Oral Implants Research*, 413-420,
26. Tuskan, C. and M. Yaltırık (2002 ). *Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Biyomateryaller*. İstanbul: İstanbul Üniv. Yayınları.
27. Williams, P.L. (2004). *Gray's Anatomy*. Churchill Livingstone.

28. Atwood, D. (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity,. *Journal of Prosthetic Dentistry*, Sep;26(3): 266-79.,
29. Branemark, P.-I. (1984). Tissue-Integrated Protheses. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 42 N 8,
30. Stearns, J., R. Fonseca, and M. Saker (2000), *Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures.*, in *Oral and Maxillofacial Surgery*, R. Fonseca, N. Betts, and T. Turvey, Editors., Saunders: Philadelphia.
31. Bancroft, J.D. and M. Gamble (2007). *Theory and Practice of Histological Techniques*. Sixth edition ed., New York: Churchill Livingstone.
32. Parfitt, G.J. (1962). An investigation of the normal variations in alveolar bone trabeculation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 15:1453-63.,
33. MacMillan, H. Structural characteristics of the alveolar process. *International Journal of Orthodontics*, 12:722-30,
34. Woodbury, S., T. Hennig, and R. Fonseca (2000), *Reconstruction of the Edentulous Maxilla*, in *Oral and Maxillofacial Surgery: Reconstructive and Implant Surgery*, R. Fonseca, Editor., Saunders: Philadelphia.
35. Dubravka, K., C. Asja, and L. Biserka (2002). Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture. *Acta Stomatologica Croatica*, 36: 261-265.,
36. Bodic, F., L. Hamel, and E. Lerouxel (2005). Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine* 72(3):215-21,
37. Sennerby, L., G. Carlsson, B. Bergman, and J. Warfvinge (1988). Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated protheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontologica Scandinavica*, 46:135-140.,
38. Barteel, B. (2001). Extraction site reconstruction for alveolar ridge preservation Part 1: Rationale and materials selection. *Journal of Oral Implantology*, 27: 187-193,
39. Cawood, J. and R. Howell (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4):232-6.,
40. Cawood, J. and R. Howell (1991). Reconstructive preprosthetic surgery. Anatomical considerations. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 20: 75-82.,
41. Branemark, P.-I. (1985). *Tissue Integrated Protheses: Osteointegration in Clinical Dentistry.*, Chicago: Quintessence Pub.
42. Misch, C.E. (1988). Bone character: second vital implant criterion. *Dentistry Today*, 7:39-40.,
43. Misch, C.E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *International journal of oral implantology*, 6(2):23-31.,
44. Friberg, B., T. Jemt, and U. Lekholm (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed protheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(2):142-6.,
45. Herrmann, I., U. Lekholm, and S. Holm (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(2):220-30. ,
46. Chavannaz, 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,
47. Mutlu, M.N. (1995), *Sinüs tabanı yükseltilmesinde dondurulmuş kurutulmuş allojenik kemik greftinin kullanılması*, Doktora tezi, Selçuk üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü,
48. van den Bergh, J., C. ten Bruggenkate, and G. Krekeler (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clinical Oral Implants Research*, Jun;11(3):256-65.,
49. Aimetti, M., G. Massei, M. Morra, E. Cardesi, and F. Romano (2008). Correlation between gingival phenotype and Schneiderian membrane thickness. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(6):1128-32.,

