

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI

**POSTERİOR REZORBE ÜST ÇENEDE, FARKLI TASARIMLARDA VE
BOYUTLARDA DENTAL İMPLANT UYGULAMASI İLE KEMİK ÜZERİNDE
OLUŞAN STRESİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. Onur ADEMİHAN

Tez Danışmanı
Prof.Dr. Sedat ÇETİNER

ANKARA

Mart 2013

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü**

**Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.**

Tez Savunma Tarihi : 08/03/2013

**İmza
Prof. Dr. İnci Rana KARACA**

**Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı**



**İmza
Prof. Dr. Sedat ÇETİNER
Gazi Üniversitesi**



**İmza
Prof. Dr. Cahit ÜÇOK
Ankara Üniversitesi**



**İmza
Prof. Dr. Dilek ÇANKAL
Gazi Üniversitesi**



**İmza
Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU
Gazi Üniversitesi**



İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY.....	1
İÇİNDEKİLER.....	II
ŞEKİLLER.....	VI
TABLolar.....	XI
SEMBOLLER ve KISALTMALAR.....	XII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Alveoler Kemik Yapısı.....	3
2.2. Alveoler Kemik Rezorpsiyonu.....	4
2.3. Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması.....	6
2.3.1. Kemik miktarı açısından alveoler kemiğin sınıflandırılması.....	6
2.4. Maksiller Bölgenin Gelişimi, Yaş ve Dişsizlik İle İlgili Oluşan Değişiklikler.....	9
2.4.1. Maksillanın Embriyolojisi ve Ossifikasyonu.....	9
2.4.2. Maksiller Sinüslerin Pnömatizasyonu.....	9
2.4.3. Dişsiz Posterior Maksillada Rezorpsiyon Yönlere.....	12
2.5. Posterior Maksiller Bölgenin Tedavi Tarihçesi.....	14
2.5.1. Maksiller Sinüs Greftleme İşleminin Endikasyonları.....	20
2.5.2. Maksiller Sinüs Augmentasyon İşleminin Kontrendikasyonları.....	21
2.5.2.1. Genel Medikal Kontrendikasyonlar.....	21
2.5.2.2. Lokal Kontrendikasyonlar.....	21
2.6. Maksiller Sinüs Mukozası.....	22
2.7. İmplant-Kemik Ara Yüzeyi.....	22
2.8. Kemik Yoğunluğu.....	23
2.9. Kemiğin ve Greft Materyalinin Mekanik Strese Yanıtı.....	24
2.10. İmplant Makrogeometrisi.....	28
2.10.1. İmplant Çapı.....	29
2.10.2. İmplant Uzunluğu.....	31
2.10.3. Yiv Geometrisi.....	32

2.11. İmplant Materyalinin Seçimi.....	34
2.12. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar.....	35
2.12.1. Kuvvetin Tanımı ve Dental İmplantlar Üzerinde Etkili Olan Kuvvetler.....	36
2.12.2. Stres.....	37
2.12.3. Strain.....	38
2.12.4. Poisson Oranı.....	49
2.13. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi.....	40
2.13.1. Sonlu Elemanlar Modellerinin Hazırlanma Aşamaları.....	40
2.13.2. Yapının Küçük Elemanlara Bölünmesi	42
2.13.3. Sonlu Elemanlar Analizlerinde Eleman Çeşitleri.....	43
2.13.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları....	44
2.13.4.1. İşlem Öncesi Düzenlemeler (Pre-processing).....	44
2.13.4.2. Analiz.....	45
2.13.4.3. İşlem Sonrası Düzenlemler (Post-processing).....	45
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	50
3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi.....	50
3.2. Protetik Kronların Modellenmesi.....	52
3.3. Posterior Maksillanın ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi.....	53
3.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması.....	53
3.4.1. A Grubuna Ait Modeller.....	56
3.4.1.1. Grup A1 (Model 1)	56
3.4.1.2. Grup A2 (Model 3).....	57
3.4.1.3. Grup A3 (Model 5).....	58
3.4.1.4. Grup A4 (Model 7).....	59
3.4.2. B Grubuna Ait Modeller.....	60
3.4.2.1. Grup B1 (Model 2).....	60
3.4.2.2. Grup B2 (Model 4).....	61
3.4.2.3. Grup B3 (Model 6).....	62
3.4.2.4. Grup B4 (Model 8).....	63
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi.....	64
3.6. Sistemin Birleştirilmesi.....	65

3.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere	
Uygulanan Sınır Koşulları.....	66
3.8. Materyal Özellikleri.....	66
3.9. Yükleme Koşulları.....	67
3.10. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının	
Elde Edilmesi.....	68
4. BULGULAR.....	70
4.1. A Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri.....	71
4.1.1. Grup A1 (Model 1).....	71
4.1.2. Grup A2 (Model 3).....	74
4.1.3. Grup A3 (Model 5).....	77
4.1.4. Grup A4 (Model 7).....	80
4.2. B Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri.....	84
4.2.1. Grup B1 (Model 2).....	84
4.2.2. Grup B2 (Model 4).....	87
4.2.3. Grup B3 (Model 6).....	90
4.2.4. Grup B4 (Model 8).....	93
4.3. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri.....	97
4.3.1. Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax	
Stres Değerleri.....	97
4.3.2. Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmax	
Stres Değerleri.....	99
4.3.3. Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin	
Stres Değerleri.....	101
4.3.4. Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmin	
Stres Değerleri.....	103
4.3.5. Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax	
Stres Değerleri.....	105
4.3.6. Oblik Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmax	
Stres Değerleri.....	107
4.3.7. Oblik Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin	
Stres Değerleri.....	109

4.3.8. Oblik Yüklemede Spongioz Kemikte Oluşan Pmin	
Stres Değerleri.....	111
5. TARTIŞMA.....	114
6. SONUÇ.....	134
7. ÖZET.....	136
8. SUMMARY.....	138
9. KAYNAKLAR.....	139
10. TEŞEKKÜR.....	161
11. ÖZGEÇMİŞ.....	162

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Kemik sınıflandırması.....	7
Şekil 2.2. Maksiller sinüslerin frontal ve sagittal düzlemde şematik görünümü.....	11
Şekil 2.3. Dişsiz maksilla ve mandibulada kemik yıkımı yönleri.....	13
Şekil 2.4. Jensen'in posterior maksilladaki implant tedavi prosedürü.....	17
Şekil 2.5. Misch'in subantral sınıflaması.....	18
Şekil 2.6. Greft materyalinde mekanik özelliklerin zamanla değişimi.....	27
Şekil 2.7. İmplant makrogeometrisindeki genel yapı özellikleri.....	33
Şekil 2.8. İmplant tasarımlarında sıklıkla kullanılan farklı yiv tasarımları...	34
Şekil 2.9. Ticari olarak saflaştırılmış titanyum ve farklı titanyum alaşımlarının fiziksel özellikleri.....	35
Şekil 2.10. Stres'i tanımlamak için kullanılan formül.....	37
Şekil 2.11. Strain'i ifade eden formül.....	38
Şekil 2.12. Poisson oranı.....	39
Şekil 2.13. Çizgisel eleman tipleri.....	43
Şekil 2.14. İki boyutlu eleman tipleri.....	43
Şekil 2.15. Üç boyutlu eleman tipleri.....	44
Şekil 2.16. Bir sonlu elemanlar modelinde ana yapıyı oluşturan düğüm (node) ve elemanların(element) yapısı.....	45
Şekil 2.17. Kortikal kemik sıkışma tipi kuvvetlere, gerilme tipi kuvvetlerden %30, kesme tipi kuvvetlerden ise %65 daha fazla dayanır.....	46
Şekil 2.18. Bir stres elemanına etki eden normal ve kesme tipi stresler....	48
Şekil 3.1. Kullanılan implant modelleri.....	51
Şekil 3.2. Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı.....	51
Şekil 3.3. Protetik kronların, implantlara yerleştirilmiş görüntüsü.....	52
Şekil 3.4. Grup A1 (Model 1).....	56
Şekil 3.5. Grup A2 (Model 3).....	57
Şekil 3.6. Grup A3 (Model 5).....	58
Şekil 3.7. Grup A4 (Model 7).....	59
Şekil 3.8. Grup B1 (Model 2).....	60
Şekil 3.9. Grup B2 (Model 4).....	61

Şekil 3.10.Grup B3 (Model 6).....	62
Şekil 3.11.Grup B4 (Model 8).....	63
Şekil 3.12.Modellerin mesh görüntüsü.....	64
Şekil 3.13.Dik yükleme noktaları.....	67
Şekil 3.14.Oblik yükleme noktaları.....	68
Şekil 4.1. Grup A1 (Model 1) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	71
Şekil 4.2. Grup A1 (Model 1) vertikal yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	72
Şekil 4.3. Grup A1 (Model 1) vertikal yüklemede spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	72
Şekil 4.4.Grup A1 (Model 1) oblik yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	73
Şekil 4.5. Grup A1 (Model 1) oblik yüklemede spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	73
Şekil 4.6. Grup A2 (Model 3) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	74
Şekil 4.7. Grup A2 (Model 3) vertikal yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	75
Şekil 4.8. Grup A2 (Model 3) vertikal yüklemede spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	75
Şekil 4.9. Grup A2 (Model 3) oblik yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	76
Şekil 4.10..Grup A2 (Model 3) oblik yüklemede spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	76
Şekil 4.11. Grup A3 (Model 5) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	77
Şekil 4.12. Grup A3 (Model 5) vertikal yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	78
Şekil 4.13. Grup A3 (Model 5) vertikal yüklemede spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	78
Şekil 4.14. Grup A3 (Model 5) oblik yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	79

Şekil 4.15. Grup A3 (Model 5) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	79
Şekil 4.16. Grup A4 (Model 7) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	80
Şekil 4.17. Grup A4 (Model 7) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	81
Şekil 4.18. Grup A4 (Model 7) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	81
Şekil 4.19. Grup A4 (Model 7) vertikal yüklemde greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	82
Şekil 4.20. Grup A4 (Model 7) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	82
Şekil 4.21. Grup A4 (Model 7) oblik yüklemde sponioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	83
Şekil 4.22. Grup A4 (Model 7) oblik yüklemde greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	83
Şekil 4.23. Grup B1 (Model 2) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	84
Şekil 4.24. Grup B1 (Model 2) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	85
Şekil 4.25. Grup B1 (Model 2) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	85
Şekil 4.26. Grup B1 (Model 2) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	86
Şekil 4.27. Grup B1 (Model 2) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	86
Şekil 4.28. Grup B2 (Model 4) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	87
Şekil 4.29. Grup B2 (Model 4) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	88
Şekil 4.30. Grup B2 (Model 4) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	88
Şekil 4.31. Grup B2 (Model 4) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	89

Şekil 4.32. Grup B2 (Model 4) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	89
Şekil 4.33. Grup B3 (Model 6) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	90
Şekil 4.34. Grup B3 (Model 6) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	91
Şekil 4.35. Grup B3 (Model 6) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	91
Şekil 4.36. Grup B3 (Model 6) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	92
Şekil 4.37. Grup B3 (Model 6) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	92
Şekil.4.38. Grup B4 (Model 8) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri.....	93
Şekil 4.39. Grup B4 (Model 8) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	94
Şekil 4.40. Grup B4 (Model 8) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	94
Şekil 4.41. Grup B4 (Model 8) vertikal yüklemde greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	95
Şekil 4.42. Grup B4 (Model 8) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	95
Şekil 4.43. Grup B4 (Model 8) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	96
Şekil 4.44. Grup B4 (Model 8) oblik yüklemde greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları.....	96
Şekil 4.45. Vertikal yükleme sonucu implantların çevresinde, krestal kortikal kemikte oluşan pmax değerleri.....	97
Şekil 4.46. Vertikal yükleme sonucu implantların çevresinde, spongioz kemikte oluşan pmax değerleri.....	99
Şekil: 4.47. Vertikal yükleme sonucu, implantların çevresinde, krestal kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	101
Şekil: 4.48. Vertikal yükleme sonucu tüm implantların çevresinde, spongioz kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	103

Şekil: 4.49. Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	105
Şekil: 4.50. Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, spongios kemikte oluşan pmax stres değerleri.....	107
Şekil: 4.51. Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	109
Şekil: 4.52. Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, spongios kemikte oluşan pmin stres değerleri.....	111

TABLÖLAR

Tablo 3.1. Modellenen implantların boy ve çapları.....	51
Tablo 3.2. Kullanılan implantların yiv özellikleri.....	52
Tablo 3.3. Modellere ve kullanılan implantlara göre yapılan gruplamalar..	55
Tablo 3.4. Materyal özellikleri.....	67
Tablo: 4.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	98
Tablo 4.2. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	100
Tablo 4.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	102
Tablo 4.4. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	104
Tablo 4.5. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	106
Tablo 4.6. Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	108
Tablo 4.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	110
Tablo 4.8. Oblik kuvvetler sonucu spongioz kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri.....	112

SEMBOLLER ve KISALTMALAR

Ti-6Al-4V	Titanyum Alaşımı
Al₂O₃	Alüminyum
°C	Santigrat Derece
mm	Milimetre
Pa	Paskal (1Pa = N/m ²)
MPa	Megapaskal (1MPa = 10 ³ Pa)
GPa	Gigapaskal (1GPa = 10 ⁶ Pa)
<i>E</i>	Strain, Gerilme (ϵ , epsilon okunur)
S, σ	Stress, Gerilim (σ , sigma okunur)
σ_1	Maximum principle stress, maksimum asal stres
σ_2	Intermediate principle stress
σ_3	Minimum principle stress, minimum asal stres
N	Newton (1N = 0.1kg)
F	Kuvvet
ΔL	Deformasyon
L₀	Orjinal Uzunluk
SPL , σ_{PL}	Oransal Sınır
SEL, σ_{EL}	Elastik Sınır
E	Elastisite Modülü
ν	Poisson Oranı
CAD	Computer aided design, bilgisayar destekli tasarım
cm³	Santimetreküp (hacim birimi)
BT	Bilgisayarlı Tomografi
2D	İki boyutlu
3D	Üç boyutlu
μstrain	Mikrostrain (gerinme birimi)
SEA	Sonlu elemanlar stres analizi
τ	Kesme tipi stres (shear stress)
P_{max}	Maksimum principal stress
P_{min}	Minimum principal stress

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında estetik ve fonetik katkıları nedeniyle rutin tedavi uygulamaları haline gelmişlerdir. İmplant uygulanacak bölgedeki mevcut kemik miktarı, nitelik ve niceliği implant başarısı için yaşamsal kriterlerdir. Dişlerin kaybedilmesiyle birlikte alveoler kemik zaman içinde rezorpsiyona bağlı olarak atrofiye uğramaktadır¹. Posterior maksiller bölgede bulunan maksiller sinüslerin alveoler kret tepelerine yakın konumlanması bu bölgelerde implant uygulanmasını kısıtlamaktadır. Sınırlı kemik varlığında implant sayısı, uzunluğu ve pozisyonunda değişiklik yapılarak farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir^{2,3,4}. Bu gibi durumlarda posterior maksillada kemik miktarını arttırmak için literatürde farklı birçok yöntem tanımlanmıştır^{2,3,4,5,6,7,8,9}.

İmplant destekli protezlerin başarısını, büyük oranda biyomekanik kurallar ve protetik planlama etkilemektedir. İmplant destekli protezlerde cerrahi teknik ne kadar başarılı olursa olsun fizyolojik sınırlar üzerindeki yüklemeler implant çevresinde oluşan patolojik kemik rezorpsiyonunun ana sebebidir^{10,11}. Kemik implant bağlantısına gelebilecek aşırı yüklerin ortadan kaldırılması doğru bir teşhis, iyi bir tedavi planlaması ve uygun kuvvet iletimini sağlayabilecek yapıda oklüzal morfolojinin varlığı ile sağlanır¹².

Restorasyonların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki mekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden yararlanılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi (SEA) ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenebilmesi ile uygulanacak sanal yükler altında, protetik üst yapı,

implantlar ve çevresindeki kemik yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir^{13,14}.

Literatür taramasında sonlu elemanlar kuvvet analizi yöntemi kullanılarak üst çenede uygun implant yerleştirilmesi amacıyla greftleme yapılmış ve greftleme yapılmamış maksiller posterior bölgeyle ilgili çok kısıtlı bilgi bulunmaktadır.

Bu çalışmada implant destekli sabit protez uygulaması endikasyonu olan, maksiller posterior bölgede serbest sonlu dişsizliğe sahip, maksiller sinüs sınırlaması nedeniyle vertikal yönde kemik yetersizliği bulunan hastalardan daha önce alınmış bilgisayarlı tomografi (BT) görüntü kayıtları yardımıyla üç boyutlu sanal bir model elde edilmiştir. Oluşturulan sanal maksilla modeli üzerinde sinüs lifting operasyonunu takiben greft uygulaması yapılmış ve yapılmamış maksiller sinüs yapısı, mevcut kemik yapısı, farklı uzunluk ve tasarımlara sahip implantlar ve protetik üst yapı özellikleri tanımlanan sekiz ayrı analiz modeli elde edilmiştir. Her model üzerinde çiğneme kuvvetlerini simüle etmek amacıyla belirli oklüzal noktalara belirli oranlarda kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucu üç boyutlu model üzerinde tanımlanan farklı alanlarda oluşan stres değerleri, lokalizasyonları, dağılımları ve kuvvet altında yer değiştirme miktarları incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Alveoler Kemik Yapısı

Alveoler kemik mandibular ve maksiller kemiklerin özelleşmiş bir kısmı olup dişin uzun aksına paralel olarak dizilmiş kemik lamellerinden oluşan kortikal, spongioz ve bazal kemikten ibarettir¹⁵. Kortikal kemiğin dış tabakasını havers kanalları ve kemik lamelleri oluştururken, ince yoğun iç tabaka ise kribriform tabaka olarak adlandırılır. Spongioz kemik, gözenekli yapıda olup, kemik iliği içerir. Alveoler kemik, osteojenik (osteoblast ve osteosit) ve osteoklastik (osteoklast) hücreler tarafından gerçekleştirilen birbirini izleyen yapım ve yıkım aşamaları ile meydana gelir ve fonksiyonel olarak dişleri destekler. Çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle oluşan mekanik stimülasyon, kemik ve dişlerdeki değişikliklerin oluşumunda etkilidir. Diş kaybının, alveoler kemikte geri dönüşümsüz rezorpsiyona neden olduğu belirtilmektedir¹⁶.

Alveoler kemik, dişleri desteklemekte anahtar rol oynar. Çiğneme esnasında alveoler kemiğin mekanik stimülasyonu kemik ve dişlerin sağlığı için önemlidir. Dişlerin kaybı geri dönüşümsüz olarak alveoler kemik rezorpsiyonuna neden olur. Dişeti hastalıkları sonucu dişlerin kaybına sebep olan osteolizis gelişebilir. Alveoler kemik dişlere destek sağlamasının yanısıra dental restorasyonların yapımına da izin verir. Ancak dental restorasyonların fonksiyonel ve estetik sonuçları kemiğin nitelik ve niceliğine bağlı olarak değişebilmektedir¹⁶.

2.2. Alveoler Kemik Rezorpsiyonu

Çene kemiklerinde oluşan vertikal ve horizontal kemik kayıplarının patolojik, çevresel ve fizyolojik faktörler gibi birçok etkenler ile oluşabileceği bildirilmektedir¹⁷. İlerleyen yaş, cinsiyet, osteoporöz, diyabet, hiperparatiroidizm ve tiroid fonksiyon bozukluğu gibi sistemik hastalıkların alveoler kemik rezorpsiyonunda etkili olduğu bildirilmektedir¹⁸. Osteoporöz ve osteomalazi gibi sistemik hastalıkların kemik metabolizmasını etkileyerek, kemik yapım ve yıkım prosesinin bozulmasına neden olduğu düşünülürken, enfeksiyon, travma, kist, tümör ve periodontal hastalıklar gibi faktörler ise lokal kemik yıkımları ile ilişkilendirilmektedir¹⁹. Alveoler kemikte lokal olarak yıkıma neden olan travma, kist, tümör, enfeksiyon, alveoler kemik yapısı, diş kaybı, diş çekimi sonrası geçen süre, çekilen dişin durumu, çekilme nedeni ve lokalizasyonu, çekim socketinin iyileşme hızı ve protetik unsurlar gibi lokal etkenlerin alveoler kemik rezorpsiyonuna neden olduğu bildirilmektedir¹⁷. Rezorpsiyon sürecinde alveoler kemiğin yapısı önemli olup, uygun kalitede ve miktarda olduğu durumlarda, diş çekimi sonrası kemik rezorpsiyonunun daha az geliştiği bilinmektedir^{16,20}.

Diş çekimi sonrası sırasıyla aşağıdaki olaylar gerçekleşir:

- Sıkı fibrin ağı içeren kan pıhtısı çekim socketini doldurur. Polimorf nüveli hücreler ve fibroblastlar pıhtıyı istila ederler.
- İki üç gün sonra granülasyon dokusu gelişmeye başlar.
- Dördüncü gün alveolün kenarlarından epitel dokusu büyümeye başlar ve osteoklastlar alveol kemiğini rezorbe ederler.
- Yedinci gün birkaç osteoid alan içeren bağ dokusu gelişir.
- Yirminci gün sonunda reepitelizasyon tamamlanır ve mineralizasyon başlar. Daha sonra remodele olacak örgü kemik üretilmeye başlanır.

- Diş çekiminden 40 gün sonra kret, yüksekliğinin 3'te 1'ini kaybeder. Diş çekimini takiben 3 boyutlu kemik rezorpsiyonu oluşur¹⁶.

Rezorpsiyon, ömür boyu, geri dönüşümsüz olarak devam eder. İlk yıl en hızlı şekilde, özellikle ilk üç ay artan hızda görülür. Lokal ve sistemik faktörler tüm rezorpsiyon sürecini etkileyebilir. Ancak rezorpsiyon olayında alveoler kemiğin yapısı önemlidir. Alveoler kemiğin uygun nitelik ve nicelikte olduğu hastalarda diş çekimi sonrası kemik rezorpsiyonunun olumsuz sonuçları daha az belirgindir^{16,20}.

Alveoler kemikte yükseklik kaybı genellikle maksillada mandibulaya göre 4 kat daha azdır. Bunun sebebi olarak mandibuler kemiğin maksiller kemiğe göre daha az kemik yüzeyinin çiğneme kuvvetlerine maruz kalması gösterilmektedir²⁰. Rutin diş çekimleri sonrası çekim boşlukları belirgin bir sorun olmadan iyileşebildiği gibi kemiğin doğal iyileşme sürecinde soket içerisinde bir defekt de oluşabilmekte ve krette boyut kaybıyla sonuçlanabilmektedir. Rezorpsiyon genellikle, estetik bölgede ve çekim öncesi alveoler kemiğin kalınlık olarak yetersiz olduğu durumlarda sorun yaratmaktadır. Anterior maksilla kısmi olarak risk taşımaktadır. Kemik dokusu diş çekimi sırasında dönüşümsüz olarak travma görebilir. Posterior bölgede alveoler kemik daha kalın duvara sahip olup rezorpsiyondan daha az etkilenmektedir. Dikkat edilmesi gereken nokta çekim soketlerinin ne kadar hızlı iyileştiği ve bu süreç boyunca ne kadar bağ dokusunun sokete invaze olduğudur. Alveoler kretin rezorpsiyonu sadece dişin kaybı ile ilişkili değildir. Aynı zamanda alveoler defektin doğal iyileşme sürecinden de etkilenmektedir. Pıhtı retraksiyonu ve bağ dokusu rejenerasyonu uygun kemik oluşumunu engeller ki bu da soketin çökmesi ve kemik konturlarının kaybolmasına ve kötü bir estetik görünüme sebep olmaktadır^{21,22}.

2.3. Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması

2.3.1. Kemik Miktarı Açısından Alveoler Kemiğin Sınıflandırılması:

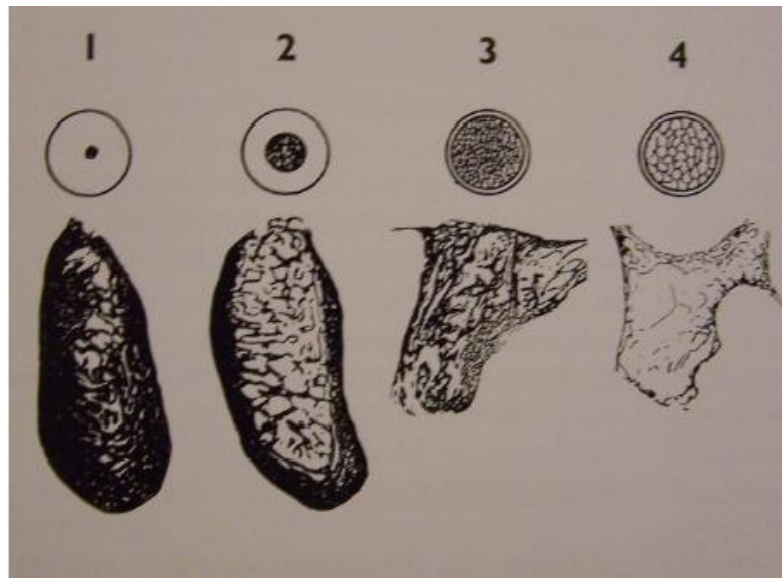
Alveoler kemikte atrofi sonucu oluşan kretlerin sınıflandırılması için birçok çalışma yapılmıştır^{23,24,25,26}. Cawood ve ark.^{23,26}, yaptıkları çalışmaların sonucunda bugün de sıklıkla kullanılan çene kemiklerinde diş çekimi sonrası oluşan rezorpsiyona göre kretleri sınıflandırmışlardır.

Bu sınıflamaya göre 6 grup kret vardır:

- 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 görüldüğü, basık kret formu^{23,26}.

Lekholm ve ark.²⁷ radyolojik veriler ile implant yuvalarının hazırlanması sırasında oluşan dirence göre çene kemiklerini niteliği yönünden sınıflandırarak, kortikal ve spongioz kemik miktarına göre alveoler kemiği 4 tipte incelemiştir.

- Tip I kemik: Kalın kompakt ve az miktarda spongioz kemikten oluşan bu tip kemik sıklıkla atrofik, dişsiz alt çene anterior bölgede görülmektedir.
- Tip II kemik: Kalın kompakt ve kalın spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, alt çenenin anterior ve posterior bölgeleri ile üst çenenin palatinal bölgesinde görülmektedir.
- Tip III kemik: İnce kompakt ve dar spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin anterior ve posterior bölgelerinde görülmektedir.
- Tip IV kemik: İnce kompakt ve çok boşluklu spongioz kemikten oluşan bu tip kemik, üst çenenin posterior bölgesinde görülmektedir. (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Kemik sınıflandırması²⁷

Tip IV kemik yapısı implant tedavisinde önemli dezavantaj oluştururken, uygun kemik yapısı ve primer stabilitenin çok iyi sağlandığı olgularda immediyat implantasyon, immediyat yükleme gibi tedavi seçeneklerinin geliştirilmesine neden olmuştur. Alveoler kemiğin kalitesinin belirlenmesinde operasyon öncesi BT görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntü verilerinden ve operasyon esnasında subjektif olarak kemiğin gösterdiği dirençten yararlanılmaktadır^{28,29}. Dental BT görüntüleme cihazlarındaki yazılım yardımıyla implant uygulaması planlanan bölgedeki kemik yoğunluğu belirlenebilmektedir. Ancak tomografik görüntüleme sırasında oluşan artefaktlar ve spongioz kemik içersindeki yağ ve kemik iliği miktarı yapılan ölçümde hataya yol açabilir^{29,30,31}.

İmplant yuvası hazırlanması sırasında karşılaşılan direnç subjektif bir veri olmasına rağmen kemik yoğunluğu hakkında bilgi vermektedir. Bu yoğunluk, tork kontrollü implant motorlarının kullanımıyla daha objektif bir veri oluşturmaktadır. Friberg ve ark.²⁸, implant yerleştirilmesi sırasında karşılaşılan tork direncine göre kemiği, 30 N.cm tork kuvvetinden az ise düşük yoğunlukta, 30-40 N.cm tork arasında ise orta yoğunlukta, 40 N.cm tork kuvveti ve üzeri ise yüksek yoğunlukta olmak üzere üç gruba ayırmışlardır. Frost'un³² klasifikasyonuna göre düşük yoğunluk Tip IV kemiğe, orta yoğunluk Tip II-III kemiğe ve yüksek yoğunluk Tip I kemiğe karşılık gelmektedir.

2.4. Maksiller Bölgenin Gelişimi, Yaş ve Dişsizlik İle İlgili Oluşan Değişiklikler

2.4.1. Maksillanın Embriyolojisi ve Ossifikasyonu

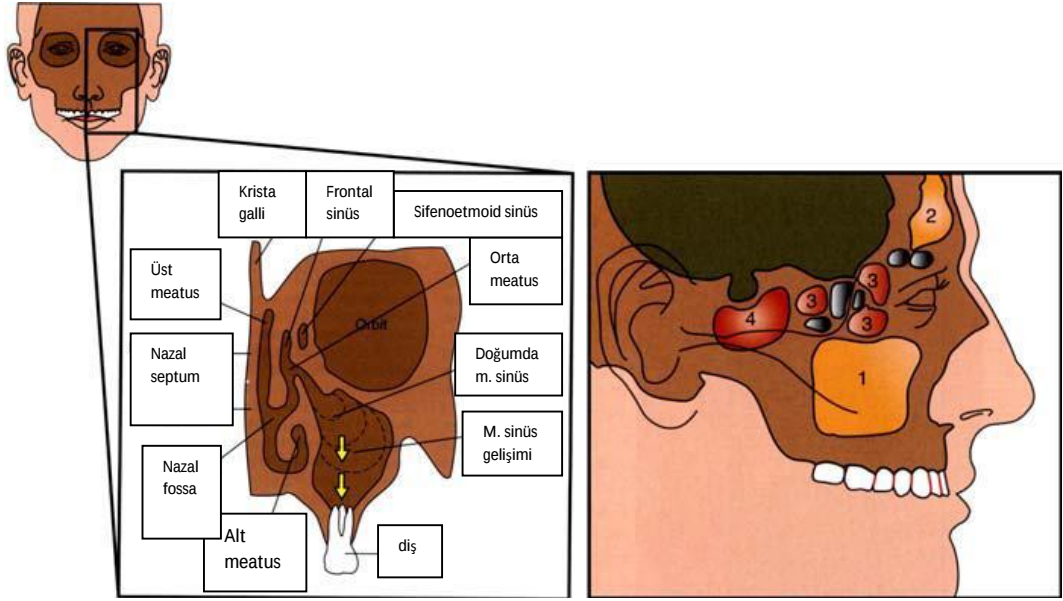
Maksilla, nazal kapsülün yüzeyindeki bir tabakada bulunan mezenşim hücrelerinden farklılaşarak kemikleşir. Maksillanın kemikleşmesi için 3 ana merkez tanımlanmıştır. Bunlardan birincisi maksilla kütlesinin genelini oluşturan merkezdir. Diğerleri ise premaksiller bölgeyi oluştururlar ve “os incisivum” olarak da adlandırılmışlardır. Maksiller kemik, mandibuler kemik dışında kafatasındaki en büyük ikinci kemiktir. İki kemik birleşerek maksillayı oluşturmaktadır. Aynı zamanda nazal kavitenin bukkal tavanını ve tabanını, dış duvarını, orbita tavanını, infratemporal ve pterigopalatin fossanın bir kısmını ve inferior orbital ve pterigomaksiller fissürleri de oluşturmaktadırlar. Maksillanın gövdesi, şekil olarak bir pramide benzemektedir. Maksiller sinüsün ön kısmını çevreleyen, infratemporal (posterior), orbital ve nazal yüzeyleri vardır³³.

2.4.2. Maksiller Sinüslerin Pnömatizasyonu

Maksiller sinüsler ilk defa 1651’de Highmore³⁴ tarafından tanımlanmıştır. İnsan fetusundaki dört paranasal sinüsün en büyüğü ve ilk oluşanıdır. Fetal gelişimin 3. ayında ilk pnömatizasyon nazal mukozanın etmoid infundibulumu açılması ile görülmektedir. Bu gelişme ve sinüslerin büyümesi doğuma kadar ve doğumdan sonra da devam etmektedir. Doğumdan 3 ay sonrasına kadar olan sinüslerin büyümesi, gözlerin orbita tabanına yaptığı basınç, maksilla üzerine tutunan yüzeysel kasların yarattığı gerilmeler ve dişlerin gelişimi ile yakından ilişkilidir. Sinüslerin büyümesi ve apikal yönde sarkması artan yaşla beraber devam etmektedir. Bu gelişme daimi dişlenmenin 3. molarların erüpsiyonuyla birlikte tamamlanmasına kadar sürmektedir. Esas gelişme daimi

dişlenmenin başlaması ile oluşur. Daimi dişlerin erüpsiyonu ile beraber sinüs pnömatizasyonu maksiller kemikten, zigomatik kemiğin maksiller prosesine doğru olmaktadır. Bu gelişme ile sinüs tabanı 5 mm kadar apikale doğru iner. Erişkin bireylerde maksiller sinüsler 4 ince kemik duvarının oluşturduğu bir piramit yapısındadır. Bu piramidin tabanı, burun dış duvarına ve apeksi de zigomatik kemiğe doğru uzanmaktadır. Maksiller sinüs kavitesinin tabanı ise dişlerin kökleri tarafından iletilen streslerin transferi için kemik veya bir membrandan oluşan septalar ile güçlendirilmiştir. Bu septalar kanin bölgesinden molar dişler bölgesine kadar devam etmekte olup total dişsizlik durumlarında uzun dönemde görülmeyebilir³⁴. Maksiller sinüsler orbital, alveoler, fasiyal, infratemporal yüzeyleri olan büyük piramidal bir kaviteden oluşmaktadır. Bu piramidin apeksi, lateralde zigomatik proses'in içine bazen de zigomatik kemiğin içine doğru devrik bir yerleşim gösterir. Tabanı (medial duvarı), ise nazal kavitenin dış (lateral) duvarını oluşturur. Maksiller kemiğin, nazal kaviteye açıldığı yere "hiatal apertue" adı verilir. Bu açılımı maksiller kemikler birbirinden ayrıldığı zaman rahatça görülebilmektedir. Maksiller sinüsün nazal kaviteye olan açılımını kısıtlayan bazı anatomik yapılar vardır. Bu yapılar, etmoid kemiğin uncinata prosesi, lakrimal kemiğin aşağı doğru inen parçası, inferior nazal konkanın maksiller prosesi ve palatinal kemiğin perpendicular plakalarıdır³⁵.