50. Hadar, T., E. Yaniv, and Y. Shvili (2009). Histopathological changes of the nasal mucosa induced by smoking. *Inhalation Toxicology*, Nov;21(13):1119-22,
51. Akın, Y. (2009), *Maksiller sinüs augmentasyonunda kullanılan sığır kaynaklı kemik greftinin histolojik ve histomorfometrik değerlendirilmesi.*, Master tezi, Yeditepe üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü,
52. Enlow, D. (1982). *Handbook of Facial Growth*. Second Edition ed., San Francisco: W.B Saunders Company.
53. Buser, D., N. Broggini, and M. Wieland (2004). Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal of Dental Research*, 83: 529-533,
54. Yıldırım, M., H. Spiekermann, S. Handt, and D. Edelhoff (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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16: 23-33, ,
55. Watzek, G., C. Ulm, and R. Haas (1999). Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. *Quintessence international*, 6: 31-47, ,
56. No-authors-listed (2007). Oral implantology. Glossary of implant terms. *Journal of Oral Implantology*, 1, 2-14,
57. Newman, M.G., H. Takei, P.R. Klokkevold, and F.A. Carranza (2011). *Carranza's Clinical Periodontology*. Elsevier.
58. Watzek, G. (1996). *Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects*. Quintessence Publishing Co, Inc.
59. McKinney, R.V. (1991). *Endosteal Dental Implants*. St. Louis: Mosby-Year Book, Inc.
60. Block, M.S. and R.M. Achong (2004), *Osseintegration.*, in *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery Second Edition*, M. Miloro, et al., Editors., Decker Inc: Hamilton London. p. 189-203.
61. McGlumphy, E.A. and P.E. Larsen (2003), *Contemporary Implant Dentistry.*, in *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*, L.J. Peterson, et al., Editors., Mosby Inc: USA.
62. Branemark, P., B. Hansson, and R. Adell (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 16, 1-132.,
63. Peterson, L.J., E. Ellis, J.R. Hupp, and M.R. Tucker (2003). *Contemporary Oral and Maxillofacial surgery*. fourth edition ed.: Mosby, Inc.
64. Schenk, R.K. and D. Buser (1998). Osseointegration :a reality. *Periodontology 2000*, 17, 1, 22-35.
65. Adell, R. and P.-I. Branemark (1992). *Advanced Osteointegration Surgery: Application in the Maxillofacial Region*. Chicago: Quintessence Pub.
66. Albrektsson, T., G. Zarb, P. Worthington, and A. Eriksson (1986). The long term efficiency of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. . *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1:11-25.,
67. Adell, R., U. Lekholm, B. Rockler, and P. Brånemark (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. . *International Journal of Oral Surgery* 10:387-416.,
68. Huang, H., C. Chiu, and C. Yeh (2003). Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 14, 437-443.
69. Huang, H., M. Tsai, and K. Su (2012). Relation between initial implant stability quotient and bone-implant contact percentage: an in vitro model study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, e1-e5.,
70. Dario, L., P. Cucchiari, and A. Deluzio (2002). Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *Journal of the American Dental Association*, Vol.133, 483-490,
71. Türker, M. and Ş. Yücetaş (2004). *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi*. 3. Baskı ed., Ankara: Özyurt Matbaacılık Hizmetleri.
72. Tunalı, B. (2004). *Oral implantoloji*. 3 ed.: Nobel Tıp Kitabevleri.

73. Kaban, L., M. Pogrel, and D. Perrott (1997). Complications in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55, 6,
74. Sones, A.D. (1989). Complications with osseointegrated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62:581,
75. Ui-Won, J. and H. Ji-Youn (2010). A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 40(2):76-85.,
76. Li, T., K. Hu, and L. Cheng (2010). Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling*, 35:446-56.,
77. Rieger, M., W. Adams, and G. Kinzel (1989). Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4): 436-40.,
78. Jividen, G.J. (1998). Immediate placement of wide-diameter implants in the premaxilla. . *Dental implantology update*, 9(12):89-92.,
79. Graves, S., C. Jansen, and A. Siddiqui (1994). Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. . *Australian prosthodontic journal*, 8:31-7.,
80. Langer, B., L. Langer, I. Herrmann, and L. Jorneus (1993). The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(4):400-8.,
81. Lee, J., Y. Kim, and C. Kim (2002 ). Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(4):402-8,
82. Olate, S., M. Lyrio, M. de Moraes, R. Mazzone, and R. Moreira (2010). Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(2):414-9.,
83. Winkler, S., H.F. Morris, and S. Ochi (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*, 5(1):22-31.,
84. Block, M.S., A. Delgado, and M.G. Fontenot (1990). The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. . *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48(2):174-8.,
85. Wyatt, C.C. and G.A. Zarb (1998). Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2):204-11.,
86. Liang, K., G. Zexu, and H. Kaijin (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*, 40:935-40,
87. Liang, K., Z. Yunzhan, H. Kaijin, and L. Dehua (2009). Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, 40:474-78.,
88. Friberg, B., L. Sennerby, N. Meredith, and U. Lekholm (1999). A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 28: 297-303.,
89. Ademhan, O. (2013), *Posterior rezorbe üst çenede, farklı tasarımlarda ve boyutlarda dental implant uygulaması ile kemik üzerinde oluşan stresin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması* Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara,
90. Kohn, D. (1992). Overview of factors important in implant design : Review. *Journal of Oral Implantology*, 18(3): 204-19.,
91. Chun, H., S. Cheong, J. Han, and S. Heo (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6):565-74.,
92. Jensen, O.T. (2006). *The Sinus Bone Graft*. Second Edition ed.: Quintessence Pub Co.
93. Boyne, P.J. and R.A. James (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Journal of oral surgery*, 38:613-616,



94. Tatum, H. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America*, 30:207-222.,
95. Summers, R. (1996). Conservative osteotomy technique with simultaneous implant insertion. *Dental implantology update*, 7:49-53,
96. Summers, R. (1994). A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique, *Compendium*, 154-156,
97. Rosen, P.S., R. Summers, and J.R. Mellado (1999). The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14:853-858,
98. No-authors-listed (2009). Proceedings of the 4th International Team for Implantology (ITI) Consensus Conference, August 2008, Stuttgart, Germany. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 Suppl:7-278,
99. Zitzmann, N.U. and P. Schärer (1998). Sinus elevation procedures in the resorbed maxilla: compansion of the crestal and the lateral approaches. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 85: 8-17,
100. Barone, A., R. Crespi, and N. Aldini (2005). Maxillary sinus augmentation: histologic and histomorphometric analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20:519-25.,
101. van den Bergh, J., C. ten Bruggenkate, and G. Krekeler (1998). Sinus floor elevation and grafting with autogenous iliac crest bone. *Clinical Oral Implants Research*, 9: 429-435,
102. John, H.D. and B. Wenz (2004). Histomorphometric Analysis Of Natural Bone Mineral For Maxillary Sinus Augmentation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19: 199-207,
103. Ozyuvaci, H., I. Aktas, and K. Yerit (2005). Radiological evaluation of sinus lift operation: what the general radiologist needs to know. *Dentomaxillofacial Radiology*, 34: 199-204,
104. Vercellotti, T., S. De Paoli, and M. Nevins (2001). The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 21(6): 561- 567,
105. Soltan, M. and D.G. Smiler (2005). Antral membrane balloon elevation (Abstract). *Journal of Oral Implantology*, 31: 85-90,
106. Sani, E., M. Veltri, and M.C. Cagidiaco (2008). Sinus membrane elevation in combination with placement of blasted implants: A 3-year case report of sinus augmentation without grafting material. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37, 966-969.
107. Thor, A., L. Sennerby, J.M. Hirsch, and L. Rasmusson (2007). Bone Formation at the Maxillary Sinus Floor Following Simultaneous Elevation of the Mucosal Lining and Implant Installation Without Graft Material: An Evaluation of 20 Patients Treated With 44 Astra Tech Implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*,
108. Kaneko, T., I. Masuda, N. Horie, and T. Shimoyama (2012). New Bone Formation in Nongrafted Sinus Lifting With Space-Maintaining Management: A Novel Technique Using a Titanium Bone Fixation Device. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 70:e217-e224,
109. Oliveira, G.R.D., S. Olate, and L.C. Pereira (2013). Maxillary Sinus Floor Augmentation Using Blood Without Graft Material. Preliminary Results in 10 Patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71:1670-1675,
110. Schweikert, M., D. Botticelli, and J.A.d. Oliveira (2011). Use of a titanium device in lateral sinus floor elevation: an experimental study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, Res 23, 100-105.
111. Mazor, Z., R.A. Horowitz, and M.D. Corso (2009). Sinus Floor Augmentation With Simultaneous Implant Placement Using Choukroun's Platelet-Rich Fibrin as the Sole Grafting Material: A Radiologic and Histologic Study at 6 Months. *Journal of Periodontology*,