Maksiller sinüs, burun kavitesiyle yalnız orta meatus aracılığı ile bağlantı oluşturmaktadır. Bu bağlantı genelde 2 küçük delik ile oluşmaktadır. Ancak bu deliklerden biri genelde mukoz membran ile doludur. Maksiller sinüsün arka duvarında ise alveoler kanallar vardır. Bu kanallardan molar dişlere ait posterior superior alveoler damarlar ve sinirler geçmektedir³⁵ (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Maksiller sinüslerin frontal ve sagittal düzlemde şematik görünümü³⁵

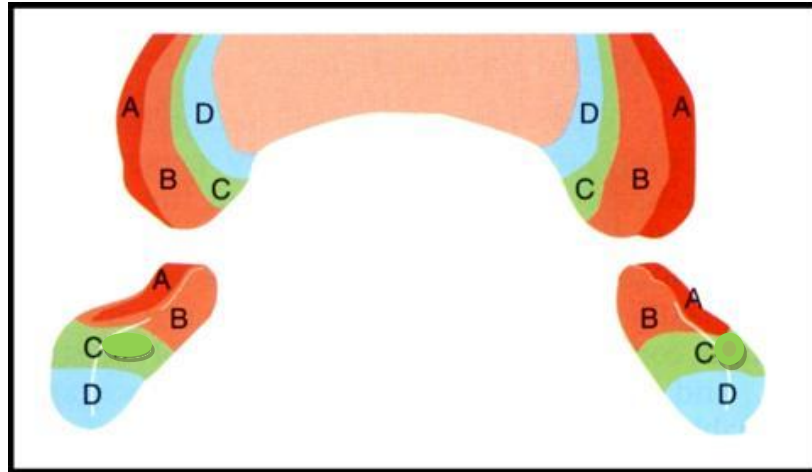
Maksillada diş kayıpları sonucu zaman içinde alveoler kemikte atrofi görülmektedir. Oluşan bu atrofiyi dikey ve bukkopalatinal yönlerde bir rezorpsiyon döngüsü izlemektedir. Bu sebeple ileri derecede rezorbe olan bir maksillaya uygulanacak olan implantlar, daha palatinal ve superiora doğru konumlandırılmak zorunda kalınabilir. Buna bağlı olarak, implantlar üzerinde yıkıcı etkiye sahip devirme ve bükme kuvvetleri görülebilir. Maksiller posterior bölgede ileri derecede rezorpsiyon gösteren vakalarda, maksiller sinüsler ve bölgeye komşu olan nazal kavite bu bölgenin tedavisini oldukça kısıtlamaktadır. Aynı zamanda maksiller kemik yoğunluğunun mandibulaya göre daha düşük olması, bu bölgede implant ankrajı ve yükleme koşullarının optimal şartlardan çok daha uzak olmasına neden olmaktadır^{34,35}.

2.4.3. Dişsiz Posterior Maksillada Rezorpsiyon Yönleri

Maksillada kemik rezorpsiyonunun birçok sebebi vardır. Alveoler kemikler üzerine etki eden kuvvetlerin yönü, yoğunluğu, hastanın kullandığı protezin uyumu ve yapım şekli rezorpsiyonun derecesi üzerine başlıca etki eden faktörlerdir. Ayrıca yaş, cinsiyet, hormonal durum, metabolik faktörler ve enflamasyon gibi etkenlerin kemik rezorpsiyonun hızına ve mevcut kemik yoğunluğuna önemli etkileri vardır^{36,37,38}.

Diş çekimleri sonrası, alveoler kemiklerde geri dönüşümsüz, hızlı ve büyük hacimlerde rezorpsiyon görülmektedir. Bu yıkımlar sonucu zaman içinde bu bölgenin dental implantlar ile tedavisi zorlaşmaktadır³⁹. Maksiller posterior bölgedeki yıkımın derecesi, bu bölgenin dişsiz kalma süresi ve maksiller sinüsün önünde kalan dişlerle ilişkilidir. Maksiller sinüsün önünde kalan dişler, bu bölgedeki kemik yıkımını yavaşlatmaktadır. Bu nedenle uzun süreli dişsizlik nedeni ile bu bölgedeki kemik rezorpsiyonu sonucu birçok hastada, bölgenin dental implantlar ile tedavisi zorlaşacaktır. Bölgedeki en hızlı kemik yıkımı, diş çekiminden hemen sonra görülmektedir. Bunun en önemli sebebi, bölgedeki fonksiyonel yüklemelerin kalmaması ve rezorpsiyon-remodelling dengesinin rezorpsiyon yönüne doğru kaymasıdır. Maksiller kemikte dikey yönde kemik yıkımı yılda ortalama 0.1 mm olarak devam etmesine karşın bu değer bireyden bireye ciddi farklılıklar gösterebilmektedir³⁴. Bu nedenle atrofi ile ilgili olarak ilerleyen yıllarda maksiller posterior bölgede implant yerleşimi için gerekli hacimde kemik bulunması olasılığı azalmaktadır³⁵.

Maksiller kemik, ağız içindeki diğer bölgelere göre bukko-palatinal yönde çok daha hızlı bir rezorpsiyon göstermektedir. Bunun başlıca sebebi diş kayıplarından sonra bölgedeki kanlanma ve kassal stimülasyonun azalmasıdır. Kemik yıkımı şekil 2.3'te görüldüğü gibi lateralden mediale doğru A sınıfı bir kretten D sınıfı bir krete dönüşecek şekilde devam etmektedir. Aynı zamanda kemiğin yüksekliğinde de belirgin oranda azalma görülmektedir. Bu sebeple ileri derecede kemik yıkımı varlığında, estetik beklentileri sağlamak için restorasyonların bukkal tüberküleri aşırı kuvvetler oluşturacak şekilde fazlaca uzatmak zorunda kalınabilir. Bu durum, biyomekanik açıdan implant ve çevre destek dokular için risk oluşturmaktadır. Maksiller sinüslerin zaman içinde büyümesi ve sarkması da bu bölgedeki kemik hacminin ve yüksekliğinin azalmasında etkilidir³⁴



Şekil 2.3. Dişsiz maksilla ve mandibulada kemik yıkımı yönleri³⁴

Maksiller posterior bölgenin fizyolojik ve morfolojik olarak başarılı bir şekilde tedavisi için tedavi planlamasında bazı modifikasyonları düşünmek gerekmektedir.

Bu modifikasyonları çok kısa olarak şu şekilde tanımlanabilir;

- Oklüzal kuvvetlerin kısıtlanması, ideal protetik üst yapı tasarımı,
- İmplantlar üzerinde kaldırıcı etkisi yapabilecek üst yapı tasarımlarından kaçınmak,
- Yeterli sayıda ve optimal pozisyonda implant yerleşimi,
- İdeal kemik ankraji için en iyi implant yerleşim bölgesinin kullanımı¹⁰.

2.5. Posterior Maksiller Bölgenin Tedavi Tarihçesi

Protetik amaçlı olarak maksiller sinüslerin kemik grefti ile doldurulması 1960'lı yıllarda başlamıştır³⁵. O tarihlerde greftleme prosedürü, dar olan interark mesafesinin artırılması amacı ile düşünülmüştür. Total veya parsiyel protez kullanımı planlanan ve aynı zamanda sarkmış, büyümüş maksiller tüberositeleri olan hastalarda interark mesafesinin genişletilmesi amacı ile önce sinüsler greft metaryeli ile doldurulup daha sonra maksiller alveoler kret tepesinden aşındırılmıştır. İşlemden sonra ortaya çıkan yumuşak doku fazlalıklarının eliminasyonu ile yeterli interark mesafesi sağlanabilmiştir. Ancak sarkmış ve pnömatize olmuş sinüsler varlığında yeterli interark mesafeyi sağlamak için alveoler kret tepelerinden aşındırmak her zaman mümkün olmamaktadır. Bu nedenle böyle durumlarda maksiller sinüslerin antrumunda Caldwell-Luc tekniği ile açılan pencereden önce sinüs membranı eleve edilip, aynı seansta sinüs boşluğuna otojen kemik greftleri yerleştirilmiştir. İşlemden yaklaşık 3 ay sonra, alveol kret tepesinden aşındırma yapılarak ve fazla

olan yumuşak dokuların eliminasyonu ile beraber interark mesafesinin arttırılması mümkün olabirmiştir. Bu teknikle sinüs antrumuna girme tehlikesi olmadan, alveol kret tepesinden aşındırma yapılmıřtır³⁵.

Günümüze kadar maksiller posterior bölgenin tedavisi konusunda farklı yaklaşımlar uygulanmıştır. Bu yaklaşımlar şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Sinüslere implant yerleşiminden kaçınarak, daha anteriora, mediale veya posterior bölgeye implant yerleştirilmesi^{40,41},
2. Sinüs tabanını perfore edecek implantların yerleřtirilmesi⁴²,
3. Subperiosteal implantların yerleřtirilmesi⁴³,
4. Horizontal osteotomi yöntemini kullanarak interpozisyonel kemik grefti yerleştirilmesi ve endosteal implant kullanımı^{44,45},
5. Sinüslerin implant yerleştirme esnasında elevasyonu⁴⁶,
6. Sinüslerin yan duvar yaklaşımını kullanarak greftleme işleminin gerçekleştirilmesi ve implantların da aynı seansta veya daha sonra yerleştirilmesi^{46,47}.

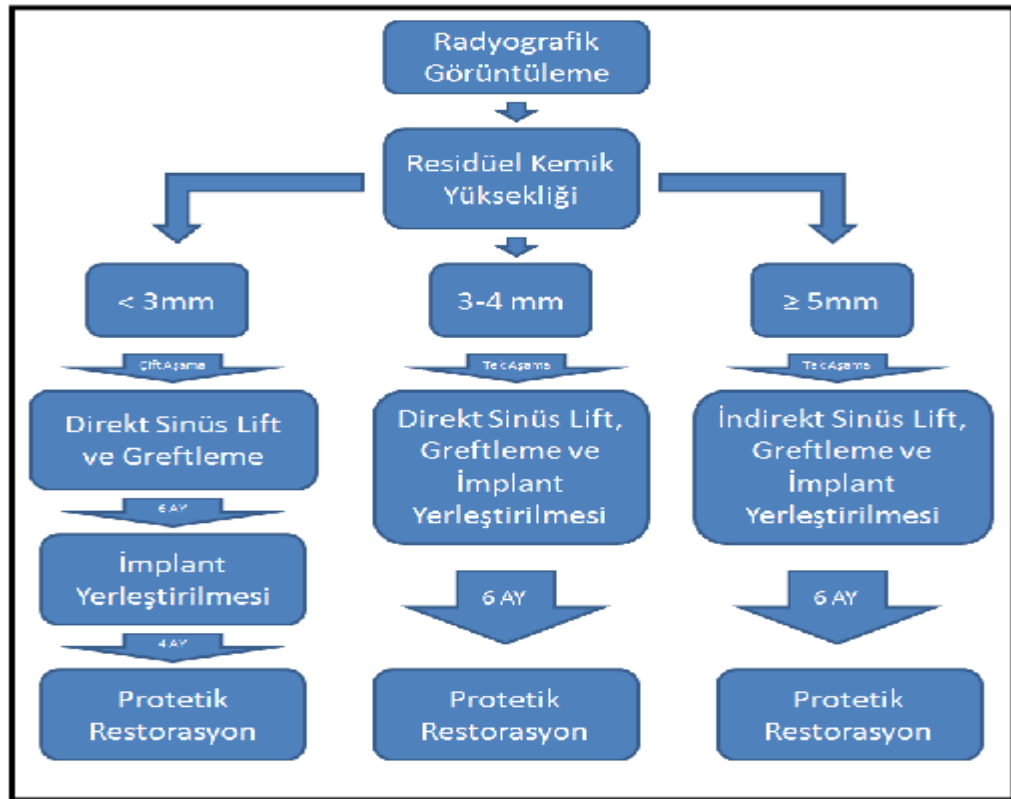
Pnömatize, büyük maksiller sinüslerin implant yerleşimi öncesi greftleme girişimleri 1970'lerin sonuna doğru başlamıştır. Bu işlemlerin amacı implant uygulayarak sabit, overdenture veya hareketli protezlere destek sağlamaktır. İmplantolojinin ilk yıllarında protezlere destek olması açısından “blade” tarzı implantlar uygulanmıştır. 1980 yılında Boyne ve ark.³, implant yerleştirilebilmesi için kemik grefti kullanımı hakkındaki ilk makaleyi yazmışlardır. Linkow⁴⁹, posterior maksillada sinüslerin içine blade implantların yerleştirilmesine olanak tanımak

amacıyla, sinüs membranının kaldırılabilceğini belirtmiştir. Bu tekniğin kullanılabilmesi için maksillanın en az 7 mm yüksekliğinde olması gerekmiştir. Silindirik implantların uzun dönem başarısı için ise, 5 mm'lik veya daha geniş çaplı implantların, en az 10 mm'lik kemiğe yerleştirilmesi ve kemik kalitesinin en az D2 olması gerekliliği belirtilmiştir. Oysa posterior maksilla bölgesindeki kemik kalitesi genelde D3 veya D4 olduğundan daha uzun implantlar kullanılması gerekliliği düşünülmüştür^{34,35}.

Sinüslerin greft materyalleri ile doldurularak implant yerleştirilmesi fikri ortaya atılmadan önce, çok daha küçük hacimli implantların kullanılması fikri önerilmiş olup posterior maksillanın zayıf kemik dokusu ve küçük implantların biyomekanik olarak çiğneme kuvvetleri altında yetersiz kalmaları nedeniyle implant tedavileri uzun dönemde başarısızlıklarla sonuçlanmaktadır. Sinüs antrumunun daha posterioruna, tüberler ve pterigoid plakalar bölgesine daha uzun endosteal implant yerleştirme girişimleri, cerrahi olarak mümkün olsa da 3. maksiller molar dişler hizasına yerleştirilmiş bir implanttan destek alınarak yapılan 3-4 üyeli köprü gövdesi içeren protezler fazlaca esnemeye sebep olabilir ve implantlarda oluşan yıkıcı stresler sonucu tedavi başarısızlıkla sonuçlanabilmektedir³⁴.

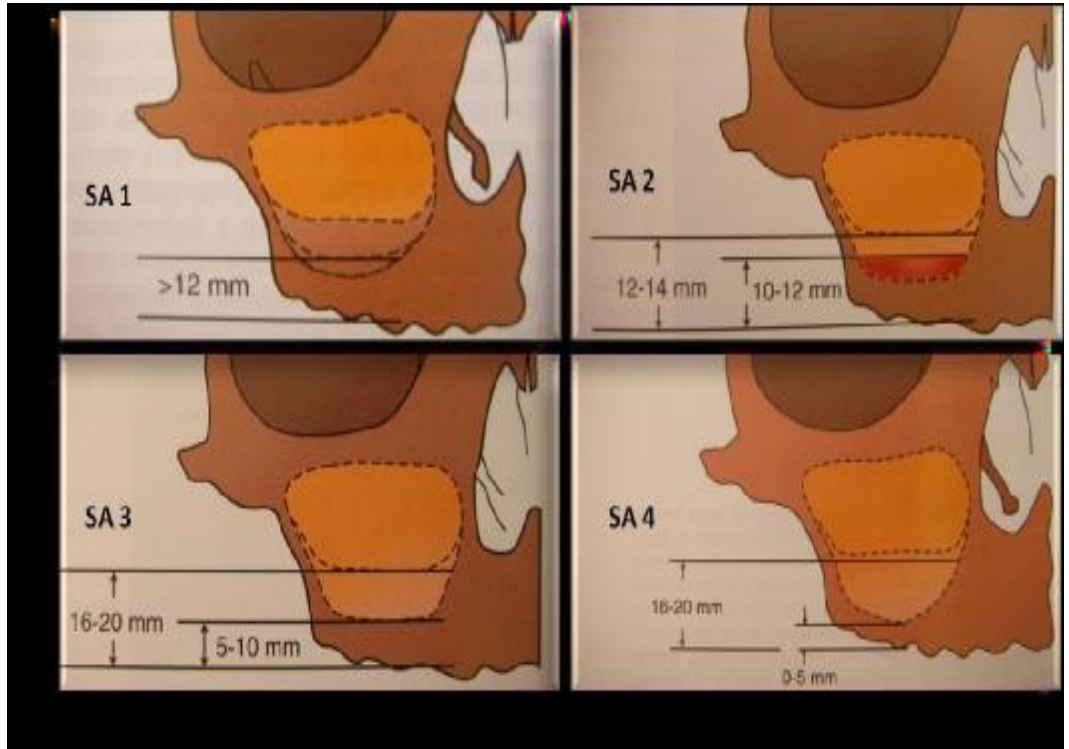
Jensen ve ark.⁵⁰, rezidüel alveoler kemik miktarının 3mm'den daha düşük olduğu durumlarda açık veya direkt sinüs lifting olarak da bilinen lateral antrostomi tekniğinin kullanılarak posterior maksillanın 'çift aşamalı' tedavi edilmesini önermektedirler. Çift aşamalı teknikte, sinüs greft materyalleri ile ogmente edildikten 6 ay sonra implantlar yerleştirilip, 4 ay sonra da protetik olarak restore edilmektedir. Rezidüel alveoler kemik yüksekliği 3-4 mm arasında bir yükseklikte ise yine lateral antrostomi tekniğiyle sinüsün ogmente edilip farklı olarak aynı seansta implantların

yerleştirildiği 'tek aşamalı' tekniğin kullanılmasını önermişlerdir. Bu yöntemde cerrahi operasyondan 6 ay sonra protetik restorasyon yapılabilir⁵⁰. Rezidüel alveoler kemik miktarının 5mm veya daha fazla olduğu durumlarda kapalı veya indirekt sinüs lift olarak bilinen 'tek aşamalı' osteotom tekniğinin uygulanması önerilmektedir. Bu yöntemde implant yuvasından yapılan müdahale ile iç kortikal kemik kırılır ve maksiller sinüs membranının ruptüre edilmeden elevasyonu sağlanmaktadır. Elevasyon ile kazanılan bölgeye aynı seansta kemik grefti uygulanarak veya uygulanmayarak implant yerleştirilip 6 ay sonra protetik restorasyon yapılabilir⁵⁰ (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Jensen'in posterior maksilladaki implant tedavi prosedürü⁵⁰

Atrofik posterior maksillaya dik pozisyonda, uzun implant yerleştirilmesi amacıyla maksiller sinüs tabanının elevasyonu ve/veya sinüsün greftlenip dikey yönde kemik miktarının arttırılması gerekmektedir. Bu noktada tedavi şekli ve cerrahi yaklaşımı belirleyen ana kriter, primer stabilizasyonda ve oklüzal yüklerden oluşan kuvvetlerin destek dokulara dağıtılmasında kilit rol oynayan rezidüel alveoler kemik miktarının yüksekliği⁵⁰. Misch⁵¹ tarafından implantın ideal konumda yerleştirilmesi planlanan bölgede maksiller sinüs tabanı ile kret tepesi arasında kalan kemik yüksekliği referans alınarak (Şekil 2.5) farklı tedavi alternatiflerini düzenleyen bir sistem geliştirilmiştir.



Şekil 2.5. Misch'in subantral sınıflaması⁵¹

Misch'in⁵¹ bu sistemine göre, rezidüel kret tepesi ve maksiller sinüs arasındaki kemik mesafesinin miktarını baz alan bu sınıflamada, 4 subantral tedavi seçeneği aşağıda gösterilmiştir. Tedavi seçeneği belirlendikten sonra kretin genişliği, implant seçimi ve cerrahi yaklaşım açısından uygulama şeklinde yönlendirici olacaktır.

SA1- Rezidüel kemik yüksekliği 12mm'den fazladır. Konvansiyonel yöntemlerle implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5-5 mm arasındaysa genişlik de ogmente edilmelidir.

SA2- Rezidüel kemik yüksekliği 10-12 mm arasındadır. Kret genişliği 5mm'den fazlaysa 0-2 mm'lik kazanç sağlayacak indirekt veya kapalı sinüs lifting ardından implant yerleştirilmelidir.

SA3- Rezidüel kemik yüksekliği 5-10 mm arasındadır. İmplant yerleşimi öncesi direkt veya açık sinüs lifting olarak da bilinen yöntemle sinüs lateral duvarından greftlenerek ogmente edilir. 2-4 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5-5 mm arasındaysa genişlik de ogmente edilmelidir.

SA4- Rezidüel kemik yüksekliği 5mm'den azdır. İmplant yerleşimi öncesi direkt veya açık sinüs lifting olarak da bilinen yöntemle sinüs lateral duvarından greftlenerek ogmente edilir. 6-10 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilmelidir. Sinüs grefti olgunlaştıktan sonra kret genişliği genelde 5mm'den fazladır⁵¹. Misch'in⁵¹ posterior maksilladaki tedavi tavsiyelerine alternatif olarak, Jensen⁵⁰ atrofik posterior maksillada implant destekli protez uygulanabilmesi için sunduğu cerrahi yaklaşımlarda 4mm ile 5mm'lik rezidüel kret yüksekliğini kritik değer olarak bildirmiştir.

2.5.1.Maksiller Sinüs Greftleme İşleminin Endikasyonları:

- Yetersiz kemik hacmi varlığında dental implant yerleştirebilmek için,
- Azalan interark mesafesinin arttırılabilmesi amacıyla,
- Ora-antral, fistül tedavisinde,
- Alveoler cleft rekonstrüksiyonunda,
- Le-Fort I kırıklarında, interpozisyonel greftlerle beraber,
- Kanser tedavisi sonrası, kranio-fasial protezlerin desteklenebilmesi için sinüs lifting işlemi yapılır³⁵.

Bu çalışmayla ilgili olarak dental implant uygulaması amacıyla maksiller sinüsün greftleme işlemini daha detaylı olarak incelemek gerekirse;

Dental implant tedavisi öncesi maksiller sinüs greftleme işlemi şu koşullarda yapılabilmektedir;

- Alveoler rezidüel kemik yüksekliği 10 mm'den daha az ise,
- 4 mm'den daha az rezidüel kemik varlığında,
- Maksiller sinüslerde patoloji hikayesi olmayan hastalarda,
- Sinüslerle ilgili belirgin bir rahatsızlık hikayesi olmayan hastalarda,
- Anatomik yapılarla ilgili veya daha önce geçirilmiş operasyon hikayesi sebebiyle, anatomik açıdan bir kısıtlama göstermeyen hastalarda sinüs-lifting işlemi yapılabilmektedir³⁵.

2.5.2. Maksiller Sinüs Augmentasyon İşleminin
Kontrendikasyonları:

2.5.2.1. Genel Medikal Kontrendikasyonlar :

- Maksiller bölgeyi içine alan radyoterapi hikayesi,
- Sepsis,
- Kontrol edilemeyen sistemik hastalıkların varlığı,
- İleri derecede sigara-tütün kullanımı,
- İleri derecede alkol tüketimi,
- Psikofobi³⁵.

2.5.2.2. Lokal Kontrendikasyonlar :

- Maksiller sinüs enfeksiyonları,
- Kronik sinüzit,
- Alveoler skar ablasyonu oluşan geçirilmiş cerrahi hikayesi,
- Odontojenik enfeksiyon,
- Enflamasyon veya patolojik lezyon varlığı,
- İleri derecede allerjik akıntısı olan bireylerde, sinüsleri greftleme işleminden kaçınmak gerekmektedir³⁵.

2.6. Maksiller Sinüs Mukozası

Sinüs (taban) içi “ Schneiderin Membran” denilen mukoz bir membranla kaplıdır. Bu membran solunan hava ile doğrudan temasta olup immünolojik bir bariyer görevi yapmaktadır. Sinüs membranı, silli ve silsiz silindirik hücrelerle, basal hücrelerle, goblet hücreleri ile alt tabakada basal membran ve tunica propria’dan oluşan 0.13 – 0.5 mm kalınlığında bir membrandır. Maksiller sinüslerin hacmi yetişkin bireylerde 4.5 cm³ ile 35.2 cm³ arasında değişmekle birlikte, ortalama olarak 15.0 cm³ civarındadır. Bu oranlardan anlaşılacağı gibi sinüsler oldukça büyük hacimde olmakla birlikte pnömatizasyonu yaşla beraber diş kayıplarından sonra devam etmektedir⁵².

2.7. İmplant-Kemik Ara Yüzeyi

İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinden söz edilebilir.

1. Doğrudan implant-kemik teması (osseointegrasyon)
2. Fibröz doku-implant ilişkisi

İkinci durum klinik olarak başarısızlığı ifade etmekte olup sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modele edilmemektedir. Klinik çalışmalar, zaman içerisinde implantlar çevresinde kret tepesinde kemik kaybı olduğunu göstermektedirler^{53,54}. Albrektsson ve ark.⁵⁴ fonksiyondaki bir implantta ilk yıl 1,2 mm’ye kadar, bunu takip eden yıllarda ise 0,2 mm’ye kadar olan krestal kemik kaybının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bu sınırları aşan kemik kaybı patolojik olarak kabul edilmiş ve plak birikimi veya aşırı oklüzal kuvvetler nedeniyle olduğu öne sürülmüştür^{53,55,56}.

2.8. Kemik Yoğunluğu

Dişsiz alandaki kemiğin yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üst yapının yüklenmesi aşamasında belirleyici bir faktördür. Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için implantı çevreleyen kemiğin yalnızca yeterli yükseklik ve genişlikte olması yeterli olmayıp aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğu da gereklidir⁵⁷.

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran pek çok araştırma vardır. Bu araştırmalarda implantların kısa ve uzun dönem kaybı düşük yoğunluklu kemikte daha fazla bulunmuştur^{58,59,60}. Adell ve ark.⁶¹ yaptıkları 15 yıllık klinik gözlemde mandibuler anterior bölgedeki implantları maksiller anterior bölgedeki implantlara göre %10 daha başarılı bulmuştur. En fazla başarısızlık oranı ise posterior maksilladadır⁵⁶. Truhlar ve ark.⁶² 2217 implant üzerinde yaptıkları periotest ölçümlerinde en düşük değerleri tip IV kemikte bulmuşlardır. Sennerby ve ark.⁶³ tavşanlarda yaptıkları bir çalışmada, sadece üç yivi ile kortikal kemiğe stabilize edilen bir implantın, tamamen spongios kemikle sarılmış implanta göre daha yüksek oranda implant-kemik teması sağladığını, ayrıca bu implantı yerinden çıkarıcı kuvvetlerin daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Jaffin ve ark.⁶⁴ 1054 implant üzerinde yaptıkları klinik çalışmada implantların başarı oranını %90 olarak belirlemişlerdir. Aynı çalışmada tip IV kemik yoğunluklarına sahip bölgelerde başarısızlık oranı % 35 olarak rapor edilmiştir. Sevimay ve ark.⁶⁵ yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında D1 ve D2 kemikte stres dağılımını D3 ve D4 kemiğe göre daha homojen bulmuşlardır. Posterior maksilla gibi kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde implantın bikortikal (krestal kortikal-sinüs kortikal) yerleştirilmesi ile mikro hareketin azaltılması ve primer stabilizasyonun artırılması

önerilmiştir^{61,66}. Bu uygulamanın primer stabilizasyonu artıran bir faktör olduğu kabul görmüş olsa da, Van Oosterwyck ve ark.'nın⁶⁷ yapmış oldukları in vitro çalışmaya göre osseointegrasyon sağlandıktan sonra oklüzal yüklemeler sonucu kemikte oluşan stres dağılımlarının, bikortikal yerleşimden ziyade, spongioz kemiğin kalitesi ile ilgili olduğu ortaya koyulmuş ve spongioz kemik kalitesinin iyi olduğu durumlarda bikortikal yerleşimin gerekli olmadığı öne sürülmüştür.

Oral bölge lokalizasyonlarına göre en yoğun kemik anterior mandibulada, en pöröz kemik ise maksiller posterior bölgede bulunmaktadır. Bununla birlikte kemik yoğunluğu hastanın dişsiz kaldığı süreye, dişlerin çekiminden önce veya sonraki parafonksiyonel alışkanlıklarına, kas ataçmanlarına, hastanın sistemik durumuna ve hormonal etkilere bağlı olarak değişebilmektedir⁶⁸.

2.9. Kemiğin ve Greft Materyalinin Mekanik Strese Yanıtı

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez ve abutmentlar (protetik üst yapı) aracılığı ile implantlara iletilmektedir. Bu yüklere karşı, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt oluşmaktadır¹¹.Frost'un⁶⁹ mekanostat teorisine göre kemik hücreleri uygulanan her mekanik strese bir tepki vermektedir. Buna göre kemiğe etki eden kuvvet bir miktar arttığında kemikteki gerilme yeni kemik yapımıyla kompanse edilmektedir. Stres sonucu oluşan gerilme eşik değerinin altına düştüğünde kemikte rezorpsiyona, eşik değerini aştığındaysa kemik yapıda kırılmaya sebep olmaktadır.

Kemik dokuda düşük oranda meydana gelen şekil değiştirme ya da deformasyon 'mikrogerilme' (mikrostrain) ile tanımlanmaktadır⁷⁰. Bin mikrostrain, kemik yapısında %0,1 oranında deformasyona sebep olmakta ve deformasyon miktarı, iletilen stres ve kemik dokunun özelliklerine göre değişmektedir⁷¹.

Frost'un⁶⁹ teorisinde kemiğe uygulanan yükten çok kemikte şekil değiştirmeye neden olan stresin miktarı daha önemlidir. Erişkinlerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2 megapaskal (MPa) yük 50–100 mikrostrain'e, 60 MPa yük 3.000 mikrostrain'e, 120 MPa yük ise 25.000 mikrostrain'e sebep olmaktadır. 25.000 mikrostrain'de kemikte ani kırılmalar oluşabilmektedir. Doğal diş dizileri üzerine gelen çiğneme yükü, alveol kemiklerinin trabeküllerinde mümkün olan en az materyal ile karşılanmak üzere bir takım kuvvet hüzmeleri boyunca iletilmektedir. Alveoler kemik trabeküllerinde bu tarzdaki dizilim, 'Wolff Kanunu' ismiyle anılmaktadır. Bu kanun, kemik dokunun etki eden kuvvetlere en uygun şekilde karşı koyabilmesi için yapısal değişime uğraması ve organize olmasını anlatmaktadır. Buna göre dişsiz boşluğa geç ya da hiç bir zaman protetik restorasyon uygulanmazsa, kemikte kullanılmama atrofisi (disuse atrophy) denilen patolojik durum ortaya çıkmaktadır⁷².

Aktif olarak fonksiyonda olmayan bölgede, kemikteki şekil değiştirme miktarı 50–100 mikrostrain'in altına düştüğü için kemikte kullanılmama atrofisine bağlı olarak rezorpsiyon görülmektedir. Şekil değiştirme miktarı 100–1500 mikrostrain olan adaptasyon aralığında ise, vücudun diğer bölgelerinde olduğu gibi, implantların çevresindeki kemikte de meydana gelen rezorpsiyon ve apozisyon olaylarının dengede olduğu düşünülmektedir⁷³.

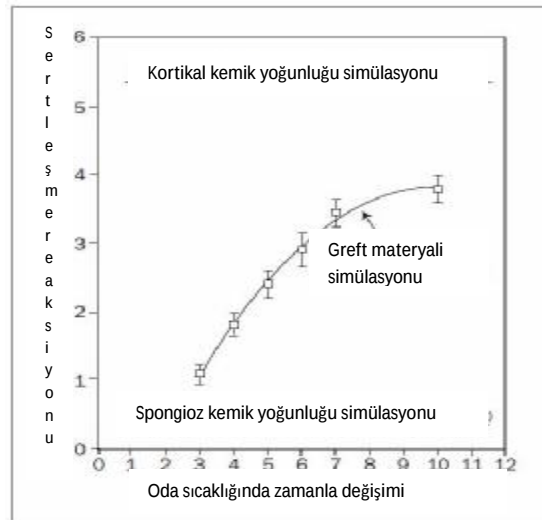
Oklüzal kuvvetlerin devamlılığı ile implant çevresindeki destek dokularda modelling ve remodelling olmak üzere iki aşamalı dinamik bir süreç gelişmektedir. Modelling kemiğin şeklindeki net değişime karşılık gelirken, remodelling kemiğin şeklinde veya boyutunda herhangi bir değişim olmadan sürekli meydana gelen adaptif bir süreçtir⁷².

Osseointegrasyonun, buna bağlı olarak dental implantların uzun dönem başarısı bu adaptif sürecin varlığına ve Wolff kanununda açıklanan şekliyle peri-implant dokulara iletilen stres sonucu oluşan gerilmenin miktarına bağlıdır. Protetik restorasyonlar aracılığıyla implantlar üzerine etki eden kuvvetler fizyolojik limitler içerisindeyken bu kompensasyon sistemi osseointegrasyonun güvenilirliğini artırmaktadır⁷³.

Peri-implant bölgesinde kemiğe aşırı yükleme (2000–3000 mikrostrain) yapıldığında, kemik dokuda yüksek oranda deformasyon görülürken, fizyolojik tolerans sınırı aşıldığında (4000 mikrostrain üzeri), kemik-implant ara yüzeyinde mikro kırıklar oluşacak ve osseointegrasyon yapısı bozulacaktır⁷¹. Bu durum kemik üzerinde daha büyük streslere sebep olup kemiğin fizyolojik toleransını aşarak marjinal kemik kaybına ve devamında osseointegrasyonun tamamen kaybına sebep olabilmektedir⁷⁴.