112. Blomqvist, J., P. Alberius, and S. Isaaksson (1997). Sinus inlay bone augmentation: comparison of implant positioning after one- or two-staged procedures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 278-291
113. Winter, A., A. Pollack, and R. Odrich (2002). Placement of implants in the severely atrophic posterior maxilla using localized management of the sinus floor: a preliminary study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5: 687-695, ,
114. Ellegaard, B., J. Kølsten-Petersen, and V. Baelum (1997). Implant therapy involving maxillary sinus lift in periodontally compromised patients. *Clinical Oral Implants Research*, Res 4: 305-15,
115. Misch, C.E. (1987). Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. *International journal of oral implantology*, 2: 49-58,
116. Hürzeler, M., C. Quiñones, and A. Kirsch (1997). Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and dental implants in monkeys. Part III. Evaluation of autogenous bone combined with porous hydroxyapatite. *Clinical Oral Implants Research*, Res 5: 401-411,
117. Tan, W.C.P., B. E., M. Zwahlen, and N.P. Lang (2008). A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *Journal of Clinical Periodontology*, 35(8 Suppl):216-40,
118. Pjetursson, B.E., D. Ignjatovic, G. Matuliene, U. Brägger, K. Schmidlin, and N.P. Lang (2009). Transalveolar maxillary sinus floor elevation using osteotomes with or without grafting material. Part II: Radiographic tissue remodeling. *Clinical Oral Implants Research*, 10.1111/j.1600-0501.2009.01721.x.
119. Gabbert, O., A. Koob, M. Schmitter, and P. Rammelsberg (2009). Implants placed in combination with an internal sinus lift without graft material: an analysis of short-term failure. *Journal of Clinical Periodontology*, 10.1111/j.1600-051X.2008.01357.x.
120. Jensen, S.S. and H. Terheyden (2009). Bone augmentation procedures in localized defects in the alveolar ridge: clinical results with different bone grafts and bone-substitute materials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 Suppl:218-36.,
121. Chiapasco, M., P. Casentini, and M. Zaniboni (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 Suppl:237-59.,
122. Hernández-Alfaro, F., M.M. Torradeflot, and C. Marti (2008). Prevalence and management of Schneiderian membrane perforations during sinus-lift procedures. *Clinical Oral Implants Research*, 19(1):91-8. Epub 2007 Oct 23.,
123. Nkenke, E. and F. Stelzle (2009). Clinical outcomes of sinus floor augmentation for implant placement using autogenous bone or bone substitutes: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 10.1111/j.1600-0501.2009.01776.x.
124. Engelke, W., W. Schwarzwäller, A. Behnsen, and H.G. Jacobs (2003). Subantrosopic laterobasal sinus floor augmentation (SALSA): an up-to-5-year clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(1):135-43.,
125. Lee, J., U. Jung, C. Kim, S. Choi, and K. Cho (2008). Histologic and clinical evaluation for maxillary sinus augmentation using macroporous biphasic calcium phosphate in human. *Clinical Oral Implants Research*, 10.1111/j.1600-0501.2008.01520.x.
126. Kim, Y., P. Yun, S. Kim, B. Kim, and J. Ong (2009). Evaluation of sinus bone resorption and marginal bone loss after sinus bone grafting and implant placement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 107(2):e21-8.,
127. Zijdeveld, S., J. van den Bergh, E. Schulten, and C. ten Bruggenkate (2008). Anatomical and surgical findings and complications in 100 consecutive maxillary sinus floor elevation procedures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 66(7):1426-38,
128. Schwartz-Arad, D., R. Herzberg, and E. Dolev (2004). The prevalence of surgical complications of the sinus graft procedure and their impact on implant survival. *Journal of Periodontology*, 75(4):511-6.,