Peri-implant bölgesinde destek dokular içine giren greftlenmiş kemiğin, implant stabilitesinin sağlanması ve devam ettirilmesindeki etkisi henüz tam olarak açıklık kazanmamıştır. Fanuscu ve ark.⁷⁵, greft uygulanmış ve uygulanmamış maksiller sinüse yerleştirilmiş tek implantın stres dağılımındaki etkisini fotoelastik model üzerinde incelemişlerdir. Çalışmada kortikal kemik yoğunluğunu ve spongios kemik yoğunluğunu simüle etmek için farklı sertlikte fotoelastik malzemeler

kullanılmıştır. Greft materyalinin yoğunluğundaki artışın yük transferindeki etkisini belirlemek amacıyla greft dokusunu simüle eden fotoelastik materyalin 3. günden başlayıp 10. güne kadar devam eden sertleşme reaksiyonu süresince stres analizleri yapılmıştır (Şekil 2.6). Çalışma sonunda, greftlenmiş bölgenin implanta desteklik sağlamasında, kullanılan greft materyalinin özelliği ve greftin yerleştirildikten sonraki iyileşme ve maturasyon süresinin etkili olduğu sonucuna varılmıştır. Yeterli iyileşme süresi sonunda maturasyonu tamamlanmış greft materyalinin, kemik dokuya kıyasla daha homojen stres dağılımı gösterdiği bildirilmiştir⁷⁵.



Şekil 2.6. Greft materyalinde mekanik özelliklerin zamanla değişimi⁷⁵

Devam eden çalışmalarda greft uygulanmış bölgenin zamanla maturasyonunun ardından ulaşacağı rijit ve yoğun formun, implant üzerindeki stresin kemik dokuya iletiminde etkin rol oynayacağı; fakat ideal stres dağılımı için gerekli olan greft yoğunluk ve sertlik miktarının halen belirsizliğini koruduğu bildirilmiştir⁷⁶.

Huang ve ark.⁷⁶, augmente edilmiş maksiller sinüse uygulanmış implantlarda farklı yoğunluk değerine sahip greft materyallerinin stres dağılımı üzerine etkilerini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak incelemişlerdir. Yoğunluğu fazla greft materyalinin elastisite modülünü 3450 MPa, yoğunluğu düşük greft materyalinin elastisite modülünü 345 MPa olarak belirledikleri çalışmalarında, yüksek yoğunluktaki greft materyalinin alveoler kemiğe daha az stres iletirken, greft yoğunluğu azaldıkça kortikal kemikteki stres miktarının arttığını göstermişlerdir. Çalışma sonunda greft materyalinin iyileşme süresinin uzamasının, biyolojik olarak greft dokusundaki mineralizasyonun yani greft yoğunluğunun artmasını sağladığı sonucuna varmışlardır.

2.10. İmplant Makrogeometrisi

İmplant gövdesinin makrodizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki kemik cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli, fonksiyonel kuvvetler altında stres iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Farklı tasarımlardaki implantların kemiğe ilettikleri stresler, bu streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapılmış çalışmalar mevcuttur^{77,78}. İmplant makrogeometrisinden bahsederken, endosteal kök formlu dental implantların;

- Çapı,
- Uzunluğu,
- Yiv geometrileri,
- Yüzey özellikleri ve
- Boyun bölgesi özelliklerinden bahsetmek gerekir⁷⁹.

2.10.1. İmplant Çapı:

Endosteal dental implantların 50 yıllık tarihçesine bakıldığında kök formu implantların çapları 1960 ve 1970 senelerinde 2mm'den daha dar tasarlanmıştır. Bu implantlar iğne tipi olarak adlandırılmıştır. Daha geniş çaptaki implantlar ilerleyen zamanla beraber piyasaya sunulmuş olup Branemark ilk defa 3.75 mm çapındaki implantı piyasaya sunan implant üreticisi olmuştur⁴⁰. Primer stabilizasyonun sağlanmasında implant boyundaki kısıtlamalar, implant çapındaki artış ile telafi edilmektedir^{80,81}.

Maksillada geniş çaplı implant kullanımının başarılı sonuçlarını bildiren çalışmalar bulunmaktadır^{81,82}. Bahat⁸² çalışmasında, 5 mm çapında ve 8 mm uzunluğundaki implant kullanımında %97'ye varan uzun dönem başarı oranı sağlandığını bildirmiştir. Ancak dental literatürde bu başarı oranı tartışmalıdır⁸³. Ivanoff ve ark.'nın⁸⁴ yaptıkları bir çalışmada, 5 mm çapında implantların maksilladaki idame başarıları 4 sene sonunda % 86 bulunurken, 4 mm çapındaki implantların başarı oranı % 100, 3.75 mm çapındaki implantların ise % 95 olarak bulunmuştur. Lee ve ark.⁸⁵ yaptıkları bir derlemede, ideal implant çapının maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için alveoler kret, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı ile sağlanabileceğini savunmuşlardır. 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 olacaktır⁸⁶. Buna bağlı olarak artan temas alanı ile beraber, primer stabilitede ve streslere karşı dirençte de artış sağlanacaktır⁸⁷. İmplant çapındaki artışla beraber protetik üst yapı-implant birleşimindeki stresler, belirgin olarak daha az oluşmaktadır⁸⁸. Himmlova ve ark.⁸⁹ yaptıkları teorik bir çalışmada implant çapındaki artışla beraber oklüzal yüklemelerde osseointegrasyon ara

yüzeyinin herhangi bir noktasındaki streslerde azalma olacağını belirtmişlerdir. İmplantların yerleştirilmesi esnasında özellikle kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda primer stabilitenin sağlanabilmesi zorlaşacaktır⁹⁰. Langer ve ark.⁹¹ kemik yoğunluğunun düşük olduğu durumlarda primer stabiliteyi arttırmak için geniş çaplı implant kullanımını önermişlerdir. Geniş çaplı implantların bahsedilen avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda özellikle implant çapının 5 mm'den daha fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması sırasındaki aşamalarında enstrümantasyonun daha fazla olması nedeniyle kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemik-implant ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir⁹¹. Ivanoff ve ark.'nın⁹² yaptıkları bir başka çalışmada ise 5.0 mm çapındaki implantların 3.75 ve 4.0 mm çapındaki implantlara göre daha yüksek başarısızlık oranına sahip olduğu ve bunun sebebinin sıklıkla geniş çaplı implantların daha dar çaplı implant yuvalarına yerleştirilmelerinden kaynaklandığını bildirmişlerdir.

Günümüzde bilimsel verilerin ışığı altında dental implantlarda çap arttıkça oklüzal kuvvetlerin yayıldığı alan da artacaktır. Başka bir deyişle geniş çaplı implantların kemik temas alanı, daha dar olan implantlara göre artan yüzey alanına bağlı olarak daha da artacaktır. Artan çapla birlikte implantın yerini aldığı dişin dişetinden çıkış profilini sağlayabilmesi de daha kolay olacaktır. Anteriordan 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. Artan çapla beraber implant materyalinin eğilme-bükülme direnci de artacaktır. Ancak implantlardaki çap ve bükülme direncindeki artış 'Stress shielding' etkisini de beraberinde getirmektedir. 'Stress Shielding' bir materyalin artan çapı ve kullanılan biyomateryalin özelliğinden kaynaklı olarak o

materyalin fonksiyonel kuvvetler altında kemiğe ilettiği gerilimlerin azalması olarak ifade edilebilir. Bu etki sonucu uzun dönemde, kemiğe iletilmesi gereken fizyolojik limitlerdeki gerilimler yeteri kadar iletilemediği için, kemiklerde 'kullanılmama atrofi'si' görülebilir. Bu nedenlerle implant materyali ve implant boyutları seçimi önemlidir³⁴.

2.10.2 İmplant Uzunluğu:

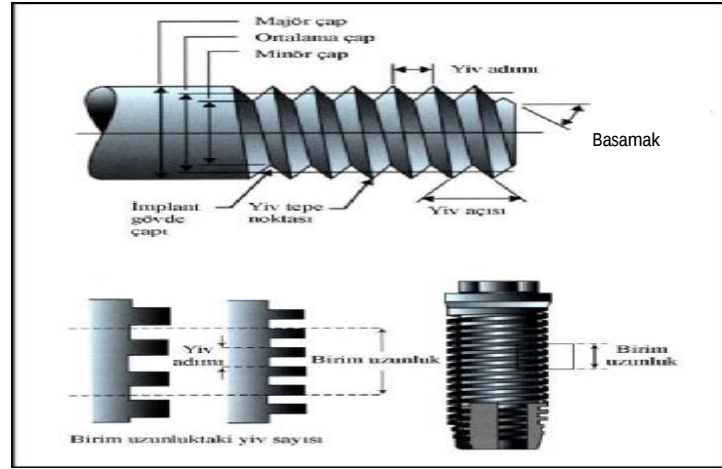
İmplant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal başarı ilişkisi yapılan çalışmalarla kanıtlanamasa da, kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu yapılan bazı çalışmalarda gösterilmiştir^{93,94}. Wyatt ve ark.'nın⁹⁴ yaptığı çalışmada, birçok implant markasının ürettiği 7 mm uzunluğundaki dental implantların, en düşük başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir. Ancak implant uzunluğu ve uzun dönem başarısı arasındaki ilişki ile ilgili kısıtlı sayıda çalışma vardır. Eckert ve ark.'nın⁹⁵ yaptığı çalışmada tek üniteli implant üstü protezlerde başarı oranının, özellikle 13 mm'nin üzerinde, implant boyundan etkilenmediği bildirilmiştir. Ayrıca implant boyu ve implantın primer stabilizasyonu arasında doğrusal bir ilişki bulunamamıştır. Bir başka çalışmada da daha uzun boylu implant kullanımının, başarı oranını ancak bir noktaya kadar artırdığı belirtilmiştir⁹⁶. Block ve ark.'nın⁹³ yaptıkları çalışmada kısa boylu implantların çok fazla önerilmediği, bunun ana sebebi olarak da kemik implant ara yüzeyinde oklüzal kuvvetler nedeni ile oluşacak yoğun stres oluşumunu engelleyebilmek için geniş yüzey alanına sahip bir implant kullanılması gerekliliği savunulmuştur. Bu konu ile ilgili olarak yapılan sonlu elemanlar stres analizlerinde, oklüzal kuvvetlerin implantın genelini destekleyen spongios kemik yüzeyinden daha çok implantın boyun bölgesini saran kortikal kemikte yoğunlaştığı gösterilmiştir⁹⁶.

İmplant başarısı ile ilgili yapılan uzun dönem takip çalışmalarında, 7mm'den kısa implantların başarısında belirgin bir düşüklük gözlenmiştir⁹⁴. Ancak yine de sinüs lifting işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından farklı yüzey özelliklerine sahip 5 mm boyunda dental implantlar piyasaya sunulmuştur. Geng ve ark.'nın⁹⁷ yaptıkları bir çalışmada implant başarısında implantın yerleştirildiği kemik kalitesi ve kortikal kemik temasının, kullanılan implant boyundan daha önemli bir faktör olabileceği savunulmuştur. Kısa implantların başarısındaki belirgin olan düşüklüğün sebebi belki de bu tip implantların kemik kalitesinin ve hacminin en düşük olduğu posterior maksillada kullanılması olabilir. Kortikal kemik temasının sağlanamadığı bu tür vakalarda kullanılması amacı ile kemik temasını arttıracak şekilde yüzeyi pürüzlendirilmiş implantlar piyasaya sunulmuştur⁹⁸.

2.10.3. Yiv Geometrisi:

İmplant yivleri implantların kemik içerisinde temas alanını ve primer stabilizasyonu arttırmak ve kemik implant ara yüzeyindeki stresleri kırmak için tasarlanmışlardır. İmplant tasarımında yivlerinin genel tasarım özellikleri,

- Thread pitch (yiv adımı),
- Thread shape (yiv şekli),
- Thread depth (yiv derinliği) olarak sıralanabilir²⁸ (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. İmplant makrogeometrisindeki genel yapı özellikleri²⁸

Yiv adımı (Thread Pitch): Belirli bir alandaki 'yiv' sayısına yiv adımı denmektedir. Birim alanda ne kadar çok yiv varsa yiv adımı o kadar fazla olup implantın artan yüzey alanı ile beraber fonksiyonel temas alanı da artacaktır³⁴.

Yiv Derinliği (thread depth) : İmplant yivinin en geniş çapı ile implant gövdesinin en derin noktası arasındaki fark, yiv derinliğini ifade etmektedir³⁴.

Yiv şekli (Thread Shape): Genel yiv geometrisinin çok önemli bir karakteridir. Yiv geometrileri çok fazla çeşitlilik gösterebilmektedir. Ancak genelde, 'V' şekilli, köşeli ve ters açılı olarak sınıflanabilir (Şekil 2.8). Yiv geometrilerinde en önemli amaç, implant üzerine gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmeleri ve kemik implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi streslerin azaltılmasıdır. Her yiv tasarımının etkinliği farklıdır^{34,90}.



Şekil 2.8. İmplant tasarımlarında sıklıkla kullanılan farklı yiv tasarımları²⁸

Yiv tasarımlarının oklüzal yüklemeler altında ilettikleri kesme tipi kuvvetleri inceleyen sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında yiv sayısı ve yiv derinliği sabit olduğunda kare formlu yiv tasarımlarının 'V' formlu ve ters açılı formlu yivlere sahip tasarımlara göre dokulara daha az sıkışma ve kesme tipi kuvvet ilettiği bulunmuştur^{34,99}.

2.11. İmplant Materyalinin Seçimi

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin yoğunluğu ve şiddeti, dental implant materyallerinin seçiminde önemli bir etkiye sahiptir. Çünkü biyouyumluluğu iyi olan silikon, karbon, hidroksiapatit gibi birçok materyalin yapısal dayanıklılıkları, implant tasarımına uygun olmayacak ölçüde düşüktür. Bu tip materyaller ancak implantların yüzeylerini kaplamak için kullanılabilirler. Titanyum ve titanyum alaşımlarının mükemmel olan biyouyumluluğu kanıtlanmıştır¹⁰⁰. Yüzeyindeki titanyumoksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi tolere edilmektedir. Titanyum alaşımlarından titanyum-alüminyum-vanadium (Ti-6Al-4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyouyumluluğu en iyi olan metalik biyomateryallerden birisidir. Titanyum alaşımlarının saf titanyuma olan üstünlüğü genel olarak fiziksel özellikleri açısından¹⁰⁰ (Şekil 2.9).

Fiziksel özellik	Derece				Ti-6Al-4V
	1	2	3	4	
Gerilme kuvveti, (Mpa)	240	345	450	550	930
Sıkışma kuvveti, (Mpa)	170	275	380	483	860
Elastite modülü, (Gpa)	103	103	103	103	113

Şekil 2.9. Ticari olarak saflaştırılmış titanyum ve farklı titanyum alaşımlarının fiziksel özellikleri¹⁰⁰

Titanyum ve titanyum alaşımları cerrahi olarak iskeletsel dokuların yapay olarak yenilenmesinde kullanılabilecek diğer tüm biyouyumlu metallere göre sertlik derecesi kemiğe en yakın olan metal yapılardır¹⁰⁰.

2.12. Dental İmplantolojide Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, biyolojik dokuların, bu dokulara uygulanan kuvvetler karşısındaki tutumunu inceleyen bilim dalıdır. Biyomekanik, mühendislik mekaniğinde kullanılan alet ve yöntemler ile canlı dokulardaki yapılar ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi incelemektedir. İmplant tedavisinin ve restoratif işlemlerin uzun dönem başarısında, biyomekanik konsept ve prensiplerin önemli bir yeri vardır. İmplantolojide, dental implant tasarımlarının, çene kemiğine ilettiği mekanik yükler ve bu yüklere karşı çene kemiğinin gösterdiği cevap halen tartışılan bir konudur³⁴.

2.12.1. Kuvvetin Tanımı ve Dental İmplantlar Üzerinde Etkili Olan Kuvvetler:

Kuvvet, cisimler arasında itme ya da çekme biçimindeki etkileşimdir. Kuvvetler temas halindeki cisimler arasında olabileceği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da olabilmektedir^{34,77}.

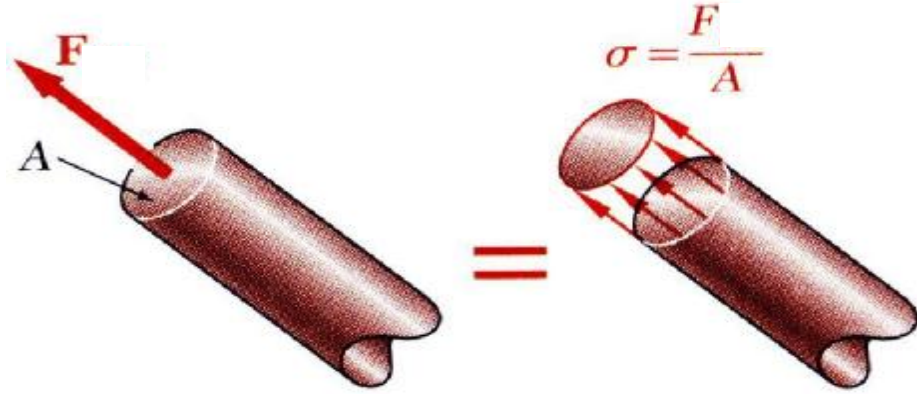
Kuvvet vektörel bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen bir büyüklük ve bir yön ile ifade edilmektedir. Dental implantlar üzerine etkili olan birçok farklı kaynaklı kuvvetler mevcuttur. Bu kuvvetler implantın iyileşme dönemi, yükleme dönemi ve idame dönemlerinde, şiddet, yön ve yüklemeye maruz kalınan süreler açısından farklılıklar gösterebilmektedir. Dental implantlar oklüzal yüklemelere, iyileşme fazı sonrası protetik üst yapı sabitlendikten sonra maruz kalmaktadırlar. Bu kuvvetler hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları varlığında şiddet, frekans ve süre açısından dramatik farklılıklar gösterebilmektedir. İmplantın iyileşme fazında ise implant iyileşme kapağına gelen kuvvetler ve mandibulanın fleksiyonu ile implant gövdesinde pasif mekanik yüklemeler gözlemlenebilir. Aynı zamanda dil, ağız çevresi ve yanak kasları da implantlar üzerinde düşük frekanslı horizontal kuvvetler uygulayabilirler. Bu tip yüklemeler parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda daha şiddetli görülebilir. İmplant üstü protezlerin pasif olarak uyum göstermediği durumlarda da, oklüzal yüklemeler olmaksızın implantlara sürekli bir kuvvet uygulanması söz konusudur^{34,101}.

2.12.2.Stres:

Herhangi bir kuvvetin bir yüzey üzerine yayılmasına mekanik stres denir. Stres ve basınç birimleri aynıdır. Aralarındaki temel farklılık, basınçta temel olarak sıkışma tipi kuvvetin söz konusu oluşudur¹⁰¹

Dolayısıyla Stresi tanımlamak için (Şekil 2.10);

$$\sigma \text{ (Stres, paskal)} = F \text{ (Kuvvet, newton)} / A \text{ (m}^2, \text{ mm}^2 \text{)}$$



Şekil 2.10. Stres'i tanımlamak için kullanılan formül (Birim başına uygulanan kuvveti ifade eder)¹⁰¹

Stresin yoğunluğunu belirleyen 2 ana faktör vardır. Bunlardan birincisi uygulanan kuvvetin şiddeti, ikincisi de kuvvetin yayıldığı alanının kesitidir. Bu 2 ana faktörden kuvvetin şiddeti üzerinde çok fazla etkili olunamayabilir. Ancak implantlar üzerine gelen kuvvetlerin etkilerini azaltabilecek planlamalar yapılabilir^{10,101}.

2.12.3.Strain (gerinme):

Gerilme gibi geometrik özelliklerden bağımsız bir deformasyon yoğunluğu gerinme olarak tanımlanabilir. Dental implantlara gelen kuvvetler sonucu implantlar ve çevre dokularda deformasyon görülebilir. Deformasyon doğrudan strain ile ilgilidir. Strain'in kemiğin yapım ve yıkım aktivitesinde önemli bir parametre olduğu düşünülmektedir¹⁰¹.

Mühendislik mekaniğinde strain, gerilme tarzı bir kuvvet altında düz bir çubuğun orijinal boyuna göre, boyca uzama miktarını ifade etmektedir. Strain'in bir ölçüm birimi yoktur. Genelde yüzde ile ifade edilmektedir. Farklı uzunlukta, aynı materyalden yapılmış nesnelerin strain değerleri farklıdır. Boy arttıkça, boyca uzama miktarı da katlanarak artacaktır. Bu nedenle materyal için strain değerleri, 1 birim boy materyal uzunluğuna göre ifade edilmektedir. En basit şekilde formülü aşağıdaki şekilde gibidir¹⁰¹ (Şekil 2.11).

$$\epsilon = \frac{\delta \ell}{\ell_0}$$

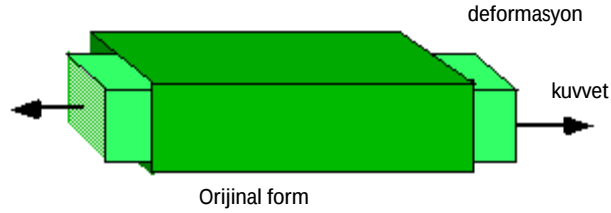
Şekil 2.11. Strain'i ifade eden formül¹⁰¹

2.12.4. Poisson Oranı:

Bir nesneye tek tip bir stres uygulanması son derece güçtür. Tek yönlü bir kuvvet uygulandığında nesnenin boyunda ve eninde aynı anda değişimler olmaktadır. Bu değişimler materyalin yapısındaki atomik bağlantıların doğası ve simetrisine bağlıdır. Poisson oranı, bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade etmektedir¹⁰¹ (Şekil 2.12).

$$\epsilon \text{ (strain)} = \Delta l / l$$

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$



Şekil 2.12. Poisson Oranı¹⁰¹

2.13. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Kompleks geometri ve yüklere sahip mühendislik yapılarına ait statik yüklemelerin hesaplanması oldukça zor veya mümkün olmamaktadır. Bu amaçla analizlerin yapılabilmesi için ticari olarak yazılan sonlu elemanlar stres analizi programları mevcuttur. Bu programları kullanan bireyin sadece yapının geometrisini ve sınır koşullarını bilmesi yeterli olmaktadır^{101,102}.

2.13.1. Sonlu Elemanlar Modellerinin Hazırlanma Aşamaları

Bir sonlu elemanlar modelinin analizlere uygun hale getirilmesi ve modelde yapılan analizlerin çalışma prensipleri sıralanmıştır. Bu aşamalar bilgisayar tarafından yapıldığı için, bilgisayar kullanıcısına genelde yansımamaktadır¹⁰¹.

- Çalışma modellerinin bilgisayarda 3 boyutlu olarak oluşturulmasının ardından bu modeller küçük parçalara bölünmektedir. Bu küçük parçalara eleman adı verilmektedir. Ana yapıyı oluşturan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı denklemler ile belirlenmektedir.
- Belirlenen denklemler bilgisayar destekli analizlerin yapılabilmesi için önce cebirsel denklemlere daha sonra da matriks denklemlerine dönüştürülmelidir.
- Elemanlardan oluşan yapının denklemleri birleşerek global yapının denklemini oluştururlar.
- Çalışmaya uygun yükleme ve sınır koşulları belirlenip yapısal matrikse entegre edilmelidir.

- Analizlerin yapılabilmesi için modeller çalıştırılır ve yapısal matriks çözülür. Elemanların birleşim noktaları olan tüm düğüm noktalarındaki sapmalar hesaplanmalıdır.
- Bir düğüm noktası birden çok eleman tarafından paylaşılabilir ve bu paylaşılan düğüm noktasındaki sapmalar bu düğüm noktasına komşu elemanlardaki sapmaları ifade etmektedir.
- Bir elemanın herhangi bir noktasındaki defleksiyon, o elemanın tüm düğüm noktalarındaki defleksiyonların interpolasyonu ile belirlenmektedir^{101,103}.

Bilgisayar kullanıcısının yukarıda tanımlanan denklemlerin çözümlenmesi için yapması gereken aşamalar;

- Çalışma modellerinin yapısını temsil eden geometrilerin oluşturulması. Bu aşama için bilgisayar destekli tasarım (CAD), (computer-aided design) yazılımları kullanılmaktadır.
- Materyal özelliklerinin, sınır koşullarının ve yükleme koşullarının tanımlanması.
- Sonuçta elde edilen verilerin analizi olarak sıralanmaktadır^{101,103}.

2.13.2.Yapının Küçük Elemanlara Bölünmesi

Bir sonlu elemanlar modelinde yapı, analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara bölünmektedir. Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşir ve anayapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler¹⁰¹.

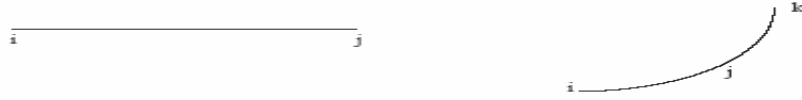
Sonlu elemanlar modelinde seçilecek olan eleman tipi ve sayısı üst düzey bir mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirmektedir. Hatasız sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutu olabildiğince küçük, hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum büyüklükte seçilmesi gerekmektedir. Artan eleman sayısı daha çok çözülmesi gereken denklemi ifade eder ve belirli bir alandaki eleman sayısı çok fazla artırılırsa, bilgisayarın kapasitesi çözümlenmesi gereken işlemleri kaldıramayabilir. Bu amaçla mühendislik firmaları sonlu elemanlar analizlerinde kullanmak amacıyla günümüz teknolojisinin izin verdiği ölçülerde olabildiğince yüksek kapasiteli bilgisayarlar kullanmaktadırlar^{101,102,103}.

Günümüzde sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin küçük parçalara yani elemanlara bölünme işlemine ağ yapısı (Mesh) oluşturulması denilmektedir. Piyasada ticari olarak satılan Sonlu Elemanlar Analiz programlarının birçoğunda ağ yapısı otomatik bir şekilde oluşturulabilmektedir. Kullanıcının sadece yapı ve analiz ile ilgili eleman tipini, mekaniksel özelliklerini, sınır koşullarını ve yüklemeleri tanımlaması yeterli olmaktadır^{101,103}.

2.13.3. Sonlu Elemanlar Analizlerinde Eleman Çeşitleri

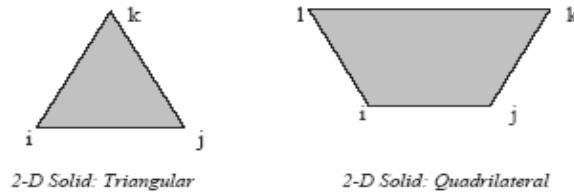
Sonlu elemanlar analizlerinde temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır¹⁰³ ;

Çizgisel Elemanlar (Line Elements): Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uçuca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler (Şekil 2.13).



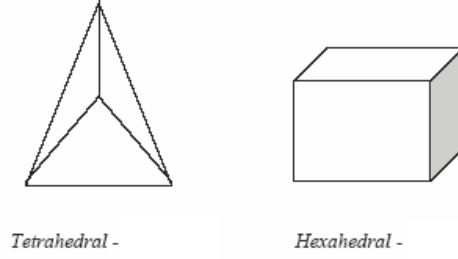
Şekil 2.13. Çizgisel eleman tipleri

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^{102,103} (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. İki boyutlu eleman tipleri

Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Temel 3 boyutlu elemanlar 4 yüzeyli (tetrahedral) veya 6 yüzeyli (hexahedral) şekillerdedir¹⁰³ (Şekil 2.15).

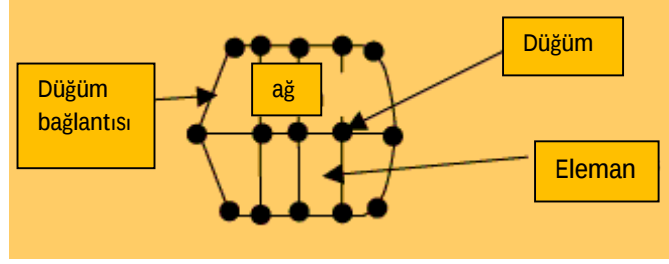


Şekil 2.15. Üç boyutlu eleman tipleri

2.13.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Çalışma Aşamaları

2.13.4.1. İşlem Öncesi Düzenleme (Pre-processing):

Bu aşamada analizi yapılacak yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması gerçekleştirilir. Bu amaçla bir CAD programı kullanılabilir. Bir sonlu elemanlar modeli sınırlı sayıda elemandan oluşur. Elemanlar düğüm noktalarında birleşirler ve 'mesh' halini alırlar (Şekil 2.16). Her bir eleman, ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit eder. Bir yapının eleman sayısı o yapının ne ölçüde komplike olduğu ile yakından ilgilidir. Bir sonlu elemanlar modelinde eleman sayısının belirlenmesinde, bu konuda uzman mühendislerin tecrübesi, yapının yapısal karakteri ve bu işlemleri analiz edecek bilgisayarın kapasitesi belirleyicidir. Bu aşamada yapının geometrisinin tanımlanmasından başka, sınır koşullarının, yüklerin ve yapının mekanik özelliklerinin de tanımlanması yapılır^{101,102,103}.



Şekil 2.16. Bir sonlu elemanlar modelinde ana yapıyı oluşturan düğüm ve elemanların yapısı¹⁰¹

2.13.4.2. Analiz:

Bu aşamada bilgisayarda oluşturulan yapının her elemanının mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmaktadır. Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünlüğü yapıyı taklit etmektedir. Daha sonra bu çözümlemeler, sapmalar içinde yapılmaktadır. Sapma verileri strain, stres ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılmaktadır. Son olarak bu veriler depolanıp analizler sonrası grafik ve tablolar oluşturmak için kullanılmaktadır^{102,103}.

2.13.4.3. İşlem Sonrası Düzenleme (Post-processing):

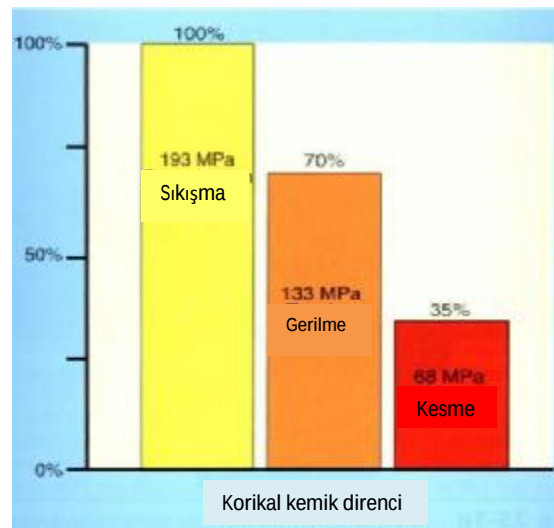
Son aşamadır. Analizlerin tüm verileri 2. aşama olan analiz aşamasında elde edilmiştir. Ancak elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Bu sebeple verilerin bu şekliyle yorumlanması oldukça güçtür. Bu aşamada, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel olarak sapması, streslerin dağılımı ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde edilebilmektedir. Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan Marc 2005 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, USA) yazılımında 25 farklı stres değeri elde edilebilmektedir. Bu noktada önemli olan hangi stres değerlerine bakılacağı ve bu değerlerin

hangi kriterler ile karşılaştırılacaktır. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki ana grupta toplanır:

1. Normal Stresler (gerilme ve sıkışma Stresleri, σ ile sembolize edilir).

2. Kesme Tipi Stresler (τ ile sembolize edilir).

Sıkışma tipi kuvvetler kütleleri birbirlerine doğru iten, germe tipi kuvvetler ise kütleleri birbirlerinden uzaklaştıran kuvvetlerdir. Kesme kuvvetleri ise makaslama tipi kuvvetlerdir. Sıkışma tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde sıkı bir ilişki sağlamaya sebep olurken, germe ve kesme tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzünde nesneleri birbirinden uzaklaştırmaya sebep olan yıkıcı kuvvetlerdir. Genel olarak implant-protez sisteminde en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma tipi kuvvetlerdir^{102,103,104} (Şekil 2.17).



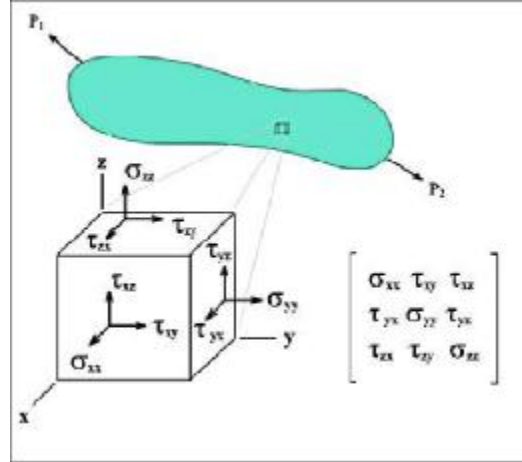
Şekil 2.17. Kortikal kemik sıkışma tipi kuvvetlere, gerilme tipi kuvvetlerden %30, kesme tipi kuvvetlerden ise %65 daha fazla dayanır⁷⁷

İmplant gövdeleri oklüzal kuvvetleri kemiğe iletmektedir. Bu nedenle implant gövde tasarımları, alveoler kemiğe iletilen kuvvetlerin dağıtılması, yayılması ve yıkıcı etkilerinin azaltılması açısından önemlidir. Oklüzal kuvvetlerin özellikle implant integrasyonu açısından tehlike yaratabilecek germe ve kesme tipi bileşenleri, olabildiğince kontrollü bir şekilde tolere edilir ve kuvvetler haline dönüştürülmesi, titiz bir mühendislik tasarımı gerektirmektedir.^{101,104}

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. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur (Şekil 2.18). Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere "Principle Stress" denir. Principle Stress:

- Maksimum Principle Stress= p_{max} : (Maksimum asal stres, σ_1) Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini ifade etmektedir.
- Intermediate Principle Stress: (Ara asal stres değerlerini ifade eder, σ_2).
- Minimum Principle Stress= p_{min} : (Minimum asal stres, σ_3) Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini ifade etmektedir.

Bu değerler şu şekilde sıralanabilir: $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$



Şekil 2.18. Bir stres elemanına etki eden normal ve kesme tipi (P_1, P_2) stresler¹⁰⁴

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler gerilme tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stres değeri 100 MPa, sıkışma değeri -20 MPa ise, o düğüm noktasında gerilme stres tipi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir^{101,103,104}.

Bu çalışmada analizi yapılan modellerde kullanılan elemanların mekaniksel özellikleri aşağıdaki gibidir:

- 1. Homojen:** Oluşturulan modellerdeki her yapısal elemanın mekaniksel özellikleri aynıdır.
- 2. İzotropik:** Yapı elemanlarının materyal özellikleri tüm yönlerde aynıdır.
- 3. Doğrusal Elastik:** Yapıdaki deformasyonlar ve gerinmeler uygulanan kuvvet ile orantılıdır^{101,104}.

Bu çalışmanın amacı; vertikal kemik yüksekliği yetersizliği bulunan maksiller sinüse komşu birinci molar diş bölgesinde, 5mm rezidüel kemik varlığında, sinüs lifting işlemi ile birlikte greft uygulanmış ve uygulanmamış posterior maksillaya planlanan implant destekli tek kron protezlerin; çiğneme kuvvetleri sonucu, krestal kortikal kemik, spongioz kemik ve greft materyali üzerinde oluşturdukları gerilme ve sıkışma tipi stres miktarlarının ve dağılımlarının karşılaştırılmalı olarak incelenmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'na ait hasta arşivinden alınan bilgisayarlı tomografi (BT) verilerinin özel bir bilgisayar programlama sistemine aktarıldıktan sonra modeller elde edilmesi ile gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada, uygun tedavi planlaması yapılan olgulara ait BT verileri kullanılarak bilgisayar ortamında, posterior maksilla, greft uygulaması yapılmış maksiller sinüs, implantlar ve üst yapıları modellenmiş ve ardından üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SEA) yöntemi kullanılarak statik lineer analiz gerçekleştirilmiştir. Greft materyalinin tanımlanmasında benzer çalışmalar referans alınmıştır^{76,105,136,139}.

3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapıların Modellenmesi

Çalışmada farklı uzunluk ve tasarıma sahip iki çeşit implant (xive-anklyos, Dentsply Implants Manufacturing GmbH, Mannheim-Germany) ve implantlarla uyumlu iki çeşit protetik üst yapı (abutment) (xive-anklyos, Dentsply Implants Manufacturing GmbH, Mannheim-Germany) kullanılmıştır (Şekil 3.1). Kullanılan tüm implantlar aynı yüzey ve malzeme özelliğine sahip olmalarına karşın, tasarımları birbirinden farklıdır. İmplantlar ve abutmentler Nextengine 3D tarayıcısı (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd, Ninth Floor Santa Monica, California 90401) ile (Şekil 3.2) makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmış olup sterolitografik formatta elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiş ve modeller elde

edilmiştir. İmplantların boy ve çap özellikleri ile yiv şekilleri tablolarda gösterilmiştir (Tablo 3.1, 3.2).



Xive



Anklyos

Şekil 3.1. Kullanılan implant modelleri



Şekil 3.2. Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı

Tablo 3.1. Modellenen implantların boy ve çapları

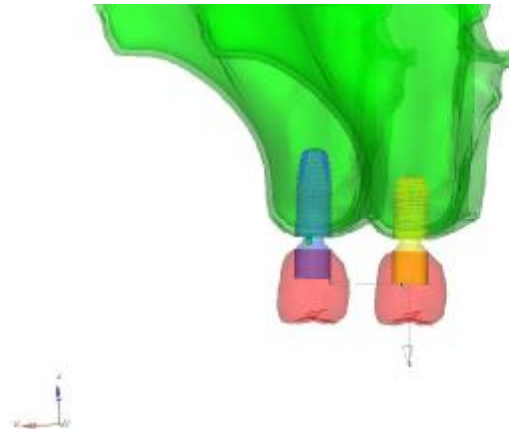
İmplant çapı	İmplant boyu	İmplant modeli
4.5 mm	8 mm	xive, anklyos
4.5 mm	11 mm	xive, anklyos

Tablo 3.2. Kullanılan implantların yiv özellikleri

İMLANT	YİV KESİTİ	YİV ŞEKLİ
Xive	Üçgen	Agresif form
Anklyos	Kare	Pasif form

3.2. Protetik Kronların Modellenmesi

Bu çalışmada maksiller birinci molar dişe ait implant üstü kronlar modellenirken dişlerin ve kronların boyutları ve morfolojilerinin belirlenmesinde Wheeler'in¹⁰⁷ verileri referans alınmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Protetik kronların, implantlara yerleştirilmiş görüntüsü

3.3. Posterior Maksillanın ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi

BT verilerinden elde edilen maksilla modelinde, "Rhinoceros 4.0" (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımı kullanılarak krestal kortikal kemik, spongioz kemik ve sinüs kortikal kemik tabakaları modellenmiştir. Sinüs kortikal kemiğinin iç duvarıyla sınırlı maksiller sinüs boşluğunun Rhinoceros 4.0 yazılımında doldurulması ile gerekli planlamalar için greft modellemesi yapılmıştır. Greftleme uygulanmış modellerde, maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımlarının tamamı greftle kaplanmış (complete peri-implant packing technic) olarak modellenip, uzaysal olarak doğru koordinatlara yerleştirilerek kemik dokuya ait sistem elemanları ile birleştirilmiştir.

Benzer çalışmalardaki^{105,106} tasarımlarla uyumlu olarak, her modelde dış (krestal) kortikal kemik kalınlığı 1mm, spongioz kemik kalınlığı 3.5mm, iç kortikal kemik kalınlığı 0.5mm olmak üzere toplam 5mm'lik rezidüel alveoler kret yüksekliği belirlenmiştir.

3.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Çalışmada kullanılmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kliniklerinde implant destekli sabit protez uygulaması endikasyonu koyulmuş ve ayrıntılı teşhis-tedavi planlaması amacıyla konik ışınlı BT (CBCT'NewTom® 9000') incelemesi yapılmış hasta kayıtları kullanılmıştır. BT kayıtları arasından araştırmada kullanılmaya uygun nitelikteki maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüsten kaynaklanan sınırlama nedeniyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir olgu seçilerek modelleme için kullanılmıştır.

Birer mm'lik kesitler alınarak elde edilmiş olan BT verileri medikal görüntü formatı DICOM'a (Digital Imaging and Communications in Medicine) dönüştürülerek CD'ye aktarılmış ve modelleme yapılacak bilgisayara taşınmıştır. Bu amaçla Intel Pentium ® D CPU 3,00 GHz işlemci, 300 GB Hard Disk, 4.00GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır.

Bilgisayar ortamına taşınan kesitlerin model simulasyonunda Marc 2005 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, USA) bilgisayar programı kullanılmıştır. Oluşturulan sanal maksilla üzerinde greft uygulanmış ve uygulanmamış maksiller sinüs yapısı, mevcut kemik yapısı, farklı uzunluk ve tasarımdaki implantlar ve implantlarla uyumlu protetik üst yapılara sahip sekiz ayrı model elde edilmiştir. Kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu dört model için rezidüel kemik yüksekliği 5mm olarak oluşturulmuştur. Bu dört modelden ikisine, greft uygulamadan 8 mm uzunluğundaki implantlar yerleştirilmiş olup diğer iki modelde 5mm rezidüel kemikten itibaren 6mm yüksekliğinde greft konumlandırılıp 11mm uzunluğundaki implantlar yerleştirilmiştir. Planlanan diğer dört modelde kontrol grubu oluşturmak üzere maksiller sinüs elimine edilip, 8 ve 11 mm uzunluğundaki implantlar yerleştirilmiştir. Çalışma modelleri ve kullanılan implantlar, karşılaştırmalı değerlendirmelerin daha anlaşılır ve basit olması amacıyla gruplandırılmış olup A grubu (xive) ve B grubu (anklyos) olarak adlandırılmıştır. Bu gruplar da kendi aralarında alt gruplara ayrılmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Modellere ve kullanılan implantlara göre yapılan gruplamalar

A GRUBU

B GRUBU

A1 (model 1, 8 mm xive kontrol grubu)

B1 (model 2, 8 mm anklyos kontrol grubu)

A2 (model 3, 11 mm xive kontrol grubu)

B2 (model 4, 11 mm anklyos kontrol grubu)

A3 (model 5, 8 mm xive, greft uygulanmayan sinüs sınırlaması olan grup)

B3 (model 6, 8 mm anklyos, greft uygulanmayan sinüs sınırlaması olan grup)

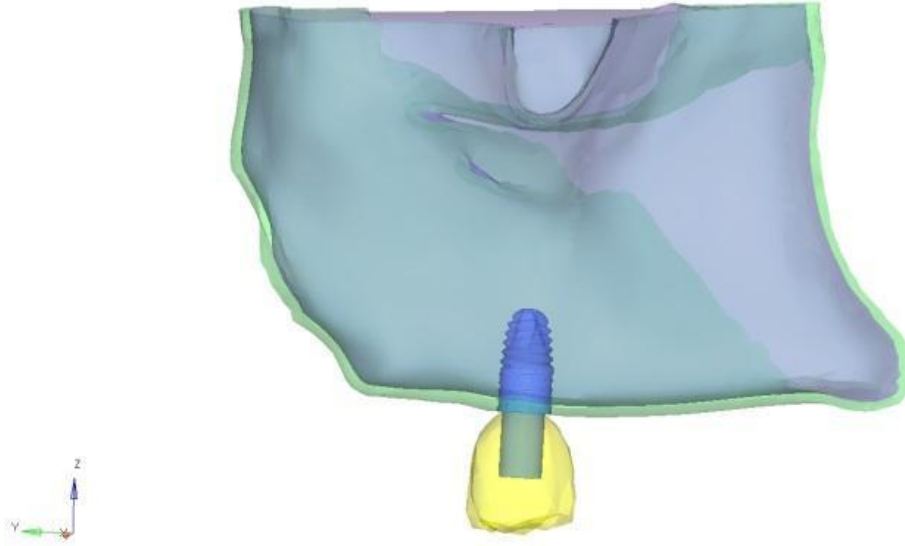
A4 (model 7, 11 mm xive, greft uygulanan sinüs lift grubu)

B4 (model 8, 11 mm anklyos, greft uygulanan sinüs lift grubu)

3.4.1. A Grubuna Ait Modeller

3.4.1.1. Grup A1 (Model 1)

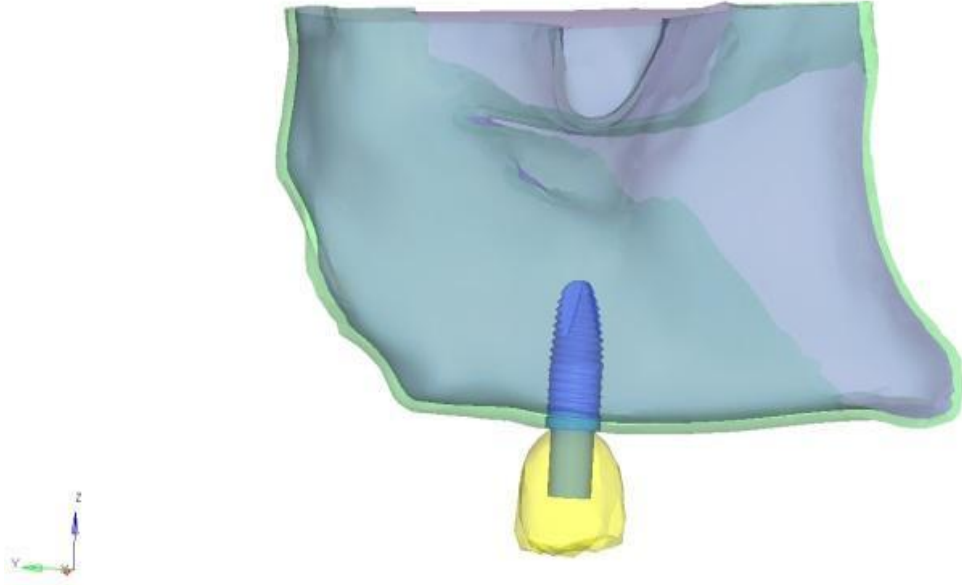
Model 1’de 4.5 mm çapında ve 8mm uzunluğundaki implant, maksiller 1. Molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubu olarak kullanılan bu modelde maksiller sinüs elimine edilmiştir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Grup A1 (Model 1)

3.4.1.2. Grup A2 (Model 3)

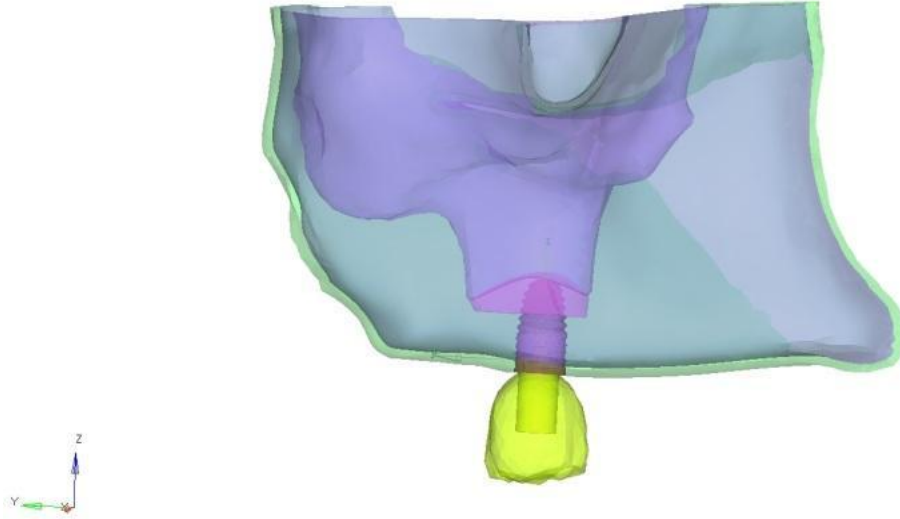
Model 3'te 4.5 mm çapında ve 11 mm uzunluğundaki implant, maksiller 1. molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubu olarak kullanılan bu modelde maksiller sinüs elimine edilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Grup A2 (Model 3).

3.4.1.3. Grup A3 (Model5)

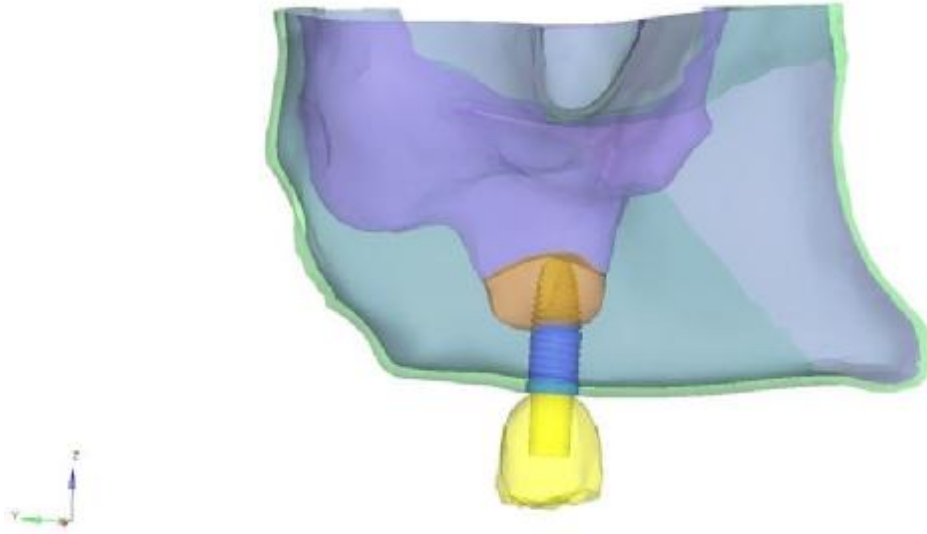
Model 5'te 4.5 mm çapında ve 8mm uzunluğundaki implant, maksiller 1.molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubundan farklı olarak bu modelde 5 mm rezidüel kret yüksekliğı ve maksiller sinüs oluşturulmuştur. Sinüs membranının 3mm kadar yükseltilmesi planlanmıştır. 8mm uzunluğundaki implant greft uygulanmadan bu bölgeye yerleştirilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Grup A3 (Model 5)

3.4.1.4. Grup A4 (Model 7)

Model 7'de 4.5 mm çapında ve 11 mm uzunluğundaki implant, maksiller 1.molar diş bölgesine uygulanmıştır. Bu modelde de 5 ve 6 numaralı modellerde olduğu gibi 5 mm rezidüel kret yüksekliği ve maksiller sinüs oluşturulmuştur. 5 ve 6 numaralı modellerden farklı olarak bu modelde açık sinüs lifting yöntemi uygulanarak sinüs membranının 6 mm kadar yükseltilmesi planlanmıştır. 11 mm uzunluğundaki implant greft materyali uygulandıktan sonra bu bölgeye yerleştirilmiştir. Sinüs membranı yükseltildikten sonra oluşan boşluk greft materyali ile doldurulmuş ve analiz değerlendirmesine dahil edilmiştir (Şekil 3.7).

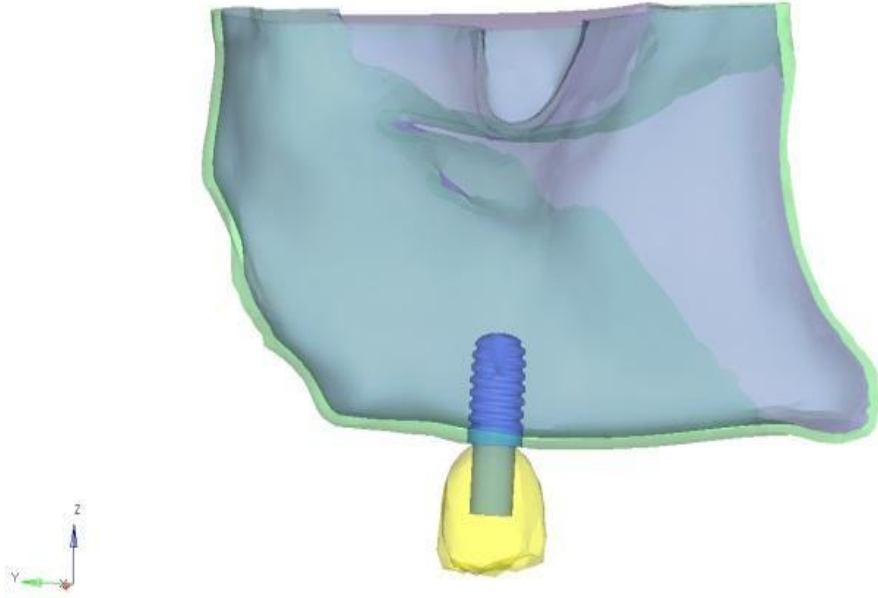


Şekil 3.7. Grup A4 (Model 7)

3.4.2. B Grubuna Ait Modeller

3.4.2.1 Grup B1 (Model 2)

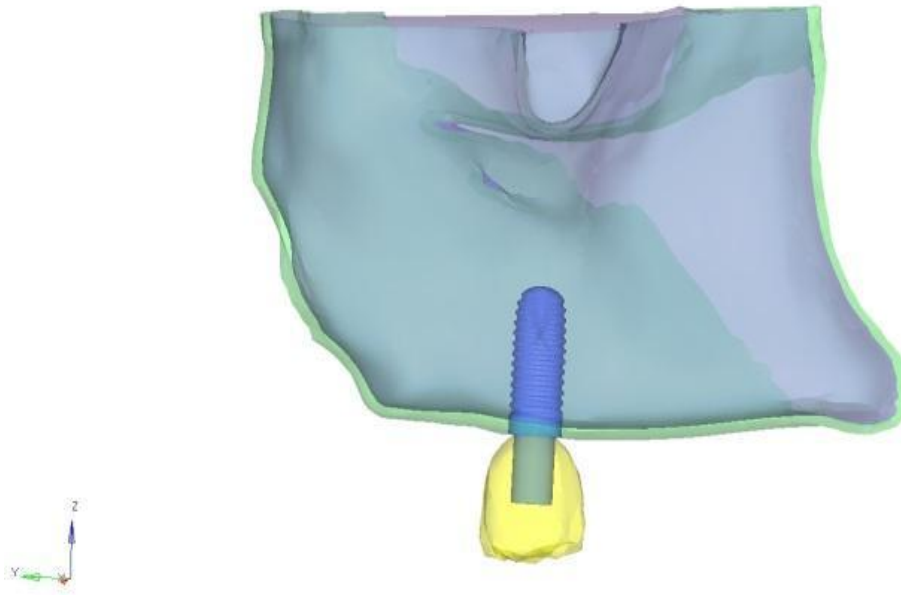
Model 2'de 8mm uzunluğunda ve 4.5 mm çapındaki implant, maksiller 1. Molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubu olarak kullanılan bu modelde maksiller sinüs elimine edilmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Grup B1 (Model 2)

3.4.2.2. Grup B2 (Model 4)

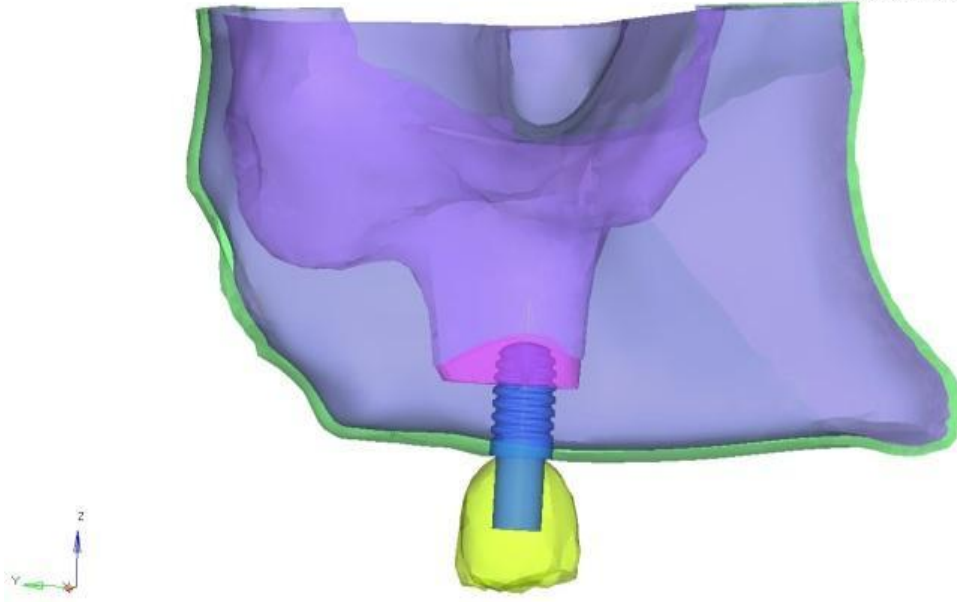
Model 4'te 11 mm uzunluğunda ve 4,5 mm çapındaki implant, maksiller 1. Molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubu olarak kullanılan bu modelde maksiller sinüs elimine edilmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Grup B2 (Model 4)

3.4.2.3. Grup B3 (Model 6)

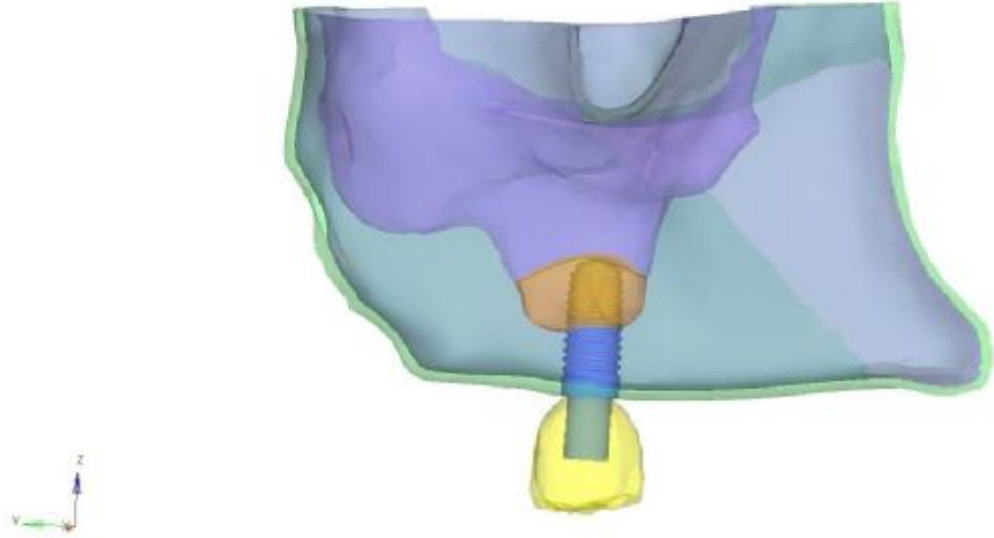
Model 6'da 4.5 mm çapında ve 8mm uzunluğundaki implant, maksiller 1. molar diş bölgesine uygulanmıştır. Kontrol grubundan farklı olarak bu modelde 5 mm rezidüel kret yüksekliği ve maksiller sinüs oluşturulmuştur. Sinüs membranının 3mm kadar yükseltilmesi planlanmıştır. 8mm uzunluğundaki implant greft uygulanmadan bu bölgeye yerleştirilmiştir (şekil 3.10).



şekil 3.10. Grup B3 (Model 6)

3.4.2.4 Grup B4 (Model 8)

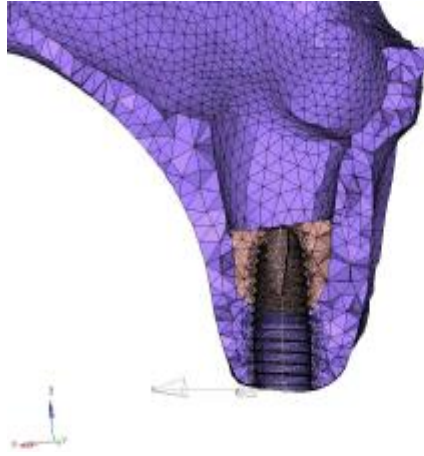
Model 8'de 4.5 mm çapında ve 11 mm uzunluğundaki implant, maksiller 1.molar diş bölgesine uygulanmıştır. Bu modelde de model 7'de olduğu gibi açık sinüs lift yöntemi uygulanarak sinüs membranının 6 mm kadar yükseltilmesi planlanmıştır. 11 mm uzunluğundaki implant, greft materyali uygulandıktan sonra bu bölgeye yerleştirilmiştir. Sinüs membranı yükseltildikten sonra oluşan boşluk greft materyali ile doldurulmuş ve analiz değerlendirmesine dahil edilmiştir (şekil 3.11).



şekil 3.11. Grup B4 (Model 8)

3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik model yüzeyinin, 'mesh' olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmesiyle oluşturulmaktadır¹⁰¹. İlk mesh uygulamasından sonra dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilmiş, bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Modellerin mesh görüntüsü

Çalışmanın gerçeğe en yakın sonuçlar verebilmesi için modelleme programının imkanları dahilinde, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı kullanılmıştır. Matematiksel modellerde 4 düğüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar tercih edilmiş ve her bir model bünyesinde homojen olarak dağıtılmıştır. Bu çalışmada maksilla, maksiller sinüs, implantlar, abutmentlar ve üst yapıları içeren matematiksel modellerin hazırlanması sırasında kullanılan eleman sayıları 104800 ile 37507 arasında, düğüm sayıları 24500 ile 63894 arasında değişmektedir.

3.6. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemeler ardından sonlu elemanlar stres analiz programının çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gerekmektedir¹⁰¹. Bu çalışmada sistem elemanlarını; maksiller kemik dokusu, greft materyali, implant, abutment ve protetik üst yapılar oluşturmaktadır.

Bu çalışmada, kortikal kemik ile spongiöz kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları, greft materyalinin maturasyonunu tamamladığı ve maksimum sertliğe ulaştığı varsayılmıştır. İmplantlar ile destek dokular; implantlar ile abutmentlar ve abutmentlar ile implant-üstü protezler arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlanmıştır. İmplantların çene kemik dokusu ve greft materyali ile benzer çalışmalarda^{75,76,77,105} olduğu gibi %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. Yerleştirilen implantların boyun bölgesinde, vestibül ve lingual yüzde 1,5 mm kemik kalınlığı oluşturulmuştur. Tüm modellerde implantlar üst 6 numaralı diş bölgesine yerleştirilmiştir. Graft kullanılmadan sinüs membranının 3 mm yükseltildiği modellerde kemik-sinüs membranı arası mesafe analize minimum etki yapacağı düşünülerek ihmal edilmiştir.

Sunulan bu çalışmada literatürle^{74,75,77,105} 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.

3.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Sınır koşulları

Birleştirilen model üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için belirli noktalardan mesnetlenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Sonlu eleman stres analizi çalışmalarında belirlenen modellerin desteklenmesi için en az iki düzlemde sabitlenmesi gerekir. Bu düzlemler analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmelidir. Aksi takdirde, oluşan stresler destek düzlemlere kadar aktarılır ve sonuçlar yanlış yorumlanabilir. Oluşturulan sınırlamalar sayesinde problem tanımlanan bölge içerisinde çözümlenebilmektedir.

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

3.8. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan bütün materyaller homojen, izotropik ve doğrusal (lineer) elastik olarak tanımlanmıştır. Spongioz kemiğin modellenmesinde Misch'in¹⁰⁸ posterior maksillada greftleme sonrası %40 oranıyla karakteristik yapı olarak belirttiği D4 kemik türü kullanılmış ve D4 kemiğe ait materyal özelliği tanımlanmıştır. Greft materyali olarak sentetik alloplastik kemik grefti simüle edilmiştir. Metal alt yapı olarak kron köprü restorasyonlarında en sık kullanılan alaşım türü olan nikel-krom (Ni/Cr) alaşım, üst yapı porseleni olarak konvansiyonel feldspatik porselen tercih edilmiştir. Oral mukozanın elastisite modülünün ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeniyle gerilim analizlerinde mukoza modeli kullanılmamıştır¹⁰⁸ (Tablo 3.4).

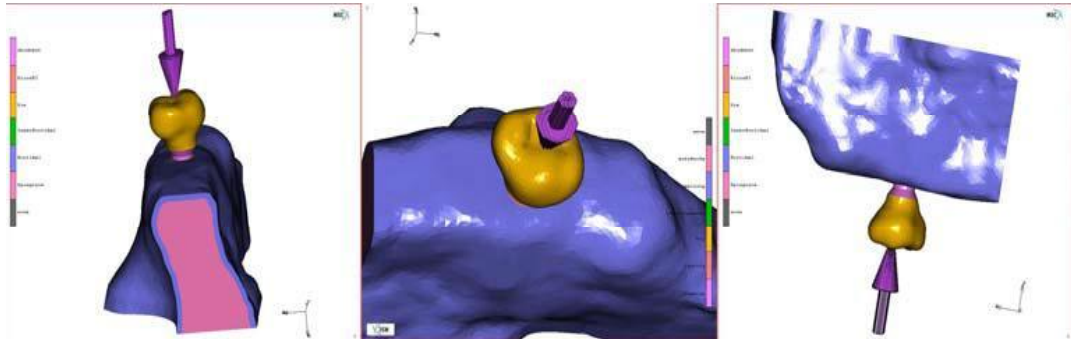
Tablo 3.4. Materyal özellikleri¹⁰⁸

	Elastik Katsayısı	Poisson Oranı
Titanyum	110	0,35
Kortikal kemik	14,7	0,3
Spongioz kemik	1,37	0,3
Greft materyali	3,4	0,3

3.9. Yükleme Koşulları

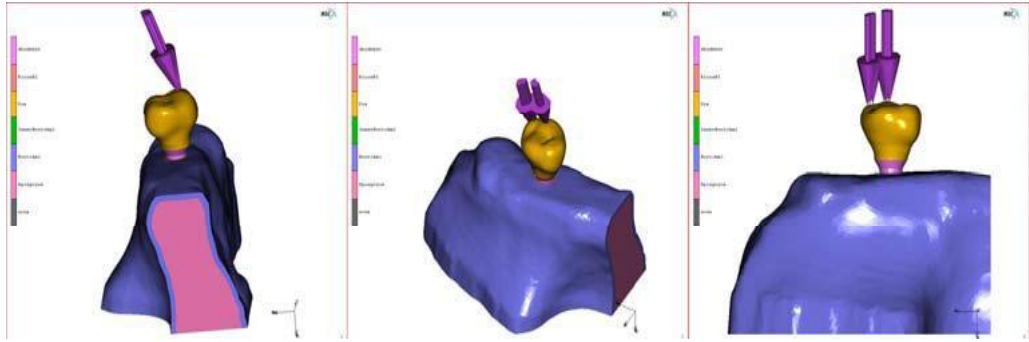
Bütün modellerde yükleme aynı noktalardan, vertikal yönde ve aksiyel eksenle 30° lik açı yapacak şekilde, benzer çalışmalar^{109,136,139} referans alınarak kron başına toplam 300N olmak üzere vertikal ve oblik olarak tek noktadan uygulanmıştır.

Vertikal yükleme: Modellenen dişin uzun eksenı üzerinde, dik olarak santral fossadan, implantın merkezine doğru yaklaşık 2mm²'lik bir alana 300N'luk bir kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Dik yükleme noktaları

Oblik yükleme: Modellenen dişin fonksiyonel tüberkülü olan palatinal tüberküle distopalatinal yönde yaklaşık 2mm^2 'lik bir alana 300N 'luk bir kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme koşulunda implantın uzun eksenine 30 derecelik açıyla bir yükleme yapılmıştır (Şekil 3.14)



Şekil 3.14. Oblik yükleme noktaları

3.10. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri¹⁰⁸ göz önüne alınmıştır. Kemik, greft materyalleri ve porselen gibi kırılğan materyaller için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress= p_{max}) modelde oluşan gerilme tipi stresi, en düşük asal gerilim (minimum principle stress= p_{min}) ise modelde oluşan sıkışma tipi stresi ifade etmektedir^{103,105}.

Sunulan bu çalışmada Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır. Sonlu elemanlar analizlerinde elde edilen veriler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bulguların istatistiksel analizi yapılmamıştır. Analizler sonunda elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilmiştir. 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, spongioz 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, spongioz kemikte ve greft materyalinde olmak üzere ölçülüp, grafiklerle p_{max} ve p_{min} değerleri megapaskal (Mpa) cinsinden karşılaştırılmıştır.