129. Velich, N., Z. Németh, C. Tóth, and G. Szabó (2004). Long-term results with different bone substitutes used for sinus floor elevation. *The Journal of craniofacial surgery*, 15(1):38-41.,
130. Nocini, P.F., M. Albanese, and A. Fior (2000). Implant placement in the maxillary tuberosity: the Summers' technique performed with modified osteotomes. *Clinical Oral Implants Research*, 11: 273-278,
131. Ness, G. (2000), *Maxillary Sinus Grafts and Implants*, : , in *Oral and Maxillofacial Surgery*, R. Fonseca, Editor., WB. Saunders Company: Pennsylvania.
132. Roberts, W., P. Turley, N. Brezniak, and P. Fielder (1987). Implants: bone physiology and metabolism. *Journal of the California Dental Association* 15(10): 54-61.,
133. Roberts, W., R. Smith, Y. Zilberman, and P. Mozsary (1984). Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. . *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 86(2): 95-111.,
134. Turner, C.H. and D.B. Burr (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*, 14(4): 595-60,
135. Turner, C., I. Owan, and Y. Takano (1995). Mechanotransduction in bone: role of strain rate. *American Journal of Physiology*, 269 (3 Pt 1): E438-442,
136. Piattelli, A., M. Corigliano, and A. Scarano (1998). Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. *Journal of Periodontology*, 69(3): 321-327.,
137. Misch, C., J. Hoar, G. Beck, R. Hazen, and C. Misch (1998). A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dentistry*, 7(1): 35-42.,
138. Ulusoy, M. and A.K. Aydın (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. 3th ed. Vol. Cilt I. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
139. Piattelli, A., M. Corigliano, A. Scarano, and M. Quaranta (1997). Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 17: 162-169.,
140. Piattelli, A., A. Ruggeri, and M. Franchi (1993). An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *Journal of Oral Implantology*, 19(4): 314-320. ,
141. Berglundh, T., I. Abrahamsson, and J. Lindhe (2005). Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 32(9): 925-932.,
142. Sahin, S., M. Cehreli, and E. Yalcin (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *Journal of Dentistry*, 30(7-8):271-82.,
143. Baumeister, T. and E.A. Avallone (2006). *Marks' Standard Handbook for Mechanical Engineers*. 11 ed., New York: McGraw-Hill.
144. Lemons, J.E. and R.W. Philips (2007), *Biomaterials for dental implants in Contemporary implant dentistry*, C. Misch, Editor., Mosby: St Louis.
145. Kitamura, E., R. Stegaroiu, S. Nomura, and O. Miyakawa (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. . *Clinical Oral Implants Research*, 15(4): 401-412.,
146. Rieger, M.R., M. Mayberry, and M.O. Brose (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(6): 671-676.,
147. Hoshaw, S.J., J.B. Brunski, and G.V.B. Cochran (1994). Mechanical loading of Brånemark fixtures affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 9(3): 345-360.,
148. Misch, C., J. Suzuki, F. Misch-Dietsh, and M. Bidez (2005). A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. . *Implant Dentistry*, 14(2): 108-116.,