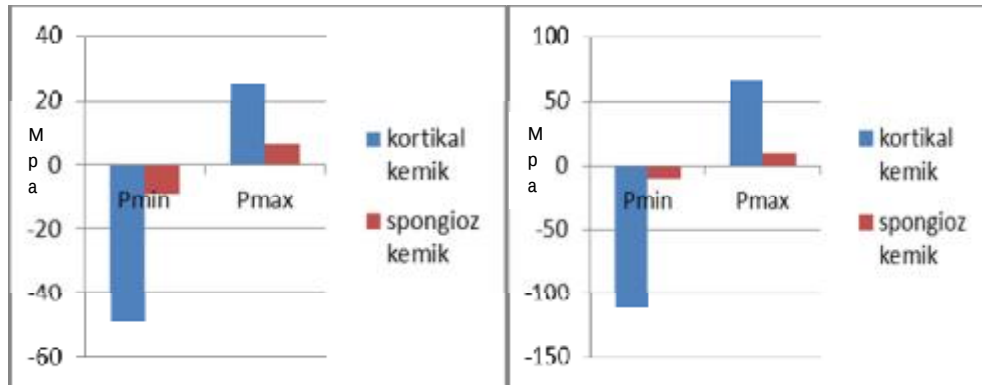
4.1. A Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

4.1.1. Grup A1 (Model 1)

Model 1'de 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 25.4 Mpa, spongios kemikte ise 6.4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -49 Mpa, spongios kemikte ise -8.9 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1A, 4.2, 4.3).

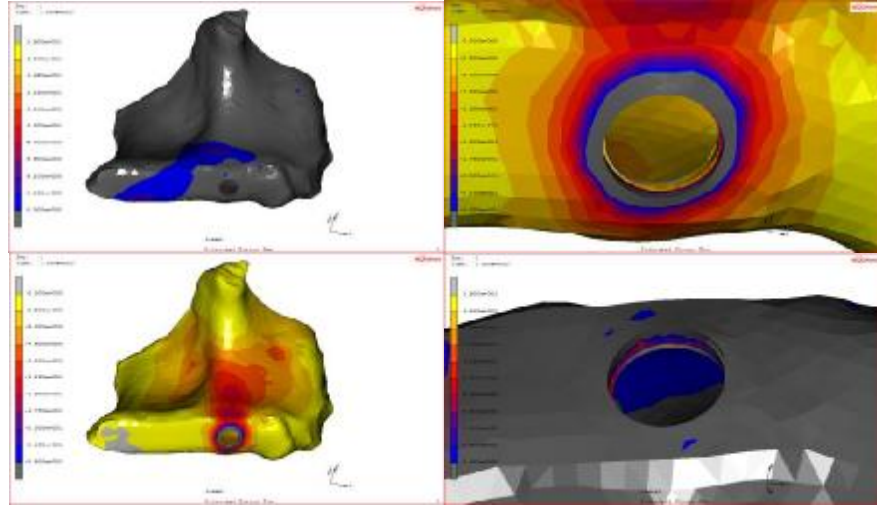
Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 66 Mpa, spongios kemikte ise 9.4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -111.5 Mpa, spongios kemikte ise -10 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.1B, 4.4, 4.5).



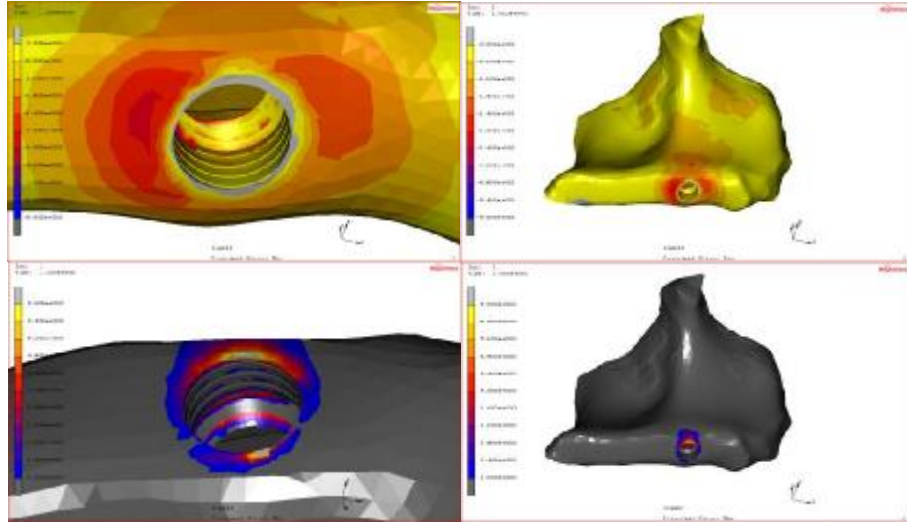
A. Vertikal yüklemeye

B. Oblik Yükleme

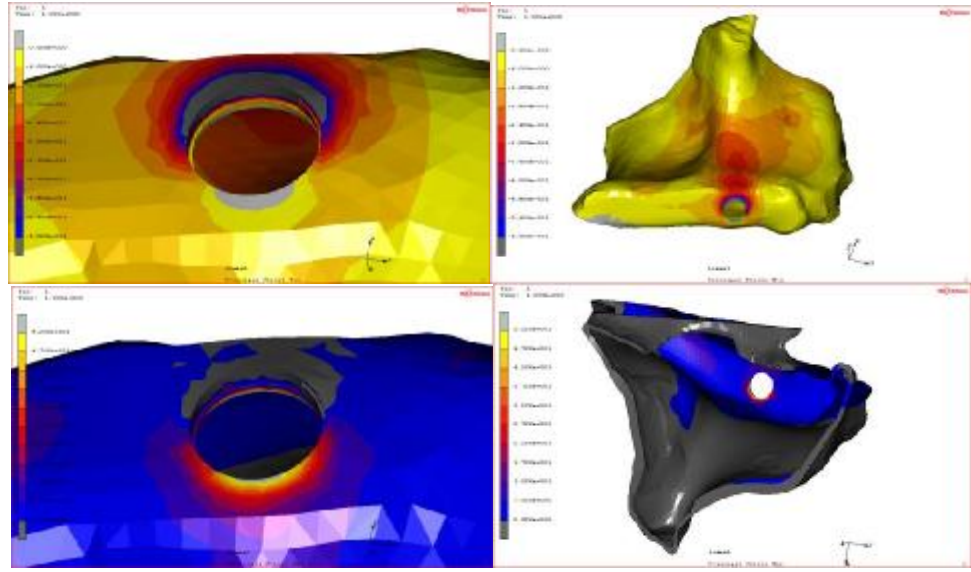
Şekil 4.1. Grup A1 (Model 1) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



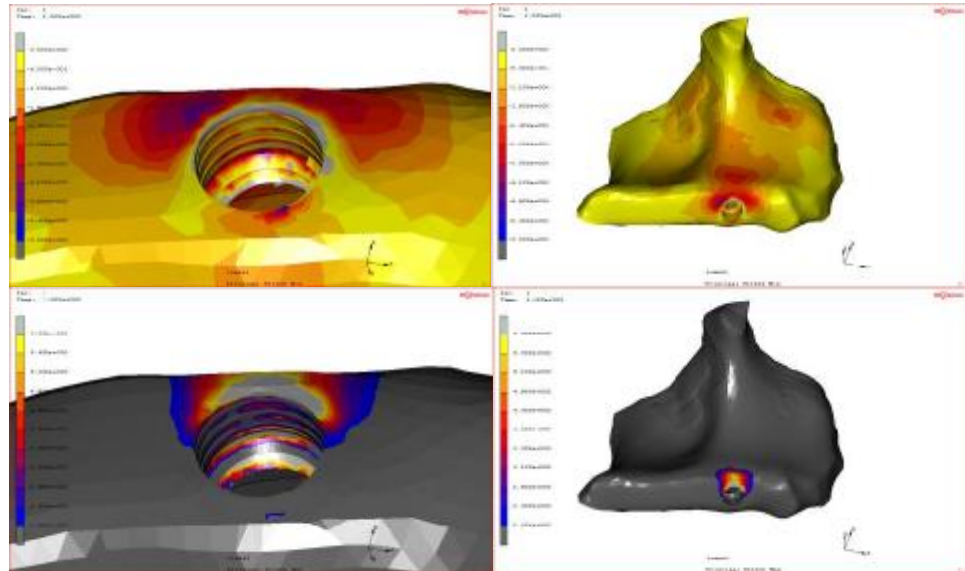
Şekil 4.2. Grup A1 (Model 1) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.3. Grup A1 (Model 1) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.4. Grup A1 (Model 1) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



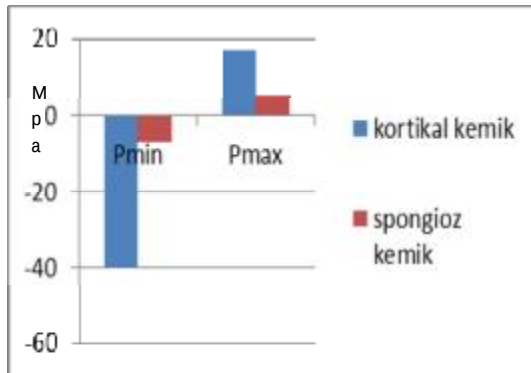
Şekil 4.5. Grup A1 (Model 1) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları

4.1.2. Grup A2 (Model 3)

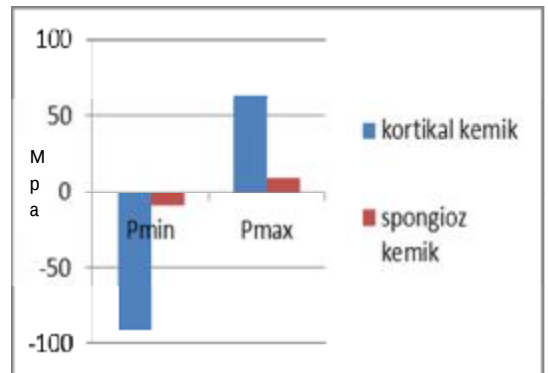
Model 3'te 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 17 Mpa, spongioz kemikte 5.1 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -39.5 Mpa, spongioz kemikte ise -7 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.6A, 4.7, 4.8).

Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 63.8 Mpa, spongioz kemikte ise 9.7 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -91 Mpa, spongioz kemikte ise -8.5 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.6B, 4.9, 4.10).

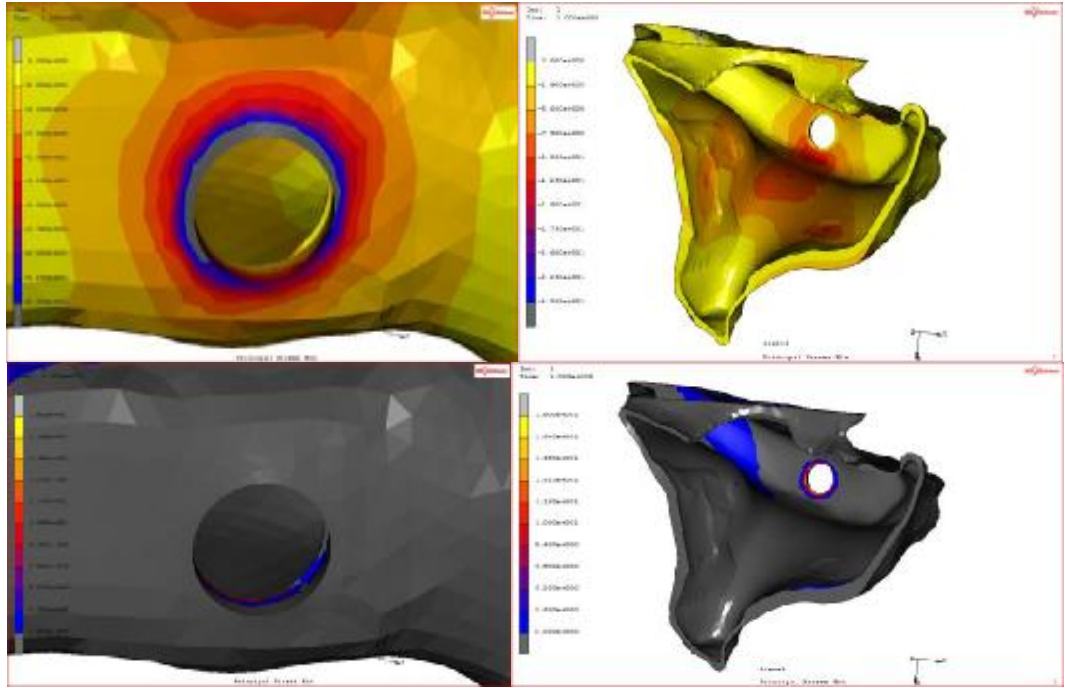


A. Vertikal yükleme

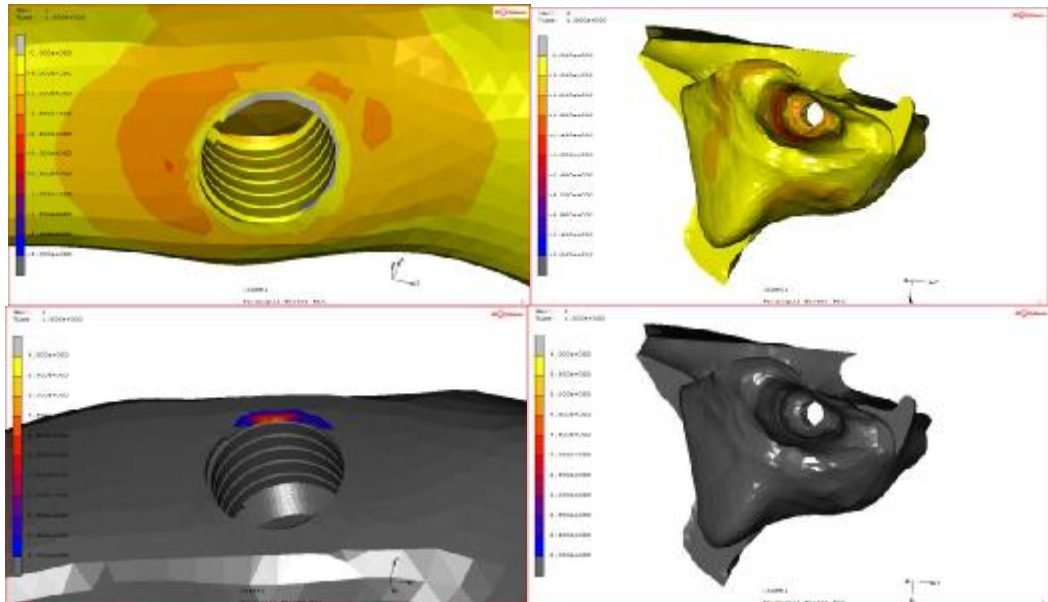


B. Oblik yükleme

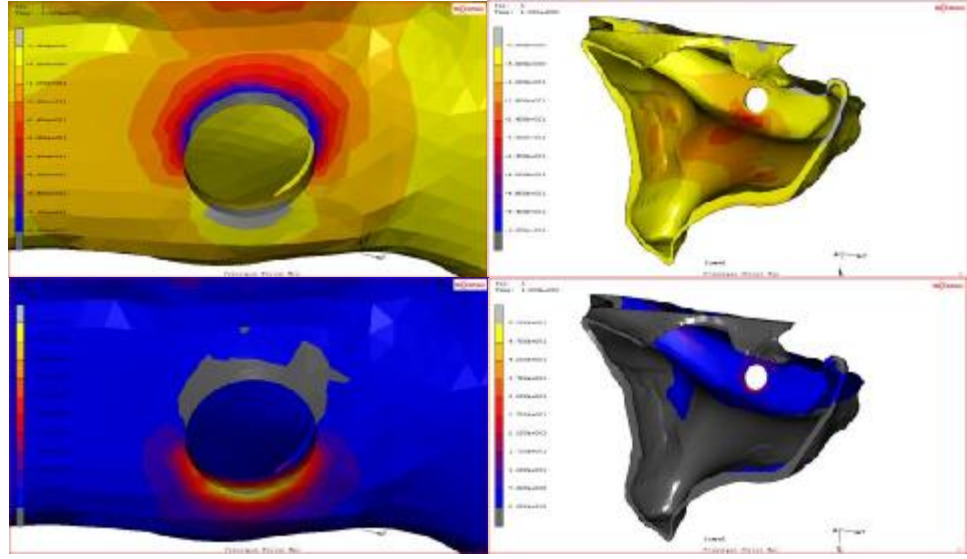
Şekil 4.6. Grup A2 (Model 3) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



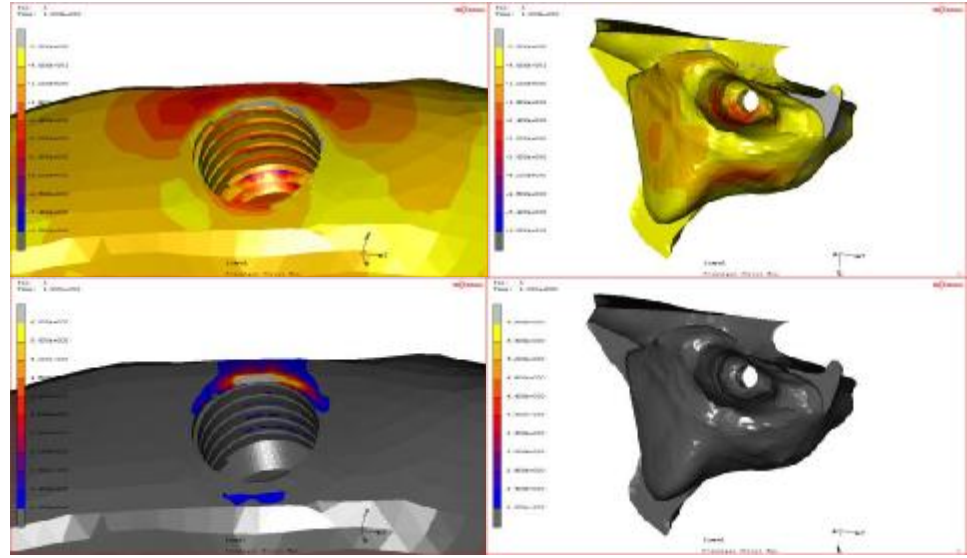
Şekil 4.7 Grup A2 (Model 3) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.8. Grup A2 (Model 3) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.9. Grup A2 (Model 3) oblik yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



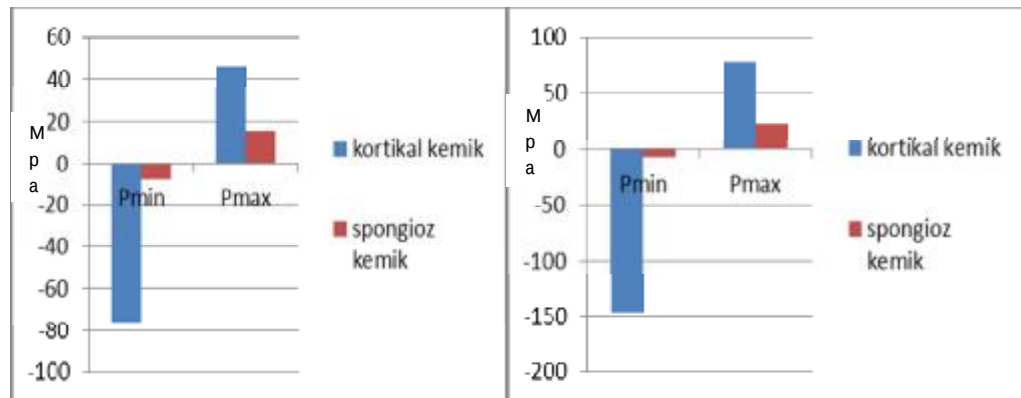
Şekil 4.10. Grup A2 (Model 3) oblik yüklemede spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları

4.1.3. Grup A3 Model 5

Model 5'te 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 45.9 Mpa, spongioz kemikte 15.6 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -76.2 Mpa, spongioz kemikte ise -7.6 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11A, 4.12, 4.13).

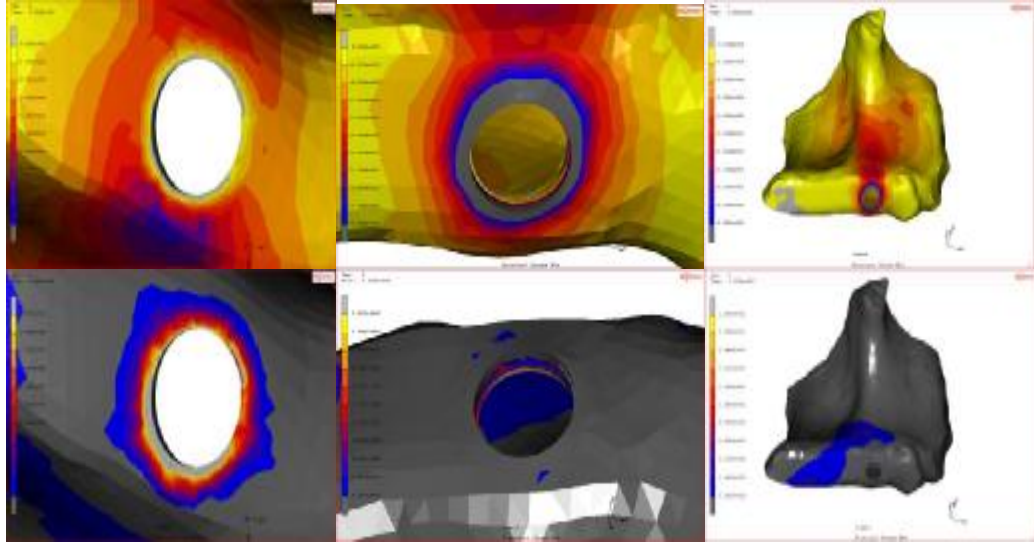
Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 78.4 Mpa, spongioz kemikte ise 22.1 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -146.6 Mpa, spongioz kemikte ise -7 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.11B, 4.14, 4.15).



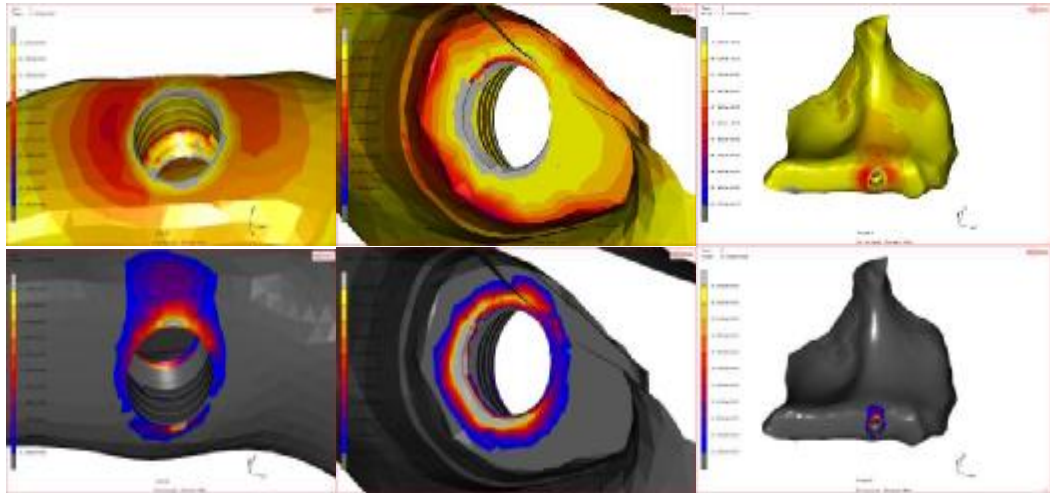
A. Vertikal yükleme

B. Oblik yükleme

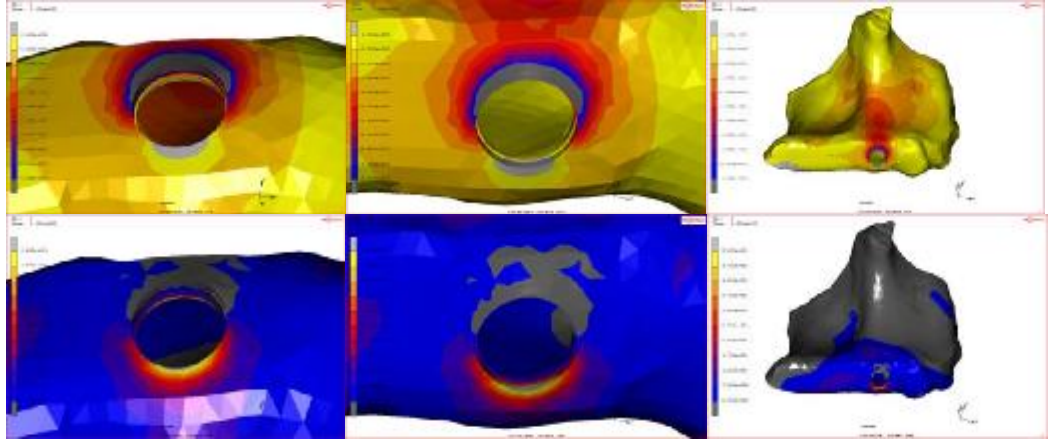
Şekil 4.11. Grup A3 (Model 5) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



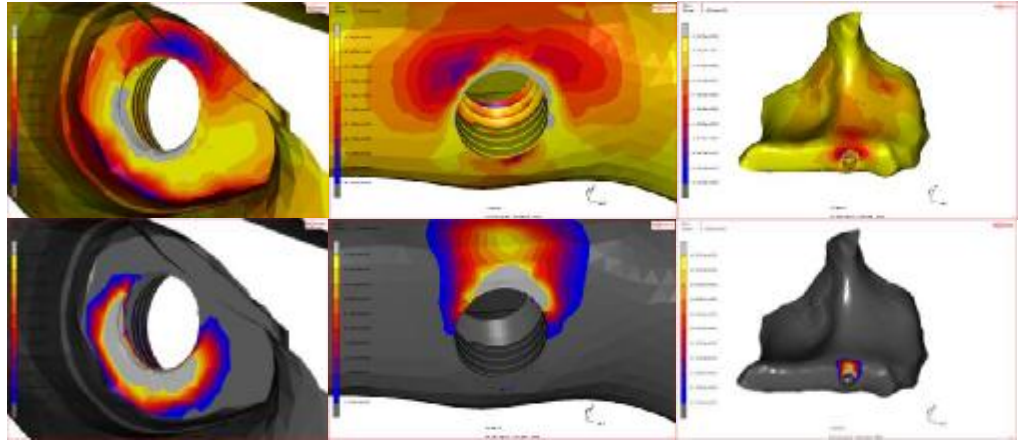
Şekil 4.12. Grup A3 (Model 5) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.13. Grup A3 (Model 5) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.14. Grup A3 (Model 5) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



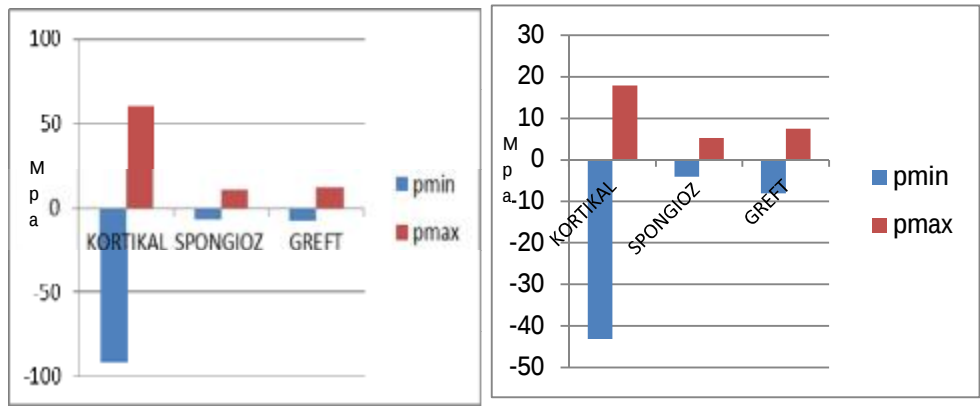
Şekil 4.15. Grup A3 (Model 5) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları

4.1.4. Grup A4 (Model 7)

Model 7'de 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 17.9 Mpa, spongioz kemikte 5.3 Mpa, greft materyalinde ise 7.5 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -43.1 Mpa spongioz kemikte, -4 Mpa, greft materyalinde ise -8.1 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.16A, 4.17 - 4.19).

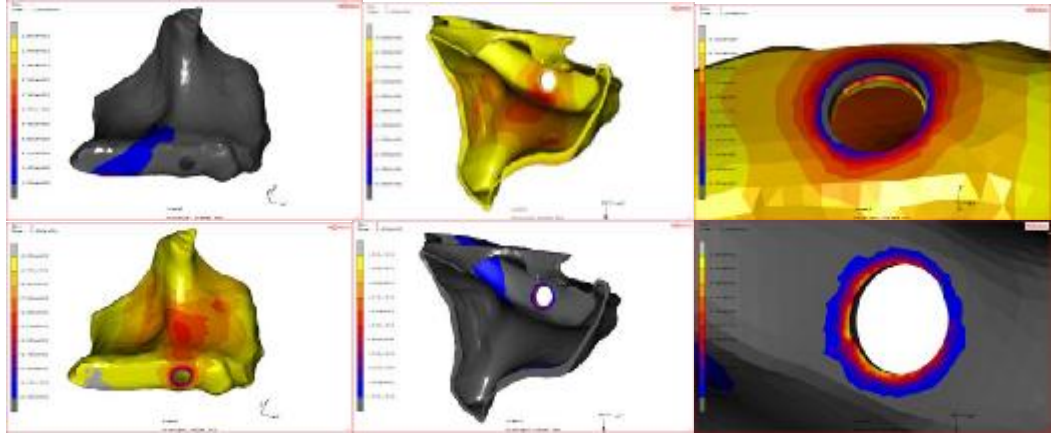
Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 60.5 Mpa, spongioz kemikte 10.5 Mpa, greft materyalinde ise 12.4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -91.7 Mpa, spongioz kemikte -6.7 Mpa, greft materyalinde ise -7.4 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.16B, 4.20 - 4.22).



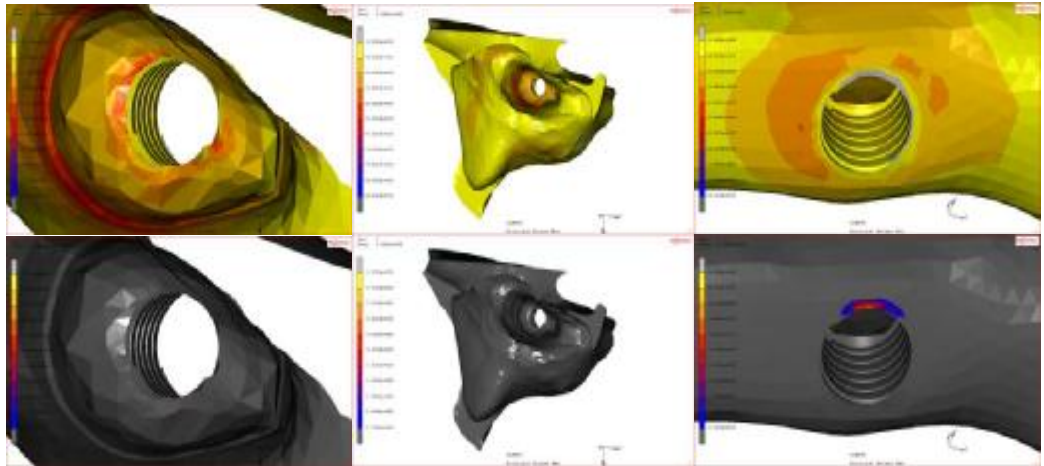
A. Vertikal yüklemeye

B. Oblik yüklemeye

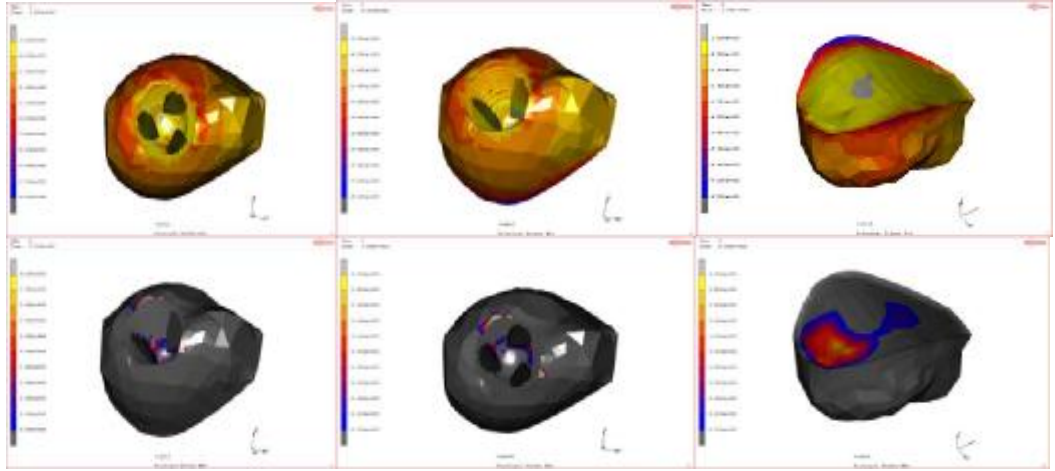
4.16. Grup A4 (Model 7) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



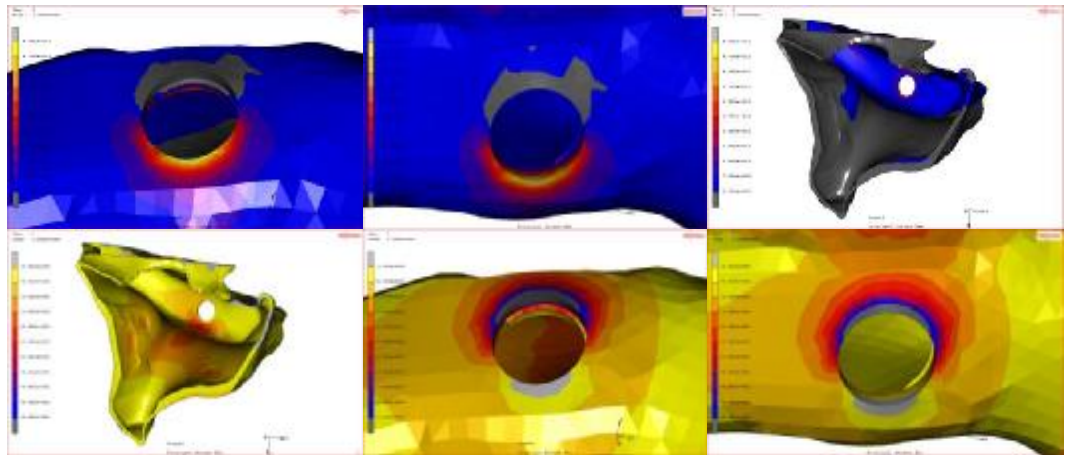
Şekil 4.17. Grup A4 (Model 7) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



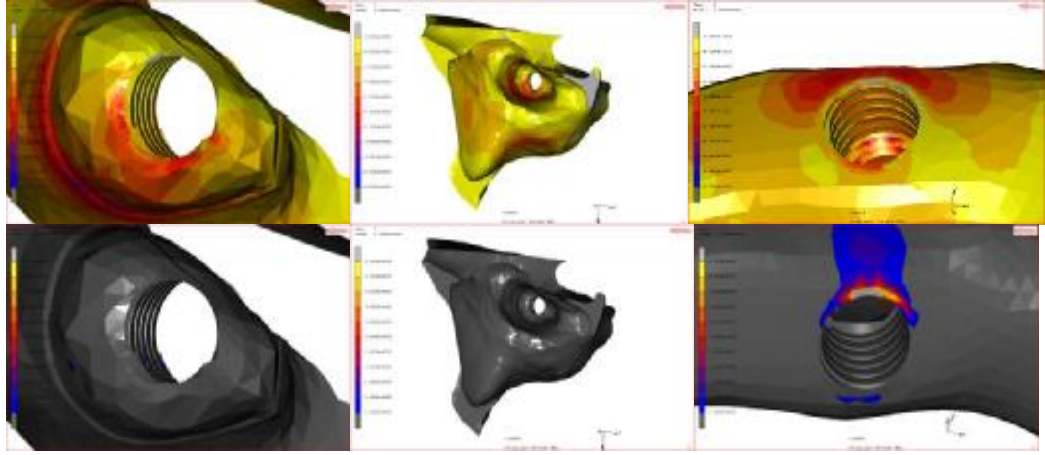
Şekil 4.18. Grup A4 Model 7'de vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



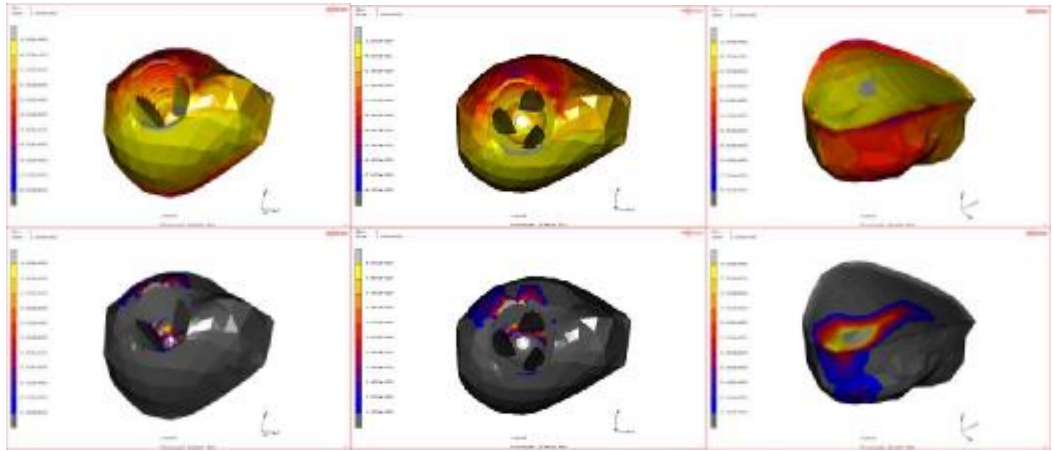
Şekil 4.19. Grup A4 (Model 7) vertikal yüklemede greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.20. Grup A4 (Model 7) oblik yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.21. Grup A4 (Model 7) oblik yüklemde sponioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.22. Grup A4 (Model 7) oblik yüklemde greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları

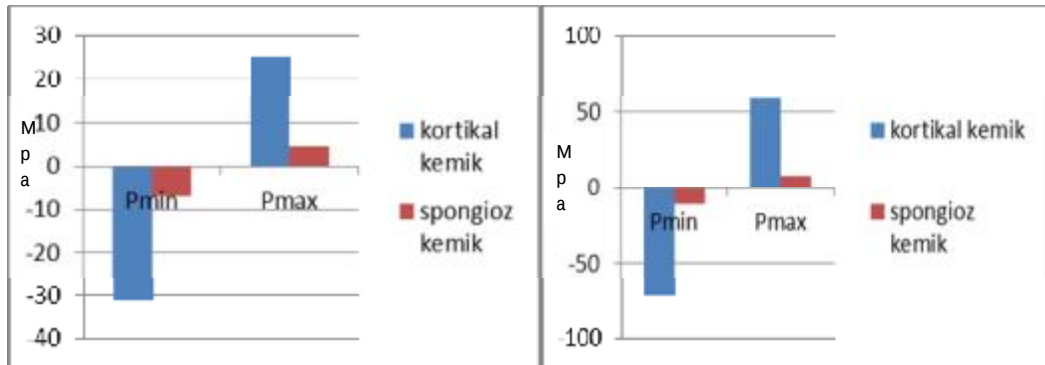
4.2. B Grubu Modellerde Ölçülen Stres Değerleri

4.2.1. Grup B1 (Model 2)

Model 2'de 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 25 Mpa, spongioz kemikte ise 4.4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -43.1Mpa, spongioz kemikte ise -4 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.23A, 4.24, 4.25).

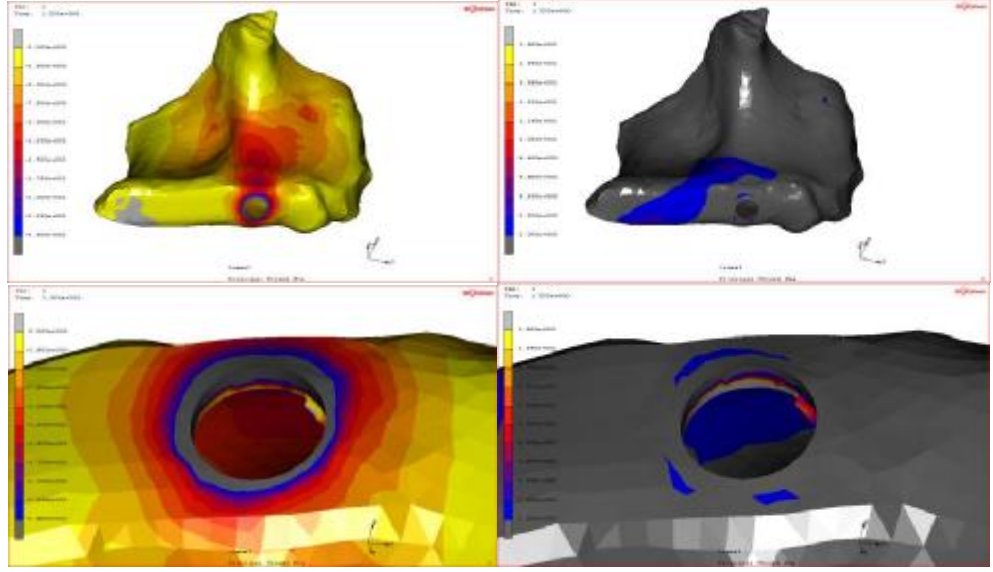
Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 58.9 Mpa, spongioz kemikte ise 8.2 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -71.3 Mpa, spongioz kemikte ise -6.7 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.23B, 4.26, 4.27).



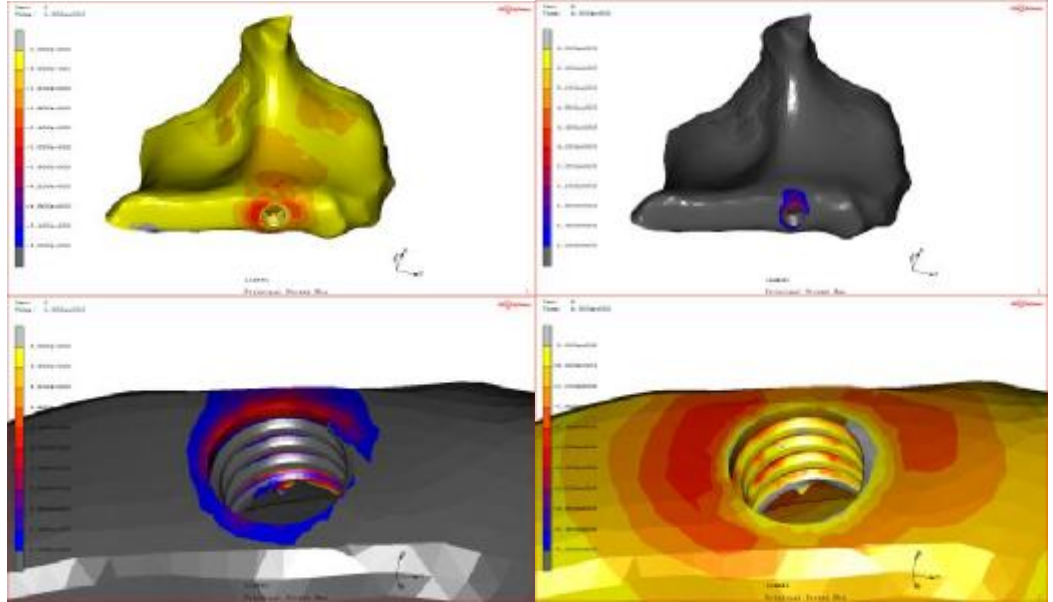
A. Vertikal yüklemeye

B. Oblik Yüklemeye

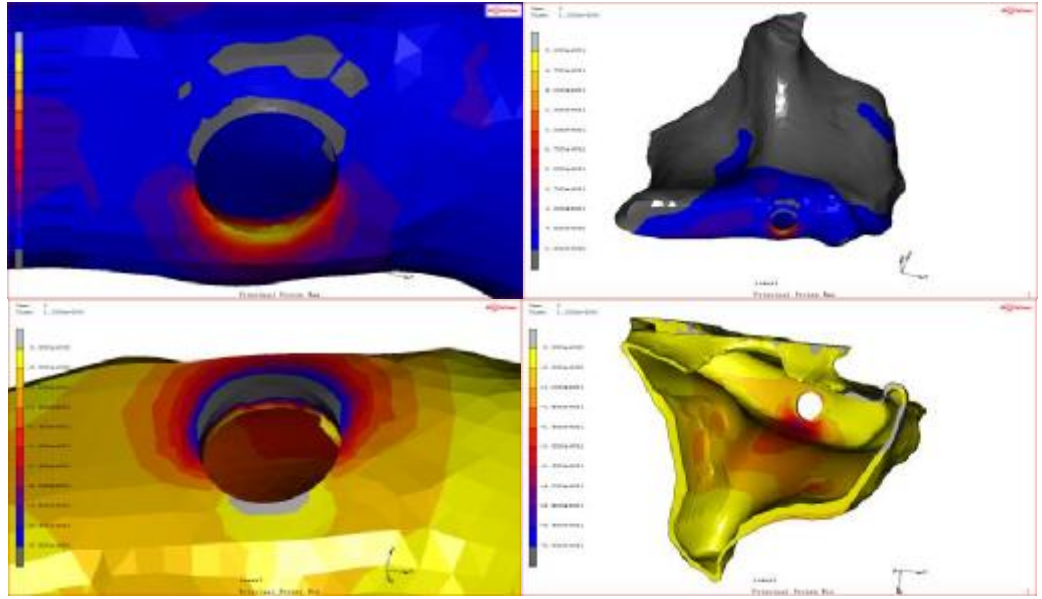
Şekil 4.23. Grup B1 (Model 2) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



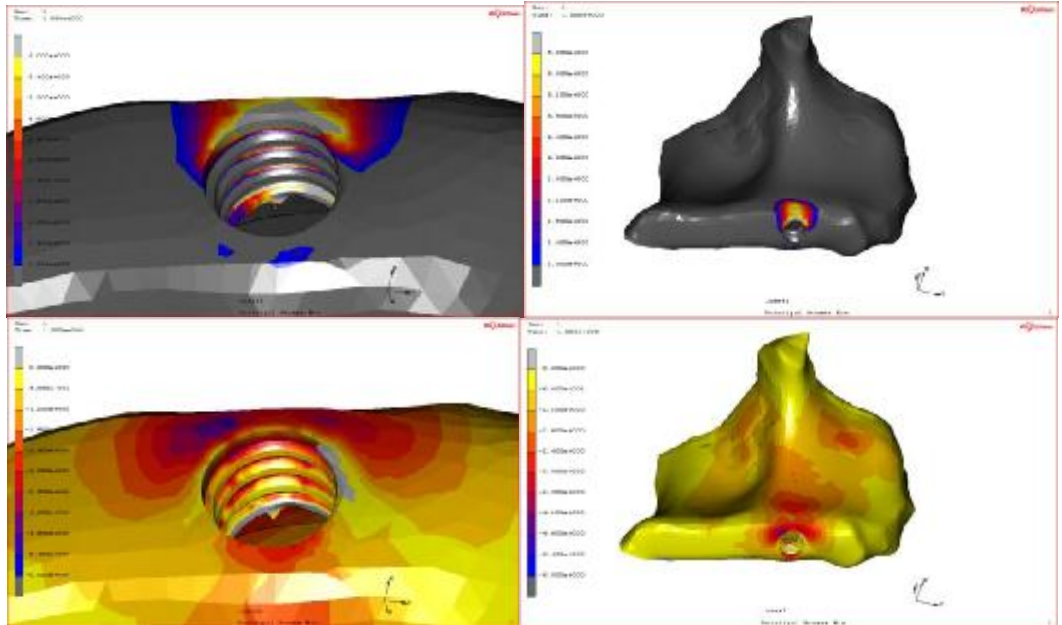
Şekil 4.24. Grup B1 (Model 2) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.25. Grup B1 (Model 2) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.26. Grup B1 (Model 2) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



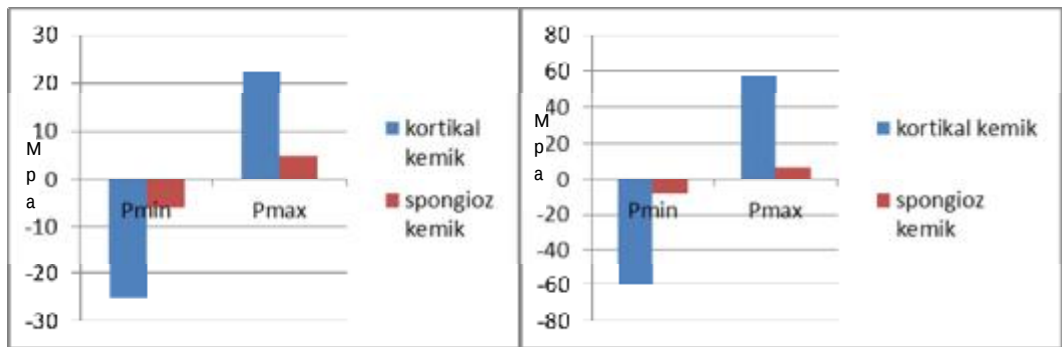
Şekil 4.27. Grup B1 (Model 2) oblik yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları

4.2.2. Grup B2 (Model 4).

Model 2'de 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 22.5 Mpa, spongios kemikte ise 5 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -25.2 Mpa spongios kemikte ise -6 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.28A, 4.29, 4.30).

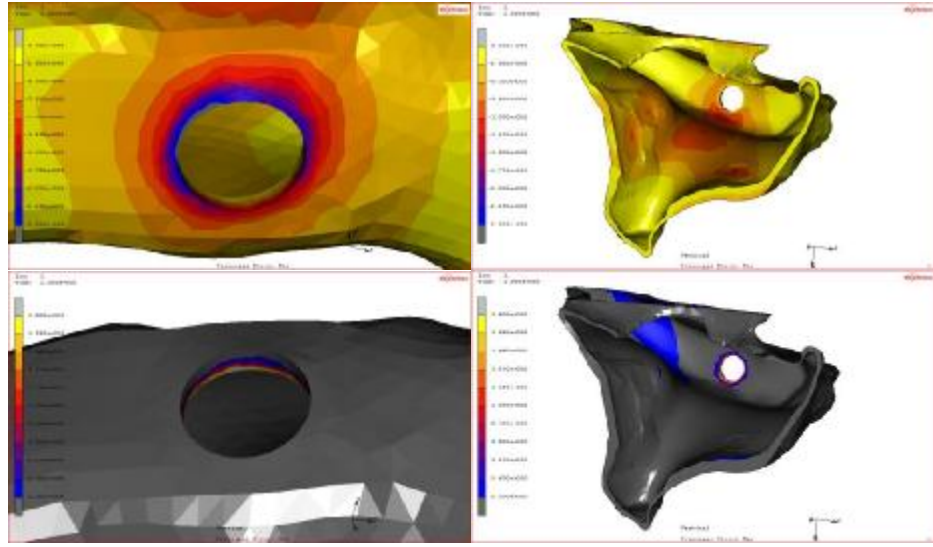
Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 57.4 Mpa, spongios kemikte ise 6.5 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -60.2 Mpa, spongios kemikte ise -7.9 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.28B, 4.31, 4.32).



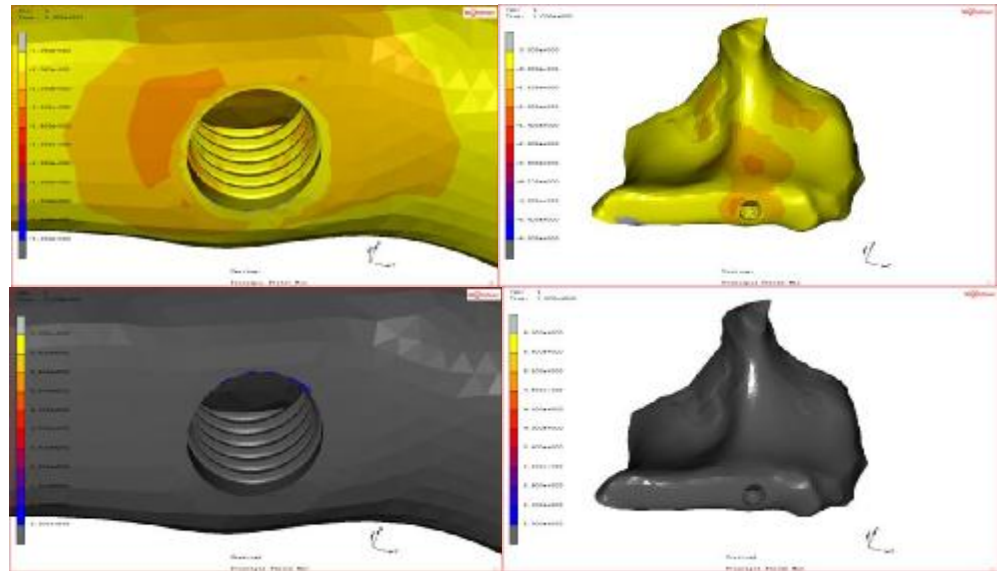
A. Vertikal yüklemeye

B. Oblik yüklemeye

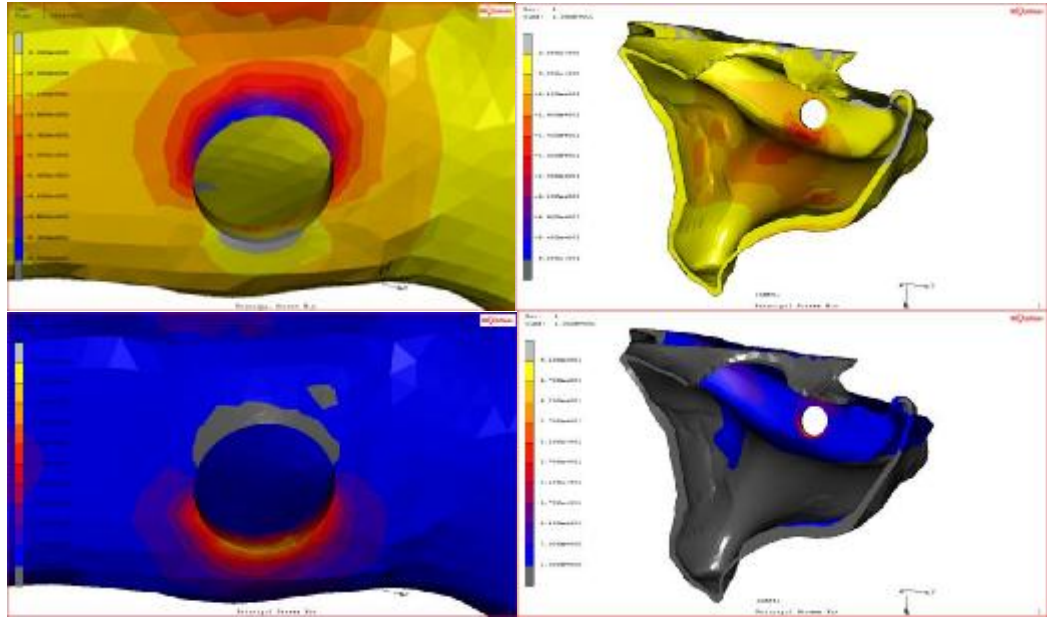
Şekil 4.28. Grup B2 (Model 4) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



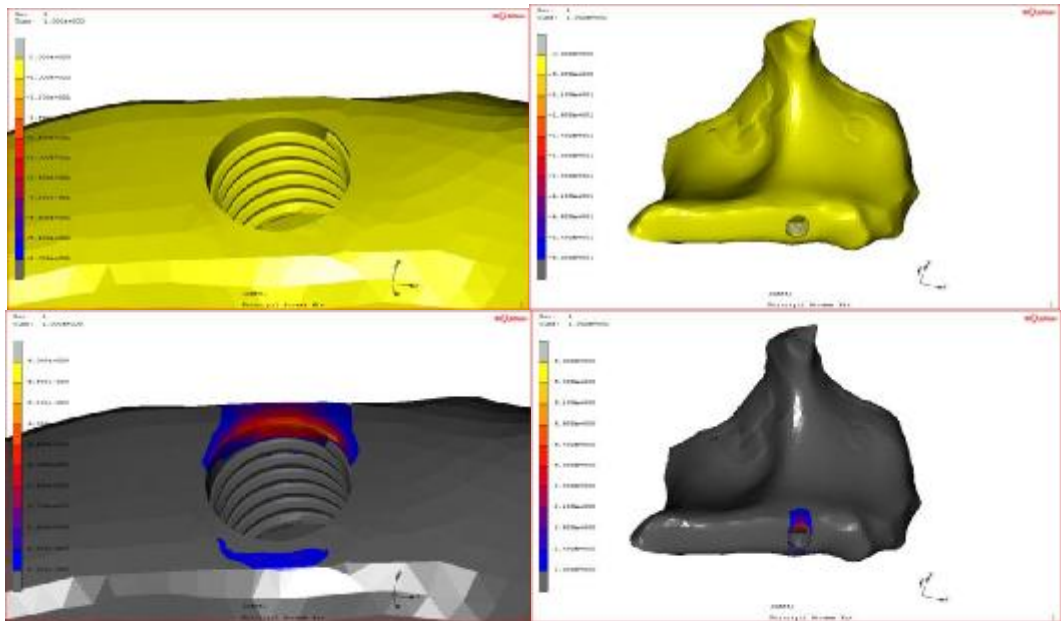
Şekil 4.29. Grup B2 (Model 4) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.30. Grup B2 (Model 4) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.31. Grup B2 (Model 4) oblik yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



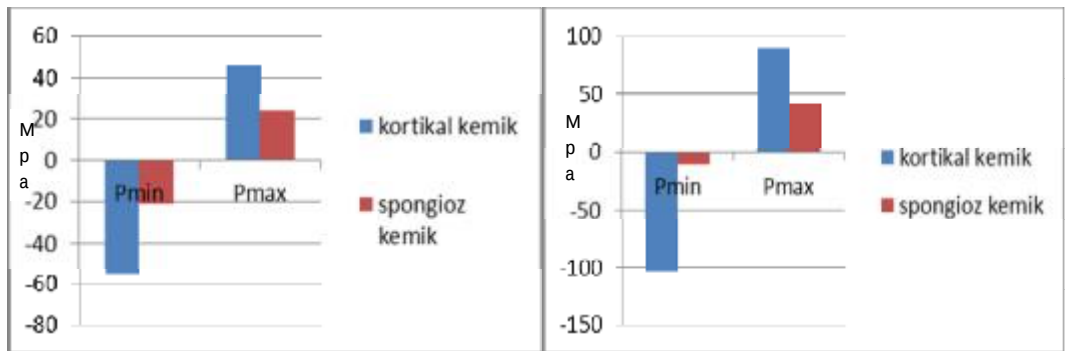
Şekil 4.32. Grup B2 (Model 4) oblik yüklemede spongios kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları

4.2.3. Grup B3 (Model 6)

Model 6'da 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 45.5 Mpa, spongios kemikte ise 24.1 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -55.4 Mpa, spongios kemikte ise -20.8 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.33A, 4.34, 4.35).

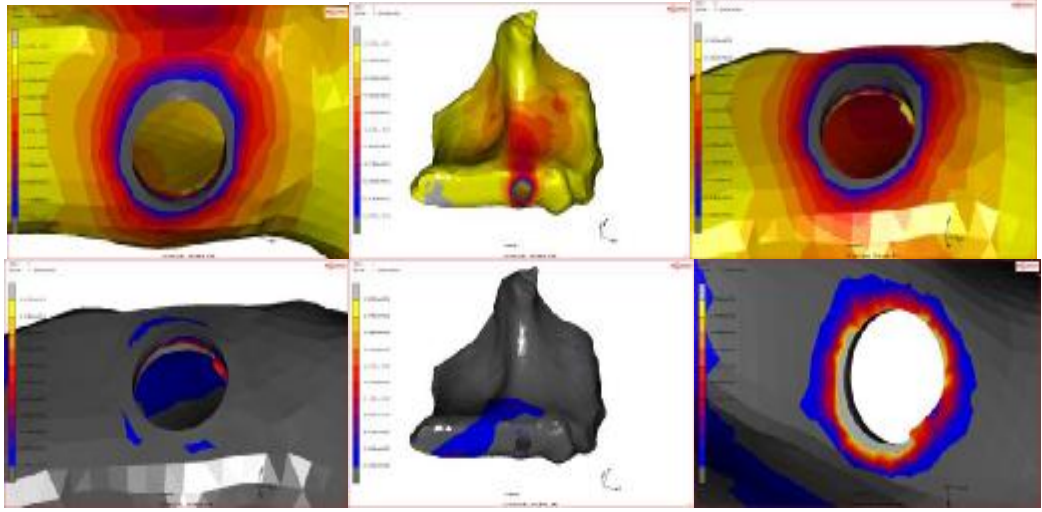
Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 90.1 Mpa, spongios kemikte ise 42.7 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -104.1 Mpa, spongios kemikte ise -10.1 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.33A, 4.36, 4.37).



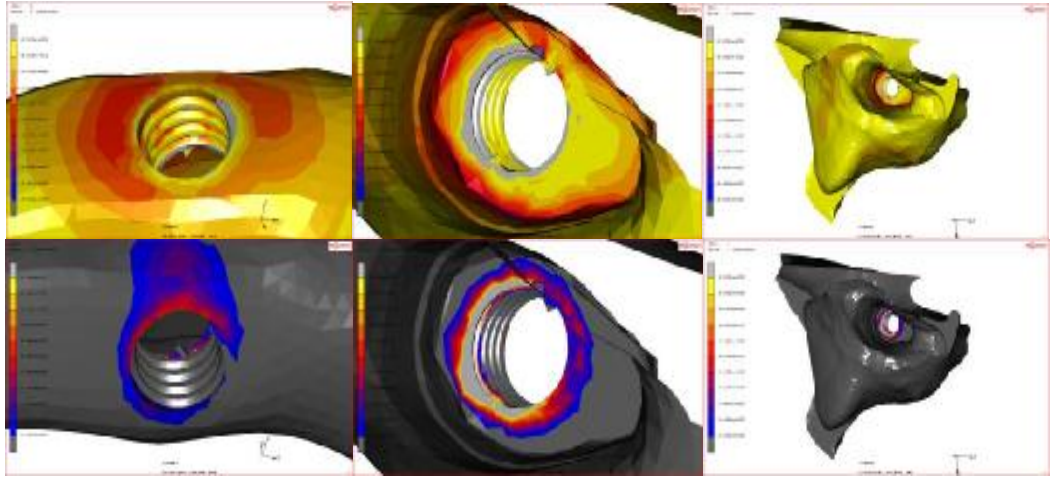
A. Vertikal yüklemeye

B. Oblik yüklemeye

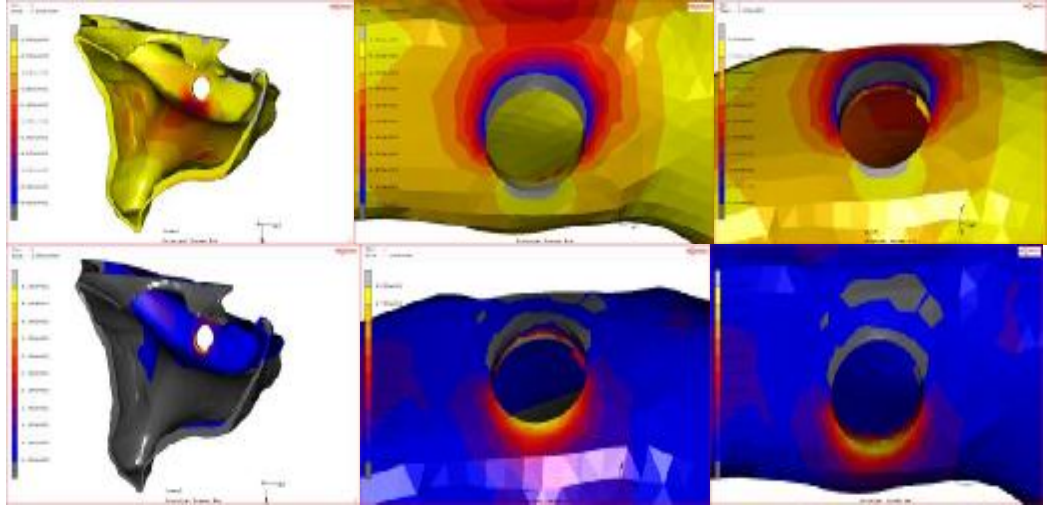
4.33. Grup B3 (Model 6) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



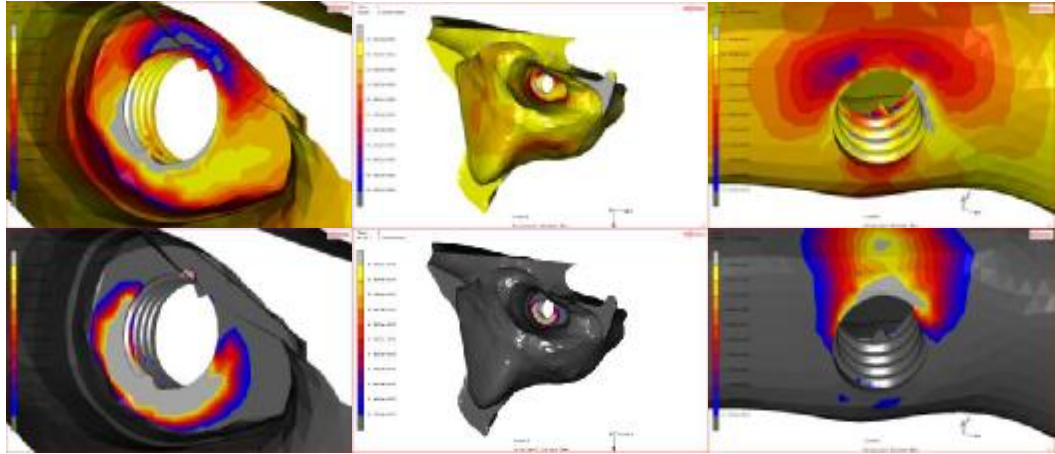
Şekil 4.34. Grup B3 (Model 6) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.35. Grup B3 (Model 6) vertikal yüklemde spongioz kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.36. Grup B3 (Model 6) oblik yüklemede krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



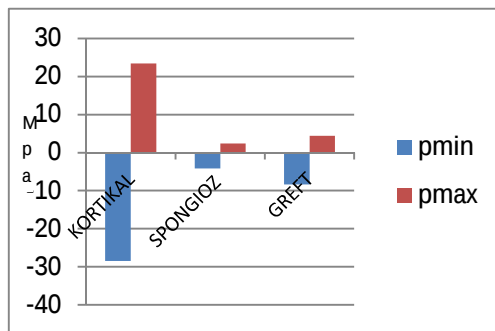
Şekil 4.37. Grup B3 (Model 6) oblik yüklemede spongios kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları

4.2.4. Grup B4 (Model 8)

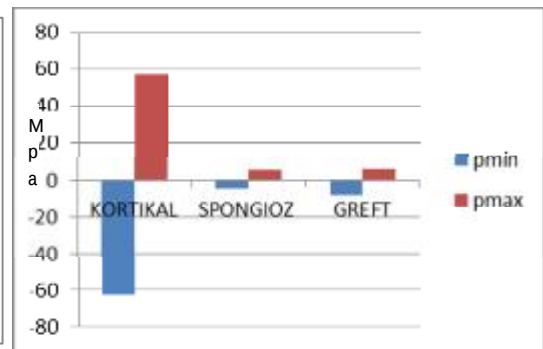
Model 8'de 300 N'luk sabit kuvvetle yapılan vertikal ve oblik yüklemelerden sonra implant çevresindeki destek dokularda oluşan gerilme ve sıkışma tipi streslerin pmax ve pmin rakamsal değerleri ve grafiksel dağılımları aşağıdaki gibidir.

Vertikal yüklemeye: Vertikal yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 23.4 Mpa, spongios kemikte 2.4 Mpa, greft materyalinde ise 4.4 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde ise krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -28.5 Mpa spongios kemikte -4.2 Mpa, greft materyalinde ise -8.4 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.38A, 4.39 - 4.41).

Oblik yüklemeye: Oblik yükleme sonucu oluşan gerilme tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmax değeri 56.9 Mpa, spongios kemikte 5.7 Mpa, greft materyalinde ise 5.9 Mpa olarak ölçülmüştür. Sıkışma tipi stresler değerlendirildiğinde krestal kortikal kemikte oluşan pmin değeri -62.5 Mpa, spongios kemikte -4.2 Mpa, greft materyalinde ise -7.8 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.38B, 4.42 - 4.44).