149. Jung, Y., C. Han, and K. Lee (1996). A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(6): 811-818.,
150. Jemt, T., U. Lekholm, and K. Gröndahl (1990). 3-year follow up study of early single implant restorations ad modum Branemark. . *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 10(5): 340-349.,
151. Ricci, G., M. Aimetti, W. Stablum, and A. Guasti (2004). Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(4): 597-602.,
152. Hämmerle, C., U. Brägger, W. Burgin, and N. Lang (1996). The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. . *Clinical Oral Implants Research*, 7(2): 111-119.,
153. Wiskott, H.W. and U.C. Belser (1999). Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clinical Oral Implants Research*, 10: 429-444.,
154. Boresi, A.P. and R.J. Schmidt (2002). *Advanced mechanics of materials*. 6 th ed.: John Willey & Sons, Inc.
155. Fung, Y.C. (1993). *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. Second ed. ed., New York: Springer-Verlag.
156. Inan, M. (2001). *Cisimlerin mukavemeti*. Istanbul: ITÜ Vakfı Yayın.
157. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers (2011). *Craig's Restorative Dental Materials*. Sixth ed ed., St. Louis, Missouri:: Mosby.
158. Craig, R. and M. Ward (1996). *Restorative dental materials*. . Tenth ed. ed., St. Louis Missouri: Mosby
159. Stanford, C. and R. Brand (1999). Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81: 553- 561.,
160. Frost, H. (1987). The Mechanostat. A proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and bone mass effects of mechanical and non-mechanical agents. . *Journal of Bone and Mineral Research*, 12: 73-85.,
161. Frost, H. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 74(1): 3-15.,
162. Frost, H. (1992). Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(3): 257-271.,
163. Melsen, B. and N.P. Lang (2001). Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 12(2): 144-152.,
164. Pattin, C., W. Caler, and D. Carter (1996). Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 29(1): 69-79.,
165. Fanuscu, M., K. Iida, A. Caputo, and R. Nishimura (2003). Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5): 667-674.,
166. Huang, H., L. Fuh, and C. Ko (2009). Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3): 455-462.,
167. Bahat, O. (2000). Branemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(5):646-53.,
168. Fugazzotto, P., J. Beagle, J. Ganeles, R. Jaffin, J. Vlassis, and A. Kumar (2004). Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of Periodontology*, 75(2):327-32.,

169. Aparicio, C., P. Perales, and B. Rangert (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periost study. *Clinical implant dentistry and related research*, 3(1):39-49.,
170. Fortin, Y., R. Sullivan, and B. Rangert (2002). The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 4(2):69-77.,
171. Testori, T., M. Del Fabbro, M. Capelli, F. Zuffetti, L. Francetti, and R. Weinstein (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 10.1111/j.1600-0501.2007.01472.x.
172. Capelli, M., F. Zuffetti, M. Del Fabbro, and T. Testori (2007). Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(4):639-44.,
173. Romeo, E., D. Lops, E. Margutti, M. Ghisolfi, M. Chiapasco, and G. Vogel (2003). Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 14(3):303-11,
174. Kuhlberg, A. and R. Nanda (2005), *Principles of biomechanics*, in *Biomechanics and Esthetic Strategies in Clinical Orthodontics*, R. Nanda, Editor., Elsevier Inc: St. Louis.
175. Caputo, A.A. and J.P. Standlee (1987). *Biomechanics in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence.
176. Ulm, C., P. Solar, and R. Blahaut (1992). Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 74,131-136,
177. Stegaroiu, R., A. Khraisat, S. Nomura, and O. Miyakawa (2004). Influence of Superstructure Materials on Strain Around an Implant Under two Loading Conditions: A Technical Investigation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(5): 735-42.,
178. Fisher, F.E. (2005), *Stress Analysis*, in *Mechanical Engineers' Handbook, Four Volume Set*, M. Kutz, Editor.
179. Rho, J.Y., R.B. Ashman, and C.H. Turner (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*, 26, 111-119,
180. Bueche, F.J. and D.A. Jerde (1994). *Principles of Physics - Revised (Mcgraw-Hill Schaum's Outline Series in Science)*. sixth ed.
181. Korkmaz, F.M. (2008), *Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi*, Gazi Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi, Ankara,
182. Veziroglu, F. and D. Yilmaz (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,
183. *40 Soruda Marc Mentat ile Sonlu Elemanlar Analizi*. 2009; Available from: <http://d7.elektrik.gen.tr/icerik/40-soruda-marc-mentat-ile-sonlu-elemanlar-analizi>.
184. Hughes, T.J.R. (2000). *The Finite Element Method: Linear Static and Dynamic Finite Element Analysis*. Dover Publications.
185. Van Staden, R.C., H. Guan, and Y.C. Loo (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 9(4) 257-270.,
186. Bölükbaşı, N. (2008), *Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi*, İstanbul Üniversitesi, Oral Implantoloji ABD, İstanbul,

187. Gümüş, H.Ö. (2007), *Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması*, Doktora Tezi, Hacettepe Üni. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara,
188. Shigley, J.E., C.R. Mischke, and R.G. Budynas (2003). *Mechanical Engineering Design (International Edition)*. McGraw Hill Higher Education.
189. Chandrupatla, T.R. (2003). *Finite Element Analysis for Engineering & Technology*. Orient Blackswan.
190. Weinstein, A., J. Klawitter, and S. Anand (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*, 55(5): 772-777,
191. Çankaya, Ö. (2005), *Alt çene total dissizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi.*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı, İstanbul,
192. Stegaroiu, R., H. Kusakari, S. Nishiyama, and O. Miyakawa (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-dimensional finite element analysis. *. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(6):781-790,
193. Van Zyl, P., N. Grundling, C. Jooste, and E. Terblanche (1995). Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(1):51-57,
194. Bozkaya, D., S. Müftü, and A. Müftü (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,
195. İplikçiolu, H. and K. Akça (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30 (1): 41-46,
196. Kitagawa, T., Y. Tanimato, K. Nemoto, and M. Aida (2005). Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dental Materials Journal*, 24(2):219-224.,
197. Kregzde, M. (1993). A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(6):662-673,
198. Tosun, T. (1997), *Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi.* , Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD, İstanbul,
199. Sevimay, M., A. Üsümez, and G. Eskitaşçıoğlu (2005). The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Materials Research*, 73(1): 140-147,
200. Holmgren, E., R. Seckinger, L. Kilgren, and F. Mante (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2):80-8,
201. Lai, H., H. Xiong, M. Xue, C. Yang, and B. Zhang (1997). Three dimensional FEM analysis of stress distribution around dental implants to estimate the influence of the length (Abstract). *Shanghai Journal of Stomatology*, 6(1):20-22,
202. Van Oosterwyck, H., J. Duyck, J. Vander Sloten, G. Van Der Perre, and I. Naert (2002). Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence: a finite element study. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3): 327-333,

203. Clelland, N.L., J.K. Lee, O.C. Bimbenet, and A. Gilat (1993). Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *Journal of Prosthodontics*, 2(3): 183-189,
204. Watanabe, F., Y. Hata, S. Komatsu, T. Ramos, and H. Fukuda (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *The Journal Odontology*, 91(1): 31-36,
205. Siegele, D. and U. Soltesz (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. . *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4):333-340,
206. Meijer, H., J. Kuiper, F. Starmans, and F. Bosman (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(1):96-102,
207. Nelson, S.J. (2009). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 9 ed.: Saunders.
208. Tepper, G., R. Haas, W. Zechner, W. Krach, and G. Watzek (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: 657-665,
209. Fanuscu, M., H. Vu, and B. Poncelet (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2): 59-68,
210. Ferrario, V., C. Sforza, and G. Serrao (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31:18-22,
211. Tanino, F., I. Hayakawa, S. Hirano, and S. Minakuchi (2007). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20:193-198,
212. Baiamonte, T., M. Abbate, F. Pizzarello, J. Lozada, and R. James (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology*, 22(2):104-110,
213. Clelland, N., J. Lee, O. Bimbenet, and W. Brantley (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,
214. Akça, K., M. Cehreli, and H. Iplikçioğlu (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2):115-121,
215. Erkmen, E., B. Simsek, E. Yücel, and A. Kurt (2005). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*, 43(2):97-104,
216. Simşek, B., E. Erkmen, D. Yılmaz, and A. Eser (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 28(3):199-213,
217. Meriç, G., E. Erkmen, A. Kurt, A. Eser, and A. Özden (2012). Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(1):61-71,
218. Meijer, H., F. Starmans, F. Bosman, and W. Steen (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2):147-57,
219. Ismail, Y., L. Pahountis, and J. Fleming (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *International journal of oral implantology*, 4(2):25-31,
220. Friberg, B., L. Sennerby, J. Roos, and U. Lekholm (1995). Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clinical Oral Implants Research*, 6(4):213-9,