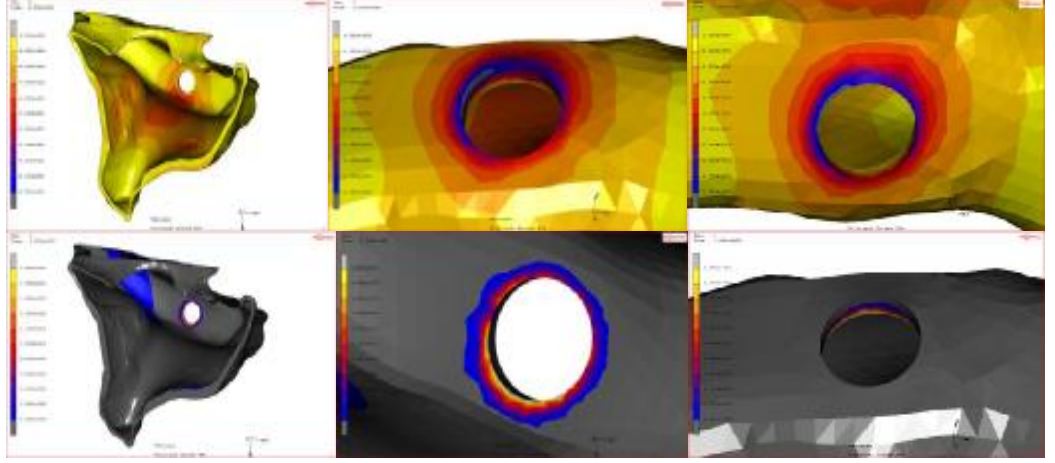


A. Vertikal yükleme

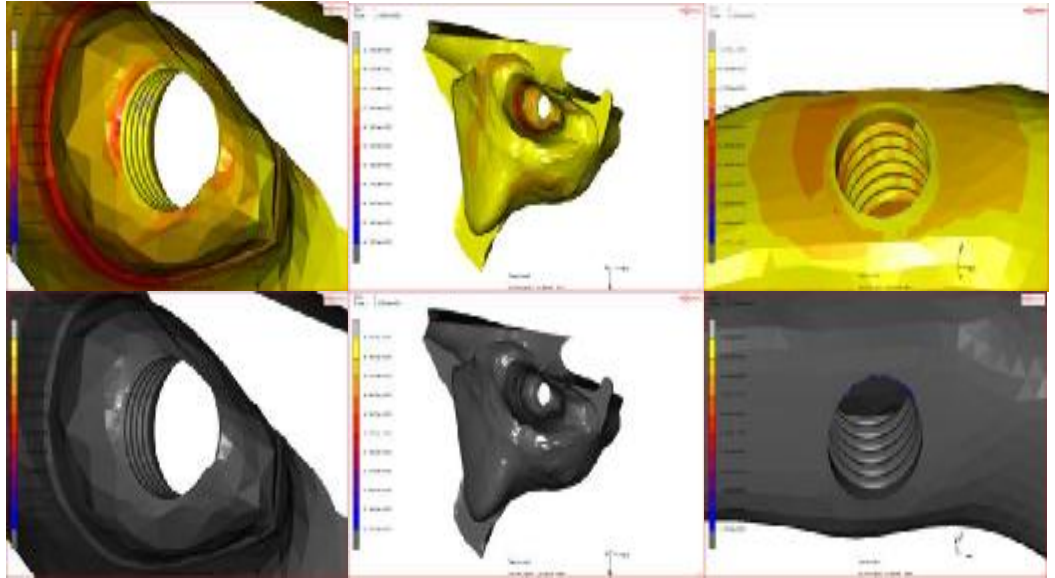


B. Oblik yükleme

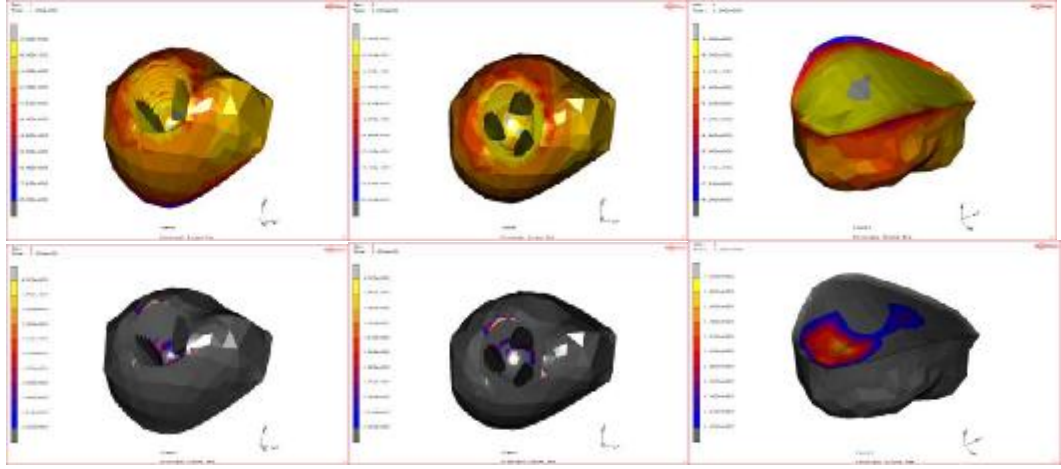
Şekil 4.38. Grup B4 (Model 8) destek dokularda ölçülen pmax ve pmin değerleri



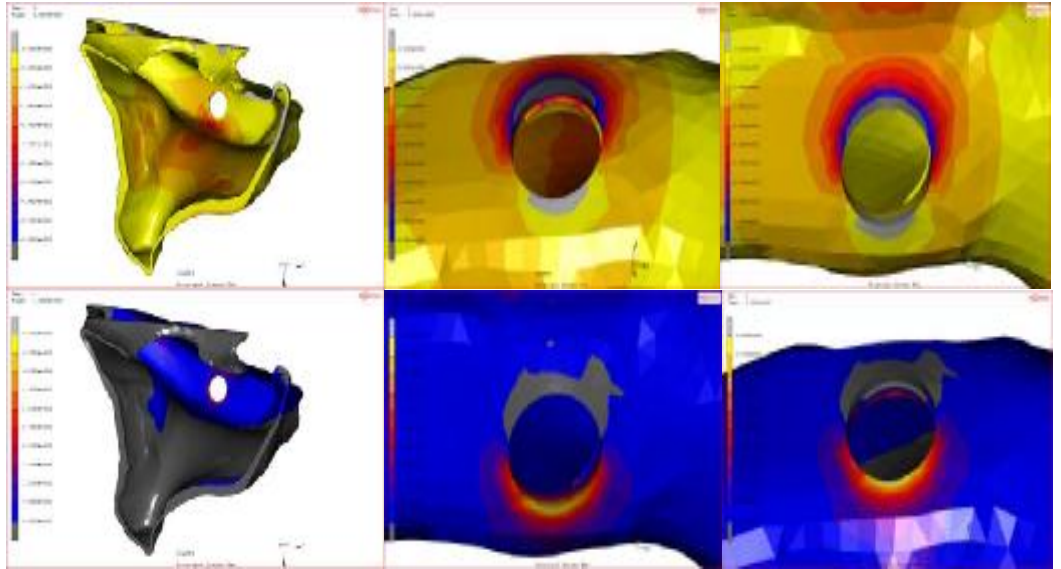
Şekil 4.39. Grup B4 (Model 8) vertikal yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



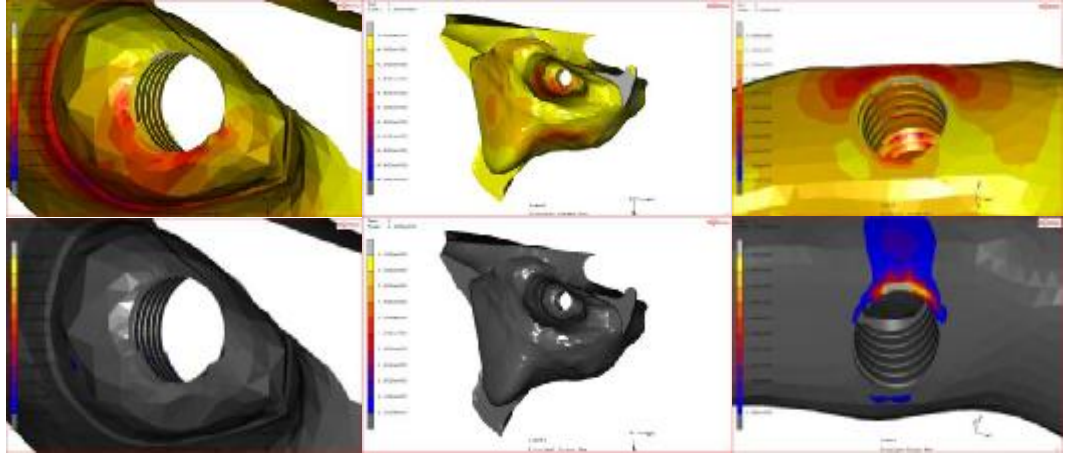
Şekil 4.40. Grup B4 (Model 8) vertikal yüklemde spongios kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



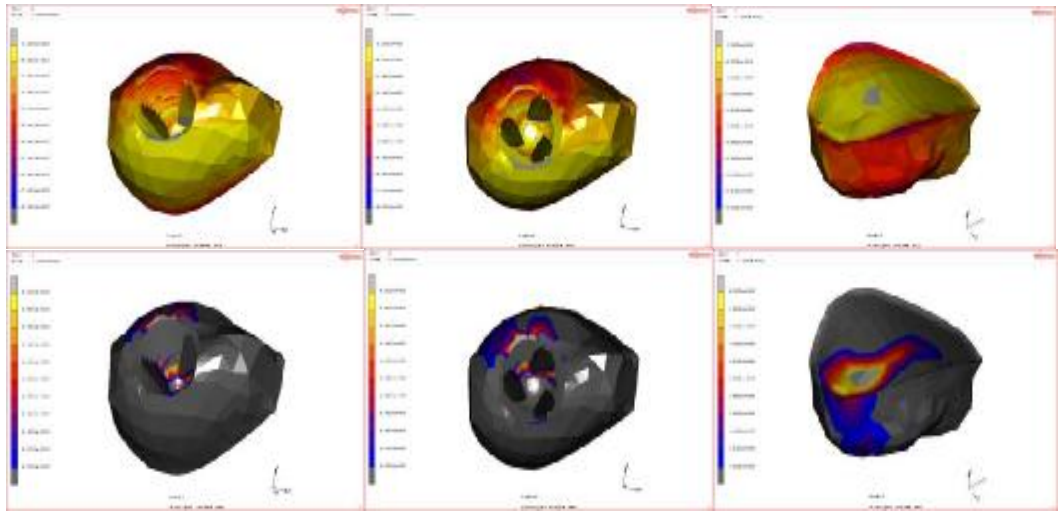
Şekil 4.41. Grup B4 (Model 8) vertikal yüklemde greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.42. Grup B4 (Model 8) oblik yüklemde krestal kortikal kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları



Şekil 4.43. Grup B4 (Model 8) oblik yüklemede spongios kemikte oluşan pmax ve pmin dağılımları

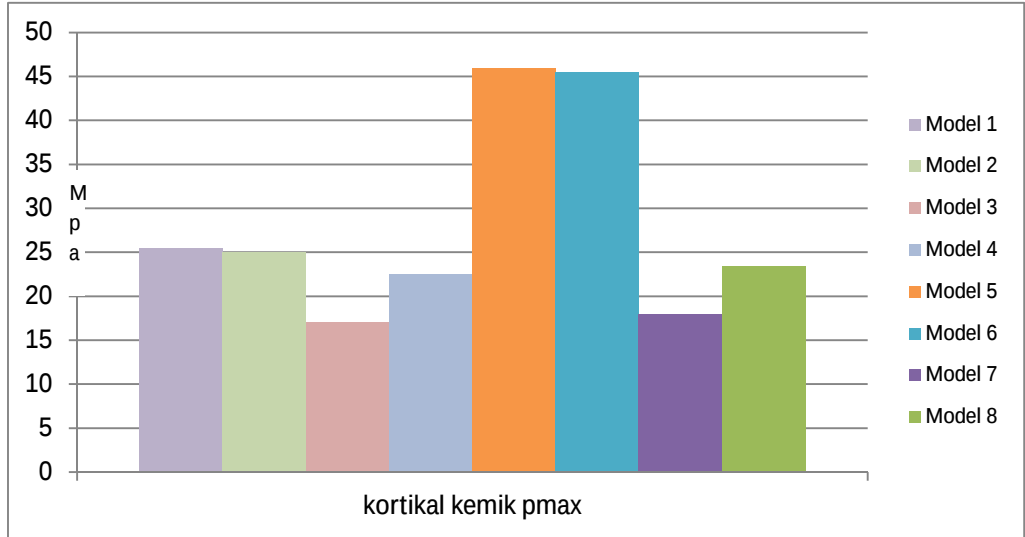


Şekil 4.44. Grup B4 (Model 8) oblik yüklemede greft materyalinde oluşan pmax ve pmin dağılımları

4.3. Tüm Modellerde Karşılaştırmalı Stres Değerleri

4.3.1. Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri

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



Şekil 4.45. Vertikal yükleme sonucu implantların çevresinde, krestal kortikal kemikte oluşan pmax değerleri

Vertikal yükleme koşulunda, tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak tablodaki gibidir (Tablo 4.1).

Tablo: 4.1. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

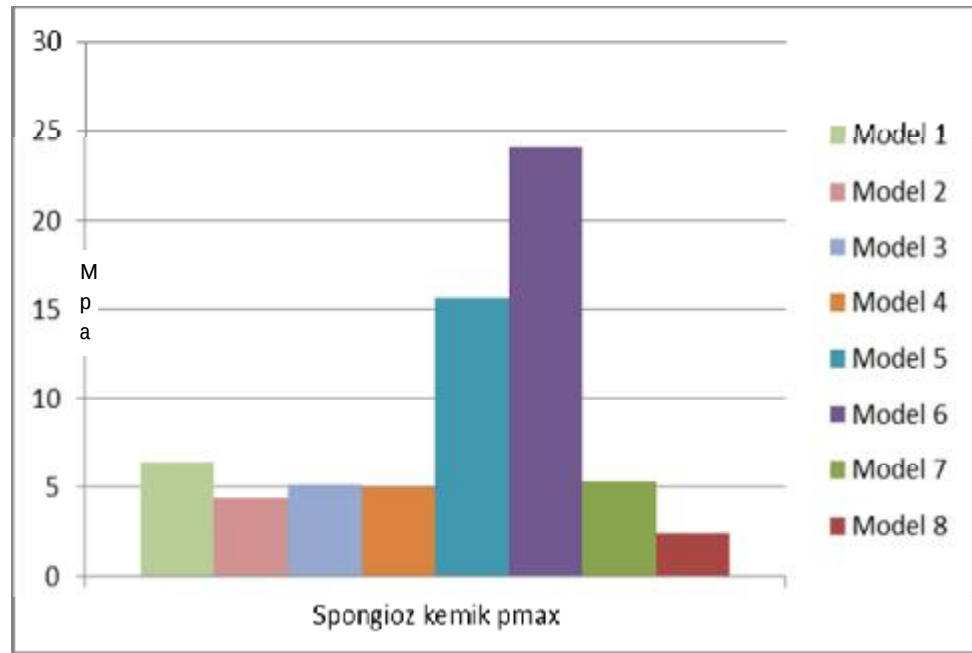
A Grubu		B Grubu	
A1	Model 1: Pmax= 25.4 Mpa.	B1	Model 2: Pmax= 25 Mpa.
A2	Model 3: Pmax= 17 Mpa.	B2	Model 4: Pmax= 22 Mpa.
A3	Model 5: Pmax= 45.9 Mpa.	B3	Model 6: Pmax= 45.5 Mpa.
A4	Model 7: Pmax= 17.9 Mpa.	B4	Model 8: Pmax= 23.4 Mpa.

A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde belirgin bir fark oluşmamıştır. Greft uygulanarak sinüs lifting yapılan modellerde A grubunda daha az stres oluşurken, greft uygulamadan sinüs yükseltile modellerde B grubunda daha az stres oluşmuştur.

Sinüs sınırlaması olan modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür. Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlaması olan modeller kendi grupları içinde karşılaştırıldığında, 11 mm uzunluğunda implant kullanılan modeller arasında belirgin bir fark oluşmazken 8 mm uzunluğunda implant kullanılan modellerde kontrol grubunda daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

4.3.2. Vertikal Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri

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



Şekil 4.46. Vertikal yükleme sonucu implantların çevresinde, spongioz kemikte oluşan pmax değerleri

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde, implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri sayısal olarak tablodaki gibidir (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

A Grubu		B Grubu	
A1	Model 1: Pmax= 6.4 Mpa.	B1	Model 2: Pmax= 4.4 Mpa.
A2	Model 3: Pmax= 5.1 Mpa.	B2	Model 4: Pmax= 5 Mpa.
A3	Model 5: Pmax= 15.6 Mpa.	B3	Model 6: Pmax= 24.1 Mpa.
A4	Model 7: Pmax= 5.3 Mpa.	B4	Model 8: Pmax= 2.4 Mpa.

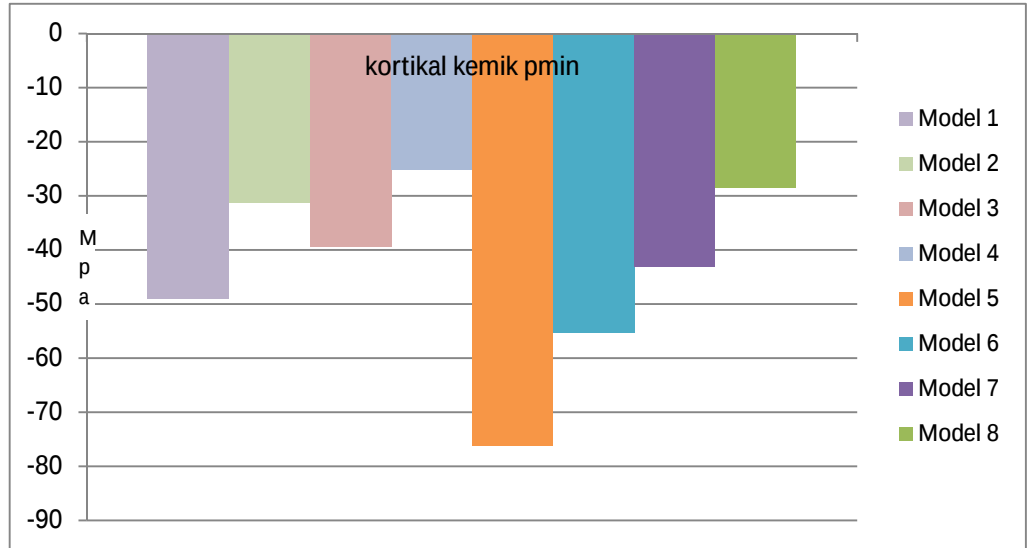
A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde, greft uygulanarak sinüs lifting yapılan modeller hariç belirgin bir fark oluşmamıştır. Greft uygulanan modellerde B grubunda daha düşük stres değeri ölçülmüştür.

Sinüs sınırlaması olan modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlaması olan modeller kendi grupları içinde karşılaştırıldığında, 11 mm uzunluğunda implant kullanılan modeller arasında belirgin bir fark oluşmazken 8 mm uzunluğunda implant kullanılan modellerde kontrol grubunda daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

4.3.3. Vertikal Yükleme Sonucu Kortikal Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak şekildeki gibidir (Şekil 4.47).



Şekil: 4.47. Vertikal yükleme sonucu, implantların çevresinde, krestal kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri

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

Tablo 4.3. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

A Grubu		B Grubu	
A1	Model 1: Pmin= - 49 Mpa.	B1	Model 2: Pmin= - 31.3 Mpa.
A2	Model 3: Pmin= - 39.5 Mpa.	B2	Model 4: Pmin= - 25.2 Mpa.
A3	Model 5: Pmin= - 76.2Mpa.	B3	Model 6: Pmin= - 55.4 Mpa.
A4	Model 7: Pmin= - 43.1 Mpa.	B4	Model 8: Pmin= - 28.5 Mpa.

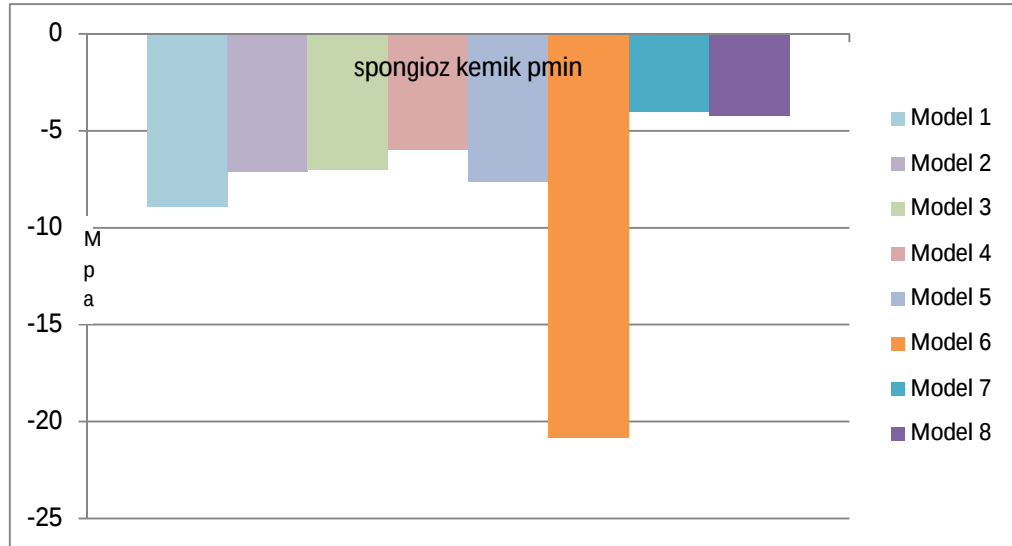
A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, B grubu modellerde belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür. B grubunda kullanılan implantlar, vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, A grubuna göre belirgin olarak düşük stres oluşumunu sağlamıştır.

Sinüs sınırlaması olan modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlaması olan modeller kendi grupları içinde karşılaştırıldığında, 11 mm uzunluğunda implant kullanılan modeller arasında belirgin bir fark oluşmazken 8 mm uzunluğunda implant kullanılan modellerde kontrol grubunda daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

4.3.4. Vertikal Yükleme Sonucu Spongios Kemikte Oluşan Pmin Stres Değerleri

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



Şekil: 4.48. Vertikal yükleme sonucu tüm implantların çevresinde, spongios kemikte oluşan pmin stres değerleri

Vertikal yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerleri grafiksel olarak tablodaki gibidir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

A Grubu		B grubu	
A1	Model 1: Pmin= - 8.9 Mpa.	B1	Model 4: Pmin= - 6 Mpa.
A2	Model 3: Pmin= - 7 Mpa.	B2	Model 2: Pmin= - 7.1 Mpa.
A3	Model 5: Pmin= - 7.6Mpa.	B3	Model 6: Pmin= - 20.8 Mpa.
A4	Model 7: Pmin= - 4 Mpa.	B4	Model 8: Pmin= - 4.2 Mpa.

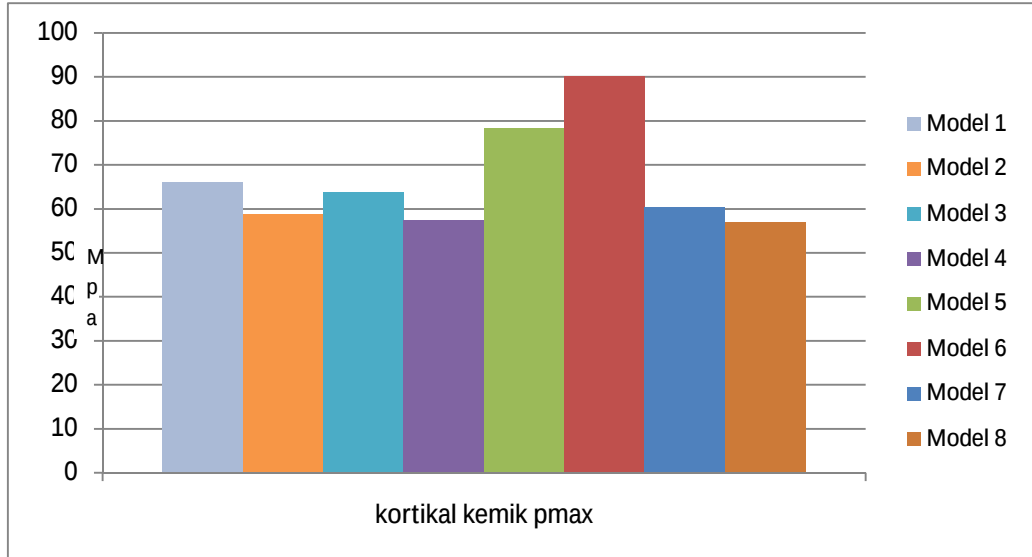
A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, greft uygulamadan sinüs yükseltile modeller hariç belirgin bir fark oluşmamıştır. A3 grubunda kullanılan implant, B3 grubuna göre belirgin olarak düşük stres oluşumunu sağlamıştır.

Sinüs sınırlaması olan modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlamsı olan modeller kendi grubu içinde karşılaştırıldığında, 11 mm uzunluğunda implant kullanılan modeller arasında A grubunda greft uygulanan modelde daha düşük stres oluşurken B grubunda belirgin bir fark oluşmamıştır. 8 mm uzunluğunda implant kullanılan, greft uygulanmayan modellerde tersi olarak A grubunda belirgin bir fark oluşmazken B grubunda modelde daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür.

4.3.5. 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: 4.49. Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, kortikal kemikte oluşan pmax stres değerleri

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

Tablo 4.5. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

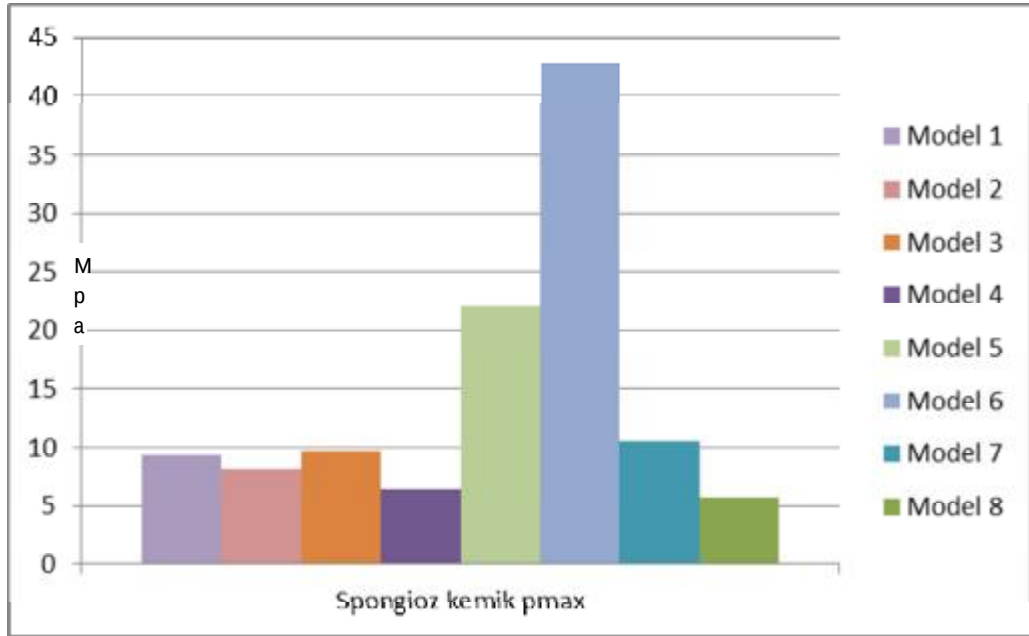
A Grubu		B Grubu	
A1	Model 1: Pmax= 66 Mpa.	B1	Model 2: Pmax= 58.9 Mpa.
A2	Model 3: Pmax= 63.8 Mpa.	B2	Model 4: Pmax= 57.4 Mpa.
A3	Model 5: Pmax= 78.4 Mpa.	B3	Model 6: Pmax= 90.1 Mpa.
A4	Model 7: Pmax= 60.5 Mpa.	B4	Model 8: Pmax= 56.9 Mpa.

A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan gerilme tipi streslerde belirgin farklar oluşmamıştır.

Sinüs sınırlaması olan modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür. Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlaması olan modeller kendi grupları içinde karşılaştırıldığında, belirgin farklar oluşmamıştır.

4.3.6. Oblik Yükleme Sonucu Spongioz Kemikte Oluşan Pmax Stres Değerleri

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



Şekil: 4.50. Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, spongioz kemikte oluşan pmax stres değerleri

Oblik yükleme koşulunda tüm modellerde implantların çevresindeki spongioz kemikte oluşan gerilme tipi stres değerleri rakamsal olarak tablodaki gibidir (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan pmax streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

A Grubu		B Grubu	
A1	Model 1: Pmax= 9.4 Mpa.	B1	Model 2: Pmax= 8.2 Mpa.
A2	Model 3: Pmax= 9.7 Mpa.	B2	Model 4: Pmax= 6.5 Mpa.
A3	Model 5: Pmax= 22.1 Mpa.	B3	Model 6: Pmax= 42.7 Mpa.
A4	Model 7: Pmax= 10.5 Mpa.	B4	Model 8: Pmax= 5.7 Mpa.

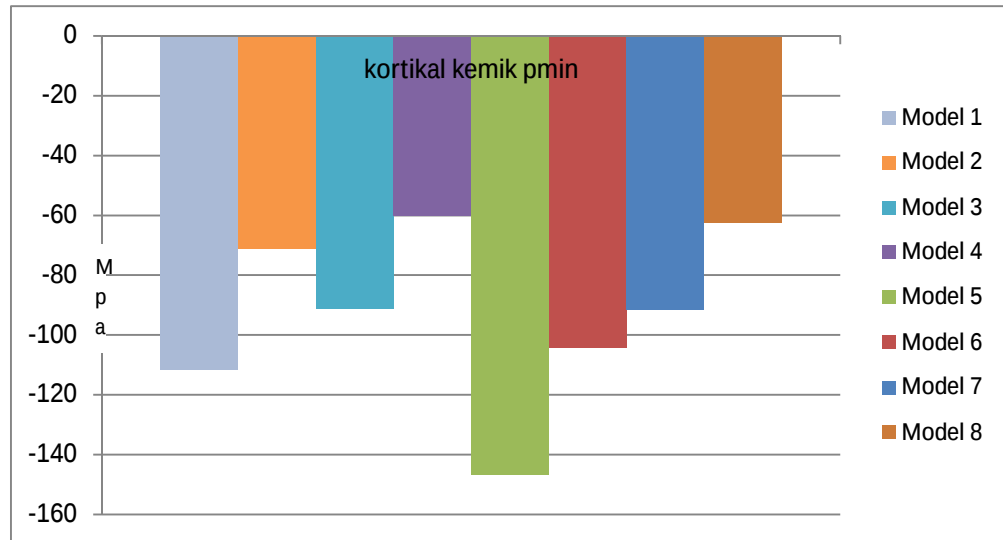
A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan gerilme tipi streslerde, B grubu modellerde belirgin olarak daha düşük stres oluşumu ölçülmüştür. Oblik kuvvetler karşısında spongioz kemikte oluşan gerilme tipi streslerde B grubunda kullanılan implantlar daha düşük stres oluşumunu sağlamıştır.

Sinüs sınırlaması olan modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlaması olan modeller kendi grupları içinde karşılaştırıldığında, 11 mm implant kullanılan modeller arasında (model A1-A4, model B1-B4) belirgin farklar oluşmazken, 8 mm implant kullanılan kontrol grubu modellerle 8 mm implant kullanılan modeller (model A2-A3, model B2-B3) arasında belirgin olarak daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür.

4.3.7. 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: 4.51. Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, kortikal kemikte oluşan pmin stres değerleri

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

Tablo 4.7. Oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırılmalı değerleri

A Grubu		B Grubu	
A1	Model 1: Pmin= - 111.5 Mpa.	B1	Model 2: Pmin= - 71.3 Mpa
A2	Model 3: Pmin= - 91.2 Mpa.	B2	Model 4: Pmin= - 60.2 Mpa.
A3	Model 5: Pmin= - 146.6 Mpa.	B3	Model 6: Pmin= - 104.1 Mpa
A4	Model 7: Pmin= - 91.7 Mpa.	B4	Model 8: Pmin= - 62.5 Mpa

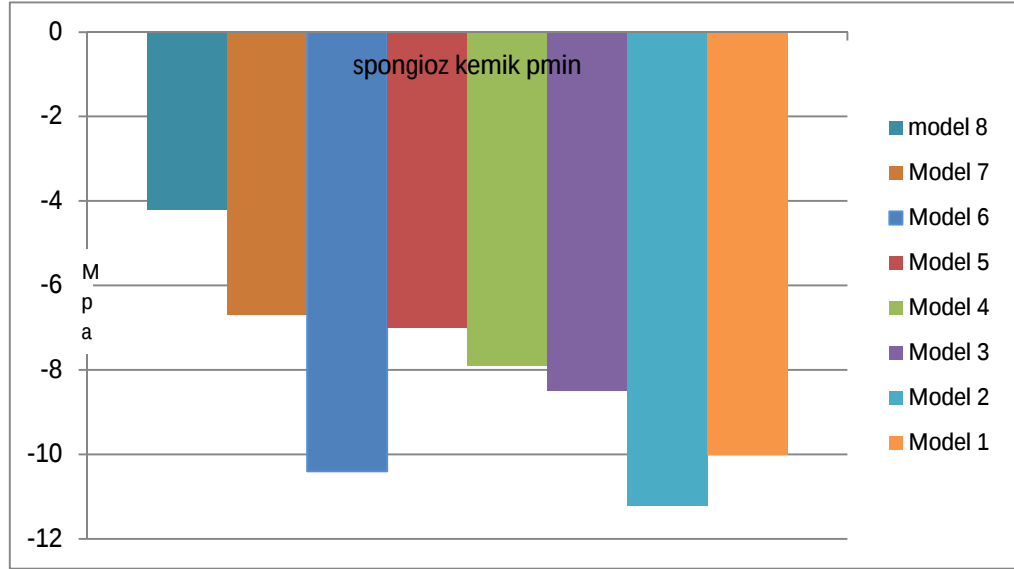
A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu krestal kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, B grubu modellerde belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür. B grubunda kullanılan implantlar, kortikal kemikte oblik yükleme sonucu oluşan sıkışma tipi streslerde, A grubuna göre belirgin olarak düşük stres oluşumunu sağlamıştır.