221. Clelland, N., Y. Ismail, H. Zaki, and D. Pipko (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4):391-8,
222. Sertgöz, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*, 10(1):19-27,
223. Moaveni, S. (2007). *Finite Element Analysis Theory and Application with ANSYS*. 3 ed.: Prentice Hall.
224. Tada, S., R. Stegaroiu, E. Kitamura, O. Miyakawa, and H. Kusakari (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3):357-68,
225. Ishigaki, S., T. Nakano, and S. Yamada (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1):97-102,
226. Eskitascioglu, G., A. Usumez, M. Sevimey, E. Soykan, and E. Unsal (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):144-50,
227. Hsu, M., F. Chen, H. Kao, and C. Cheng (2007). Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(2):301-9,
228. Cibirka, R., M. Razzoog, B. Lang, and C. Stohler (1992). Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3):361-4,
229. Pilliar, R., D. Deporter, P. Watson, and N. Valiquette (1991). Dental implant design effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(4):467-83,
230. Vaillancourt, H., R. Pilliar, and D. McCammond (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3):351-9.,
231. Koca, O., G. Eskitascioglu, and A. Usumez (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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1):38-44.,
232. Slotte, C., A. Grønningsaeter, A. Halmøy, L. Öhrnell, G. Stroh, S. Isaksson, L. Johansson, A. Mordenfeld, J. Eklund, and J. Embring (2012). Four-millimeter implants supporting fixed partial dental prostheses in the severely resorbed posterior mandible: two-year results. *Clinical implant dentistry and related research*, 10.1111/j.1708-8208.2011.00346.x.
233. Annibali, S., M. Cristalli, D. Dell'Aquila, I. Bigozzi, G. La Monaca, and A. Pilloni (2012). Short dental implants: a systematic review. *Journal of Dental Research*, 10.1177/0022034511425675
234. Şeker, E., M. Ulusoy, O. Ozan, D.Ö. Doğan, and B.K. Şeker (2013). Sinüs Liftte Alternatif İmplant Destekli Sabit Protetik Planlamaların Destek Dokulardaki Stres Dağılımlarının İncelenmesi, 3 Boyutlu SESA Çalışması. *Journal of Dental Sciences*, 19(1):26-35,
235. Ozdemir, D.D., N. Polat, S. Polat, E. Seker, and E. Gül (2012). Evaluation of "All-on-Four" Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clinical implant dentistry and related research*, 10.1111/cid.12024
236. das Neves, F., D. Fones, S. Bernardes, C. do Prado, and A. Neto (2006). Short implants : An analysis of longitudinal studies. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 21(1):86-93,
237. Rosen, A. and G. Gynther (2007). Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 65(5):1010-6,



238. Penarrocha-Oltra, D., E. Candel-Marti, J. Ata-Ali, and M. Penarrocha-Diago (2013). Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 10.1563/AAID-JOI-D-11-00068.
239. Himmel, R., R. Pilo, D. Assif, and I. Aviv (1992). The cantilever fixed partial denture--a literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(4):484-7.,
240. Becker, C. (2004). Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. *Quintessence international*, 35(6):437-41.,
241. Meriç, G., E. Erkmen, A. Kurt, and A. Eser (2011). Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, 10.3109/00016357.2011.572287
242. Akça, K. and H. İplikçioğlu (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4):350-6.,
243. Zampelis, A., B. Rangert, and L. Heijl (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(6 Suppl):S35-43, 10.1016/S0022-3913(07)60006-7.
244. Bevilacqua, M., T. Tealdo, F. Pera, M. Menini, A. Mossolov, C. Drago, and P. Pera (2008). Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *International Journal of Prosthodontics*, 21(6):539-42.,

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KÜÇÜKKURT, Sercan  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 09/07/1985 Ankara  
Medeni hali : Evli  
Telefon : 0 (312) 223 21 18  
E-posta : skucukkurt@gmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Doktora/Uzmanlık	Gazi Üniversitesi /Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD	2014
Yüksek Lisans	Yeditepe Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2009
Lise	Bartın Davut Fıncıoğlu Anadolu Lisesi	2003

### Yabancı Dili

İngilizce



*GAZİ GELECEKTİR..*