Sinüs sınırlaması olan modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlaması olan modeller kendi grubu içinde karşılaştırıldığında, 11 mm uzunluğunda implant kullanılan modeller arasında anlamlı fark oluşmazken 8 mm uzunluğunda implant kullanılan modellerde kontrol grubu modellerde belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

4.3.8. Oblik Yüklemede 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: 4.52.Oblik yükleme sonucu implantların çevresinde, spongios kemikte oluşan pmin stres değerleri

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

Tablo 4.8. Oblik kuvvetler sonucu spongioz kemikte oluşan pmin streslerin gruplar arası karşılaştırmalı değerleri

A Grubu		B Grubu	
A1	Model 1: Pmin= - 10 Mpa.	B1	Model 2: Pmin= - 11.2 Mpa.
A2	Model 3: Pmin= - 8.5 Mpa.	B2	Model 4: Pmin= - 7.9 Mpa.
A3	Model 5: Pmin= - 7 Mpa.	B3	Model 6: Pmin= - 10.4 Mpa.
A4	Model 7: Pmin= - 6.7 Mpa.	B4	Model 8: Pmin= - 4.2 Mpa.

A ve B grubuna ait modeller elde edilen sonuçlara göre karşılaştırıldığında, oblik yükleme sonucu spongioz kemikte oluşan sıkışma tipi streslerde, modeller arasında greft uygulamadan sinüs yükseltile modeller hariç belirgin farklar oluşmamıştır. A3 grubunda kullanılan implant, B3 grubuna göre belirgin olarak düşük stres oluşumunu sağlamıştır.

Sinüs lifting yapılan modeller kendi grupları içinde karşılaştırıldığında, A grubu modelleri arasında belirgin bir fark oluşmazken, B grubunda greft uygulanan modelde uygulanmayan modele göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Kontrol grubu modellerle sinüs sınırlaması olan modeller kendi grupları içinde karşılaştırıldığında, 11 mm uzunluğunda implant kullanılan modeller arasında B grubunda greft uygulanan modelde daha düşük stres oluşurken A grubu modelleri arasında belirgin bir fark oluşmamıştır. 8 mm uzunluğunda implant kullanılan modellerde tersi olarak B grubu modelleri arasında belirgin bir fark oluşmazken A grubu modelleri arasında sinüs yükseltile modelde belirgin olarak daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür.

Uygulanan kuvvet türüne göre karşılaştırma yapıldığında, oblik yükleme sonucu oluşan p_{max} ve p_{min} stres değerleri, vertikal yükleme sonucu oluşan değerlere göre bütün gruplarda belirgin olarak daha yüksektir. Sinüs sınırlaması olan modeller karşılaştırıldığında, her 2 grupta da dik ve oblik yüklemeler sonucu oluşan p_{max} ve p_{min} stres değerleri, greft uygulanmayan modellerde belirgin olarak daha yüksektir.

5. TARTIŞMA

İmplant destekli protetik tedavilerin uzun dönemde başarılı olabilmesi, teşhis ve tedavi planlamasının doğru olarak yapılmasına bağlıdır. Tedavi planı yapılırken, klinik değerlendirmenin yanında radyografik olarak kemiğin nitelik ve niceliği hakkında bilgi sahibi olunmalıdır¹¹⁰.

Geleneksel radyografik teknikler, görüntülemenin doğruluğunu sınırlayan özelliklere sahiptir. Panoramik ve periapikal radyografların en büyük dezavantajı iki boyutlu görüntü elde edilmesidir. Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme sistemi, implant uygulamasının planlandığı kemik sahalarının doğru değerlendirilmesini sağlayan her üç boyutta kesitsel radyografik görüntüler verir. Bu görüntülerde çene kemiklerinde implant uygulaması planlanan sahalar ve anatomik oluşumların lokalizasyonu hakkında detaylı bilgi edinilir¹¹⁰. Bu bilgiler dahilinde sunulan bu çalışmada detaylı bir model elde edilmesi amacıyla çalışmaya uygun olarak hasta arşivinden belirlenen BT verileri kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SEA), sıklıkla bir yapının ya da o yapının bir parçasının belirlenen kuvvet altındaki davranışını incelemektedir. Fiziksel bir problemin matematiksel modele dönüştürülmesi belirli varsayımlar gerektirir ve bu da model oluşturulması ve analizinin yapılabilmesi için önemli bir ön koşuldur. Kemik-implant ara yüzeyindeki ilişkinin histomorfometrik özellikleri, araştırmacıları problemi basite indirgemeye zorlamaktadır. Bu varsayımlar SEA sonuçlarının doğruluğunu belirgin oranda etkilemektedir. Ancak birçok çalışmada SEA

diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve birbirleriyle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir^{111,112}. İmplantları çevreleyen kemiklerdeki stres dağılımlarını inceleyen birçok SEA çalışması yapılmıştır^{59,69,70,71,112,113,114}. Son yıllarda özellikle implant destekli protezlerin, kemiklerdeki stres dağılımlarını ne şekilde etkilediğini araştırabilmek için iki boyutlu ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapılmıştır^{115,116}. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını daha gerçekçi ve ayrıntılı bir biçimde simule ettiği gösterilmiştir^{117,118,119}. Bu çalışmada da SEA yöntemi, güvenilirliği göz önüne alınarak tercih edilmiştir. SEA yöntemi kraniyofasiyal yapıların doğal veya restore edilmiş durumlarındaki mekaniksel stres dağılımlarının üç boyutlu olarak incelenebilmesini sağlar. Bu bağlamda implantlar üzerine uygulanan kuvvetlerin dağılımlarını inceleyen çalışmalar yapılmıştır^{120,112,113,114,121}. Günümüz teknolojisinin sağladığı imkanlar kullanılarak sunulan bu çalışmada, modeller gerçek anatomiye sadık kalınarak 3 boyutlu ve oldukça detaylı bir şekilde hazırlanmıştır.

Meijer ve ark.¹²² ve Clelland ve ark.¹²³ 3D SEA başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki eleman ve düğüm sayısı oranı ile bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir. Eleman ve düğüm sayısının fazlalığı gerçek modele daha yakın bir geometrinin elde edilmesi açısından önemlidir^{115,120,124,125}. Bu çalışma literatürde yapılan benzer SEA çalışmalarıyla karşılaştırıldığında, modellerdeki eleman ve düğüm sayıları ortalama değerlerdedir.

Biyomekanik faktörler kemik-implant ara yüzeyindeki ilişkinin sağlığı yönünden önemlidir¹²⁶. Mekanik yüklemelerin dental implantların uzun dönem başarısında kritik bir rol oynadığı bilinmektedir¹²⁷. Kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içinde ise, kemik yıkımı ve yapımı bir dengede olup kemik seviyesi korunmaktadır¹²⁸. Böylece kemik üzerindeki kuvvetlerin yoğunluğuna göre kemiklerde apozisyon veya rezorpsiyon görülür. Fiziksel stresler belirli bir seviyenin üzerine çıkarsa kemik-implant ara yüzeyinde başarısız bir iyileşme meydana gelir¹²⁹. Kemikler üzerinde etkili olan streslerin yetersizliği durumunda kemiklerde atrofi, lokal etkili yüksek stres bölgelerinde basınç nekrozu, mikrofraktürler, marjinal kemik seviyesinde kayıp ve potansiyel implant kaybı görülebilmektedir^{124,130}.

Kemikler üzerinde geçerli olan Wolff kanununa göre, kemik yapısında fonksiyonlardaki değişikliklere reaksiyon gösterebilecek bir kontrol sistemi olduğu düşünülür. Ortopedik implant ve dental implantlardaki kemik kaybının normalden çok düşük gerilimler sebebiyle olduğu bilinmesine karşın bazen bu durum fonksiyonsuzluk atrofisi ile karıştırılmaktadır^{125,131}. Bu nedenle biyomekanik teorilerin gerçek örnekler ve deneyler ışığı altında birbirinden ayrılması çok önemlidir. Bunu yalnızca bilimsel bir çalışmanın sonuçları olarak kabul etmek tek başına yeterli olmayacaktır¹³². Tüm bu teorilerin in-vivo ve in-vitro çalışmalarla ispat edilebilmesi için birçok yeni çalışmalara gereksinim vardır. Başka bir deyişle, sinüs greftleme işleminde bu teorilerin kabulü veya reddi adına birçok yeni çalışma yapılması gerekir. Sunulan bu çalışmada sonuçların sinüs lifting ve greftleme yapılmasını önermesine karşın biyolojik ortamda ve uzun dönem takipte greft iyileşmesinin implant stabilitesine nasıl bir katkı sağlayacağı araştırılmalıdır.

Kortikal kemik kalınlıklarının belirlenmesi SEA çalışmalarının sonuçlarını önemli şekilde etkileyebilecek önemli bir faktördür. Literatürde yer alan benzer çalışmalara göre, implantlar üzerine gelen çiğneme kuvvetlerinin en yoğun olarak karşılandığı bölgenin kortikal kemik tabakaları olduğu belirtilmektedir^{113,132,133}. Bu çalışmada kullanılan modellerde de sinüs tabanı tarafından 0,5mm, alveoler kret tepesi tarafından ise 0,7 mm kalınlığında kortikal kemik kalınlığı modele edilmiştir. Seçilen kortikal kemik kalınlıkları, literatürde belirtilen 0,2-1,0 mm sınırları içerisindedir¹⁰⁶.

Sunulan bu çalışmada, sonuçların değerlendirilmesinde karşılaştırılacak stres değerleri saptanırken kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Kemik gibi kırılğan özellikte dokuların stres değerlerini daha güvenilir biçimde veren principle stress değerlerinden yararlanılmıştır¹¹⁰. Kemik yoğunlukları ile sınıflandırmanın standardize edilmesi ve elastisite modülleri, poisson oranları gibi değerlerin daha net bir şekilde belirlenebilmesi için daha çok araştırmaya gereksinim vardır.

İmplantların fonksiyonu esnasında oklüzal kuvvetlerin hemen hiç biri implantın uzun aksına paralel doğrultuda gelmez ve tam bir aksiyal yükleme gerçekleşmez. Bunun aksine protetik yapı, farklı yönlerden ve farklı sıklıklarla meydana gelen dinamik karakterdeki oklüzal kuvvetlere maruz kalır. Kuvvetin yönü, bir kaldırma kolu oluşturacak şekilde tepki kuvvetlerine ve eğilme momentlerine sebep olur^{134,135}. Farklı çalışmalarda oblik yüklerin oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı gösterilmiştir^{136,137,138,139}. Oblik yükleme koşulu, bu çalışmanın asıl sonuçlarını belirleyecek yükleme koşulu olarak düşünülmüştür. Bunun sebebi, en yıkıcı kuvvetler olan yatay kuvvetlerin etkin olması ve bunun sonucu olarak dik yükleme koşulunda çok belirgin olmayan asıl yıkıcı stres birikimlerinin daha belirgin olarak

oluşmasıdır^{136,137,138,139}. Bu nedenle 30° lik açılarla oluşturulan kuvvetler belirlenen referans noktalarına uygulanıp oluşan stresler değerlendirilmiştir.

SEA yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda yapılan analizlerin gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için çiğneme kuvvetlerine yakın yönde ve büyüklükte kuvvetler uygulanmalıdır. Yani sadece aksiyel yükler değil oblik yükler de modellere uygulanmalıdır¹⁴⁰. Literatürde uygulanan kuvvetin yönü ile benzer çalışmalar bulunurken kuvvetin büyüklüğü konusunda çok farklı değerlere rastlanmaktadır. Tada ve ark.¹⁴¹ yaptıkları SEA çalışmasında 100 N, Geramy ve ark.¹⁴² 75 N, Bozkaya ve ark.¹⁴³ 0-200 N, Kitamura ve ark.¹⁴⁴ 100 N, Chun ve ark.¹⁴⁵ 100 N, Eskitascıoğlu ve ark.¹⁴⁶ 300 N'luk kuvvetler uygulamışlardır. Bu değerler ve araştırmalar göz önüne alınarak bu çalışmada, 300 N'luk ortalama bir değer, 0 ve 30 derecelik açılarla uygulanmıştır.

Sunulan bu çalışmada öngörüldüğü gibi implant çevresi destek dokularda en yüksek stres değerleri, benzer çalışmalarla^{136,139} paralel olarak oblik yükleme koşulu altında ölçülmüştür. Sonuçlar dik yükleme koşulu ile karşılaştırıldığında belirgin olarak daha yüksektir. SEA çalışmalarında taklit edilen çiğneme kuvvetlerinin özellikleri göz önüne alındığında model üzerinde yükleme yapılırken gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için horizontal veya aksiyel kuvvetleri de bünyesinde barındıran oblik yüklemeler uygulanmalı; bireylerin çiğneme kuvvetleri ve alışkanlıkları doğrultusunda oklüzal yüklerin destek dokulara iletecekleri stresleri azaltmaya yönelik yaklaşımlar üzerinde durulmalıdır.

Dental implantlar kullanılarak, yeterli kemik hacmi ve densitesine sahip dişsiz hastaların tedavisi, yüksek başarı oranına sahip olup geçerli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Aşırı rezorbe alveoler kretlerde kortikal kemik ince veya hiç olmadığı için özellikle posterior maksiller alanlarda implantın primer stabilizasyonunu sağlamak oldukça zordur. Özellikle dişsiz posterior maksilla, kemik atrofisi ve maksiller sinüs hacminin artması nedeniyle implant tedavisi açısından yetersizlik göstermektedir. Bu durum başarılı bir osseointegrasyonu ve fonksiyonel, estetik özelliklere sahip olan implant destekli restorasyonların oluşturulmasını zorlaştırmaktadır¹⁴⁷. Bu nedenle alveoler kret atrofisi ve hacmi artmış olan maksiller sinüse sahip hastalarda implant destekli protez yapılabilmesini sağlamak amacıyla, çeşitli greft materyalleri ile maksiller sinüs lifting işlemleri uygulanmaktadır¹⁴⁸.

Sinüs lifting (sinüs augmentasyonu) işlemi 1976'da Tatum¹⁴⁹ tarafından tanımlanmıştır. 1990'lı yılların ortalarından itibaren, implant uygulaması için gerekli olan kemiğin vertikal yüksekliğini arttırmak amacıyla maksiller sinüs tabanına kemik grefti yerleştirilmesindeki başarı giderek artmıştır. Geçen zaman içerisinde sinüs lifting işlemi için değişik tipte greft materyalleri, farklı implantlar kullanılmış ve prosedürlerde değişiklikler yapılmıştır. Tatum¹⁴⁹ üç tip kemik girişi (krestal, bukkal ve Le Forte I) ve kullanılan greft materyali olarak otojen, alloplast ve allogreft augmentasyonu tanımlamışlardır. Buna ek olarak tek ve çift aşamalı sinüs augmentasyonu tekniğini tarif etmiştir. Günümüzde otojen greft kullanımında lateral pencere tekniği kullanılarak yapılan sinüs lifting işlemi güvenilir yöntem olarak tanımlanmıştır^{150,151}. Summers¹⁵², lateral pencere tekniğine göre daha konservatif olan "osteotome sinüs floor elevation" tekniğini ortaya çıkarmıştır. En az 6 mm kemik seviyesi bulunan hastalara uygulanabilen bu teknikte osteotom kullanılarak sinüs membranı kaldırılıp greftleme yapılarak aynı seansta implant uygulanmaktadır. 6 mm'den

daha az kemik seviyesine sahip hastalarda ise çift aşamalı tekniğin uygulanmasını tavsiye etmektedir. Cosci ve ark.¹⁵³ bu tekniği modifiye ederek atravmatik drill kullanılarak yapılan sinüs ogmentasyonunda, 3 mm kemik kalınlığı bulunan vakalarda bile tek aşamalı tekniğin uygulanmasını önermektedirler. Krestal teknik daha konservatif olmasına rağmen birtakım dezavantajları vardır. Bu teknikle elde edilen kemik miktarı lateral pencere yöntemi ile elde edilebilen miktardan daha az olup implant stabilizasyonu için en az 3 mm'lik kemik yüksekliğine ihtiyaç vardır. Marx'ın¹⁵⁴ 1994 yılında farklı tipteki kemik modellere yerleştirilmiş implantlar kullanarak yaptığı bir çalışmada, kemik grefti kullanılan modellerde implant bölgesi için kemik-implant yüzeyinin artmış olduğu ve implanta uygulanan kuvvetlere karşı implantın daha dirençli olduğu bulunmuştur. Böylece, implant çevresine kemik grefti uygulamasının, implant başarısızlığı hikâyesi olan yetersiz kemik hacmine veya densitesine sahip alanlarda kullanılması önerilmiştir.

Kent ve ark.¹⁵⁵, Duran¹⁵⁶ ve Davarpanah ve ark.'nın¹⁵⁷ yaptıkları çalışmalardan elde ettikleri sonuçlara dayanarak bildirildiği üzere 5 mm'den daha az kemik yüksekliği olan vakalarda çift aşamalı sinüs ogmentasyonu tekniği uygulanması benimsenmiştir. Jensen ve ark.'nın⁵⁰ konsensus raporunda belirttiğine göre, sinüs greft işlemi ile birlikte yerleştirilen implantların 3 yıllık başarı oranları % 90' dır. Bu rapor aynı ya da ikinci seansta implant yerleşimini ve farklı greft materyallerini kapsamaktadır. Buna göre herhangi bir yöntem ya da materyalin diğerine göre bir üstünlüğü bulunmamaktadır. Ancak operasyon öncesi kemik yüksekliğinin 4 mm ya da daha az olduğu durumlarda, 5 mm ve daha fazla olduğu durumlara göre başarı oranı daha düşüktür.

Duran ve ark.¹⁵⁶ sinüs ogmentasyonu ve implant uygulamaları yaptıkları klinik bir çalışmada, kemik yüksekliği 5 mm'nin üzerinde olduğunda sinüs ogmentasyonu işleminin simultan olarak, 5 mm'nin altında olduğunda ise iki aşamalı olarak gerçekleştirildiğini ve her iki grup arasında operasyonların ve implantların başarıları yönünden fark bulunmadığını bildirmiştir. Operasyonların iki aşamalı olarak planlandığı vakalarda genellikle 4-6 aylık bir sürenin geçmesi görüşü benimsenmektedir^{156,158,159,160,161}. Sunulan bu çalışmada, tanımlamalardaki sınırlamalar içerisinde kalacak şekilde alveoler kret tepesi ile sinüs tabanı arası yaklaşık 5 mm kemik yüksekliği oluşturulmuştur. Bu atrofik kemik tabakası sinüs tabanı ve alveoler kret tepesi tarafından ince bir kortikal kemik tabakası (0.5-0.7mm) ile çevrilidir¹⁶². Bu çalışmada implant çapları sabit tutularak, uzunluk ve tasarım özelliklerinin değişmesi ve bu değişikliğin stres oluşumu üzerine etkisinin farklı olacağı düşünülmüştür.

Greftleme tekniği kadar kullanılan greft materyalinin mekanik özellikleri de stres iletiminde önemli rol oynamaktadır. Otojen kemik greftleri, osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklerinin yanında çok sayıda canlı hücre içermesi ve büyüme faktörlerinden zengin olması ile maksiller sinüs greftlemesinde altın standart olarak kabul edilmekte ise de⁵⁰, maksiller sinüsün hava basıncına karşı direnç gösteremediği ve ilk haftalardan başlayarak hacminde ve yüksekliğinde azalma görüldüğü bildirilmektedir¹⁵⁹. Bunun yanında Van der Meij ve ark.¹⁶³, otojen kemik greftinin uygulandıktan sonraki birinci yılında %30 oranında rezorbe olduğunu, Kim ve ark.¹⁶⁴ ise 18. ayın sonunda rezorpsiyonun %54,8 oranında olduğunu tespit etmişlerdir. Otojen kemik greftlerinin istenilen miktarda elde edilememesi, şekil verme zorluğunun olması, donör saha morbiditesi ve ikinci bir cerrahi işleme ihtiyaç olması gibi dezavantajları da

eklenince hekimler farklı kemik greft materyalleri kullanımına yönelmişlerdir¹⁶⁵.

Maksiller sinüslerin greftlenmesinde kullanılacak ideal kemik greft materyallerinin, maksiller sinüslerin ventilasyonu esnasında oluşan hava basıncına karşı direnç gösterecek stabil bir hacim oluşturması ve protezlerin uygulanmasından sonra yapısını koruyarak oklüzal kuvvetler karşısında doğru yük iletimini sağlayabilmesi gereklidir⁵⁰. Sinüs ogmentasyon operasyonlarında orijinal hacimlerini korudukları için en başarılı kemik greftlerinin, alloplastların da içinde bulunduğu ostekondüktif özellikte olanlar olduğu bildirilmektedir^{136,166,167,168}. Alloplastik greftlerin kullanımının, oluşturulan hacmi koruyarak yoğun kemik oluşumunu sağladıkları ve ogmente edilen bölgede erken rezorpsiyona engel oldukları bildirilmektedir¹⁷⁹. Bu bilgiler ışığında, bu çalışmada kullanılan modellerde greft materyali olarak, alloplastik greft materyali tanımlanmış olup, posterior maksillada greftleme işlemi yapılmış modellerde, maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımları, 'complete peri-implant packing' tekniği ile tamamen greftle kaplanmış şekilde modellenmiştir. Bu tasarımın maksiller sinüsün hiç greftlenmediği durumlara göre, implantın yer değiştirmesini %32 oranında azalttığı bildirilmektedir¹⁰⁵.

Posterior maksillada sıklıkla implant çevresi destek doku olarak kullanılan greftlenmiş kemiğin, implant stabilitesinin sağlanması ve devam ettirilmesindeki etkisi henüz tam olarak açıklık kazanmamıştır. Sonlu elemanlar stres analizlerinde çalışmaların sonucunu en çok etkileyen faktör, kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranı gibi mekanik özellikleridir. Literatürde greft materyalinin mekanik özelliklerini tanımlayan ve stres iletimindeki etkisini inceleyen az sayıda çalışmaya rastlanmıştır^{75,76}. Fanuscu ve ark.⁷⁵ greftlenmiş ve

greftlenmemiş maksiller sinüse yerleştirilen tek implantın stres dağılımındaki etkisini fotoelastik model üzerinde incelemişlerdir. Çalışma sonunda, greftlenmiş bölgenin implanta desteklik sağlamasında, kullanılan greft materyalinin özelliği ve greftin yerleştirildikten sonraki iyileşme ve maturasyon süresinin etkili olduğu sonucuna varmışlardır. Yeterli iyileşme süresi sonunda maturasyonu tamamlanmış greft materyalinin, kemik dokuya kıyasla daha homojen stres dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Yine Huang ve ark.⁷⁶, ogmente edilmiş maksiller sinüse uygulanmış implantlarda farklı yoğunluk değerine sahip greft materyallerinin stres dağılımı üzerine etkilerini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak incelemişler, yüksek yoğunluktaki greft materyalinin elastisite modülünü 3.4 GPa, düşük yoğunluktaki greft materyalinin elastisite modülünü 0.3 Gpa olarak belirlemişlerdir. Çalışma sonunda yüksek yoğunluktaki greft materyalinin alveoler kemiğe daha az stres ilettiğini, greft yoğunluğu azaldıkça kortikal kemikteki stres miktarının arttığını gözlemlemişler ve greft materyalinin iyileşme süresinin uzamasıyla, biyolojik olarak greft dokusundaki mineralizasyonun, yani greft yoğunluğunun arttığı sonucuna varmışlardır.

Bu çalışmada greft materyalinden stres iletiminde en üst düzeyde verim alabilmek amacıyla yüksek yoğunluktaki greft materyaline ait elastisite modülü (3.4 GPa)⁷⁶ kullanılmıştır. Yüklemeler sonucu kortikal ve spongiöz kemikte, greft uygulanan modellerde, uygulanmayan modellere göre daha düşük stres oluşumu, benzer çalışmalarla örtüşmektedir. Bu çalışmada sabit bir parametre olarak kabul edilen greft materyalinin elastisite modülü, literatürde üzerinde farklı elastisite modülleri kullanılarak hazırlanan modellerle yapılan diğer bazı çalışmalarla^{106,136,139} karşılaştırılmış ve bunun doğal kemik üzerine gelen kuvvetlerin azalmasında önemli bir faktör olduğu belirlenmiştir. Greft materyalinin elastisite modülündeki farklılıklar daha önce de belirtildiği gibi

kullanılan greft materyalinin cinsine, maturasyon derecesine ve kullanılan tekniğe göre farklılıklar gösterebilmektedir. Sonuç olarak posterior maksillada yerleştirilecek olan implantın stabilizasyonunu sağlayacak sınırlı hacimde spongios kemik varlığında sinüs greftinin sertlik derecesi daha da önemli bir faktör olacaktır. Bu önemli değişken literatürde yapılan çalışmalarda^{75,76,106}, posterior maksillada implantın primer stabilizasyonunu sağlayacak 5mm'den daha az kemik kaldığı durumlarda implantasyon işleminde belirgin olarak düşüş gösteren başarı oranını da açıklayıcı bir faktör olabilir.

İmplantların başarısı için osseointegrasyonun sağlanmasında öncelikli olarak implantın kemik içerisindeki stabilizasyonu önemlidir. Atrofik posterior maksillada, implantın yerleştirildiği ve implantı çevreleyen doğal kemik dokusu, krestal kortikal kemik, spongios kemik ve sinüs tabanındaki kortikal kemik tabakasıdır. İmplantı destekleyen diğer bir kemik tabakası da sinüs lifting yapılan vakalarda, sinüs boşluğu içerisine yerleştirilen kemik greft materyalleridir. Bu noktada maksiller sinüse yerleştirilen kemiğin yük taşıma kapasitesi tartışmalıdır ve günümüzde çok aydınlanmış bir konu değildir. Greft uygulanan bölgedeki kemiğin yük taşıma kapasitesi greft materyalinin cinsine, maturasyon derecesine ve sinüs tabanı ile greft materyali arasındaki bağlantının-kaynaşmanın derecesine bağlı multifaktöryel bir değerdir. Bu konuda literatürde yapılan çeşitli çalışmalar mevcuttur^{75,76,105,106,170,171}. Sinüs bölgesini greftlemek için otojen kemik kullanılan örneklerden alınan histolojik kesitlerde vital demineralize doku hacminin % 26 - %69 arasında değiştiği bulunmuştur^{170,171}. Bu değerlerin otojen kemik greftlerinden farklı kemikler kullanıldığında %5 - %45 arasında değiştiği yine yapılan farklı çalışmalarda gösterilmiştir^{170,172,173,174}. Köpekler üzerinde yapılan bir başka araştırmada ise implant-greft materyali temas oranının farklı materyaller kullanıldığında, %59-75 arasında değiştiği gösterilmiştir¹⁷⁵. Maksiller

sinüsler içine yerleştirilen greft materyallerinin doldurulma hacmi ve şeklini inceleyen bir başka SEA çalışmasında, sinüslerin tüm taban bölgesinin doldurulduğu durumlarda, sadece implantın sinüs içine giren kısmını kısmen saran bir greftleme işlemine göre implantlar üzerinde oluşan streslerin % 30-45 arasında azaldığı bulunmuştur¹⁰⁵. Sunulan bu çalışma, benzer çalışmalar referans alınarak stres oluşumu açısından posterior rezorbe maksillada sinüs lifting işlemi yerine kısa implant kullanımı önerilen çalışmalarla karşılaştırıldığında benzer sonuçlar vermemektedir. Dolayısıyla sinüs lifting yapıp greft uygulanan ve uzun implant kullanılan modellerde greft uygulanmayıp kısa implant kullanılan modellere göre daha az stres oluşumu, kısa implant kullanımı öneren çalışmaların aksine greft uygulanıp uzun implant kullanımını önermektedir.

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan in vitro çalışmaların bazı kısıtlamaları ve bunun yanında bazı avantajları bulunmaktadır¹⁰⁵. Bu kısıtlamalar günümüz teknolojisinin, gerçek yaşam koşullarının taklit edilmesinde bazı noktalardaki teknik yetersizliklerinden kaynaklanmaktadır. Sunulan bu çalışma için hazırlanan modellerde kemik-implant ara yüzeyinde osseointegrasyonun %100 olarak kabul edilmesi yetersiz kalınan durumlardan birisidir. Bu konu ile ilgili literatürde rastlanan insan çalışmalarında, sinüs lifting yapılmış, greft uygulanmış ve mikro implantlar yerleştirilmiş, belirli bir iyileşme zamanından sonra çıkarılarak osseointegrasyon derecesini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır^{5,50,176}. Ancak yine de kemik-implant temas alanı yüzdesi ile stres dağılımı arasında doğru orantılı bir ilişkinin olduğuna dair bir kanıt bulunmamaktadır. Yapılan çalışmaların ışığı altında greft uygulanmış bölgede kemik-implant temas yüzdesi azaldıkça, doğal kemik ile implant ara yüzeyinde daha yüksek şiddetlerde stres bölgeleri gözlemlenebileceği tartışılmalıdır. Bu sebeple sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda, bu çalışmanın sonuçlarının gösterdiği gibi kemik-implant

temasının osseointegrasyonun doğal ve greftli kemiklerde %100 olarak kabul edildiği gözönüne alınırsa, stres dağılımlarının, canlı dokularda daha farklı olarak gözlemlenebileceği düşünülmektedir^{75,76,136,139}. Sunulan bu çalışmada greft uygulananarak sinüs lifting yapılan modellerde implant çevresindeki destek dokularda daha düşük stres değerleri ölçülmesinin, benzer çalışmalarda olduğu gibi^{75,79,136} stresin bir kısmının greft materyali üzerinde oluşması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Farklı tasarımdaki implantların kullanıldığı modellerde stres değerlerinin farklı çıkması, implant yüzey alanın tasarıma bağlı olarak artması ile implant-kemik ve implant-greft temas yüzeyinin artması ve buna bağlı olarak destek dokularda stres oluşumunun azalmasıyla açıklanabilir.

Başarısızlık gösteren implantların birçoğunda implant boyun bölgesi etrafında kemik yıkımı rapor edilmiş olup bu yıkımı açıklayabilmek için birçok hayvan deneyi ve klinik çalışma yapılmıştır^{53,56,130,127}. Bu çalışmalarda, implantların kaybına çoğunlukla uygun olmayan yükleme koşullarının neden olduğu bildirilmiştir. Literatürde, sunulan bu çalışmaya benzer SEA araştırmalarında, en yüksek stres değerleri özellikle oblik kuvvetler altında, dış kortikal kemik tabakasında gözlemlenmiştir^{121,136,139,177}. Sonuçlar değerlendirildiğinde, sinüs greftinin elastisite modülünün yüksek olarak kabul edildiği çalışmalarla benzer şekildedir^{75,76}. Streslerin özellikle dış kortikal ve iç kortikal kemiklerde ve implantların apeksleri etrafında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Bu çalışmada elde edilen bulgular sonucu implantların uygulanan kuvvetlere en yakın konumda olan boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte, spongioz kemiğe göre çok yüksek stres değerleri ölçülmüştür. Özellikle kortikal kemik tabakasının çok ince olduğu durumlarda implant boyun bölgesini çevreleyen spongioz kemik bölgesinde oldukça yoğun stres bölgeleri ortaya çıkmaktadır. Bu konuda yapılan birkaç in vivo çalışmada, oklüzal yüklemelerde implant boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemikte

ileri derecede kemik yıkımı olduğu gözlemlenmiştir. İmplantların uzun dönem başarısında, spongioz kemiğin kortikal kemik kadar etkili olmaması nedeniyle, çalışmanın sonuçlarının değerlendirilmesinde özellikle kortikal kemikte oluşan stres değerleri esas alınmalıdır. Spongioz kemik tabakası krestal kortikal kemik tabakasından yapısal olarak oldukça farklıdır^{105,133,178}. Bu çalışmanın yöntemi gereği, yapıların elastisite modülleri ve poisson katsayıları, elde edilecek sonuçları doğrudan etkilemektedir. Spongioz kemik tabakasının elastisite modülü kortikal kemiğin elastisite modülünün onda birinden daha küçük bir değerdir. Genel olarak bir materyal ne kadar katı ise, stresleri o oranda daha fazla absorbe eder^{70,108}. Bu çalışmada özellikle dış kortikal kemik tabakasında oluşan streslerin, spongioz kemiklerde oluşan streslerden oldukça yüksek oluşunun bu temel yargıya bağlı olarak açıklanabilmesi olasıdır.

SEA çalışmaları, yük uygulandıktan sonra yapının bütünlüğünün ilk olarak hangi noktada bozulacağını saptamayı amaçlar. Kemik doku sıkışma streslerine, gerilme streslerinden daha dayanıklıdır. Bu çalışmalarda, genellikle kuvvet uygulaması sonunda oluşan en yüksek pmax değerlerinin ve dağılımlarının değerlendirildiği görülmektedir^{89,179,180}. Bu çalışmalarda en yüksek gerilme stresi değerlerinin tespit edildiği alanlar, rezorpsiyonun ilk başlayacağı noktalar olarak tanımlanmıştır. Günümüzde maksilla için tanımlanmış ve rezorpsiyonun başlangıcı olarak kabul edilen sabit bir gerilme değeri bulunmamaktadır. Ayrıca kemik dokusunun anizotropik özelliklerine ve uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile etki süresine bağlı olarak implant-kemik ara yüzünde rezorpsiyonun başlayacağı eşik değerin, bireysel ve sistemik faktörlere göre değişiklik gösterdiği bilinmektedir¹⁸¹. Bu bilgilere dayanarak palanlanan bu çalışmada, çalışma modellerindeki destek dokularda yükleme sonucu oluşan etkiler, gerilme stresleri üzerinden karşılaştırılmıştır. Sıkışma tipi

stres bulguları sistemin geneline etki eden streslerin dağılımı hakkında rehber olarak kullanılabilir.

İmplantların bikortikal fiksasyonu, implantların primer stabilitesine katkıda bulunur ve bu sayede implantların mikro hareketliliğinde azalma sağlanır¹⁸². Bu şekilde mekanik yüklemeler altında oluşan stres değerlerinde azalma sağlandığı belirlenmiştir^{182,183}. Tepper ve ark.'nın¹⁰⁵ yaptığı SEA çalışmasında, sinüse komşu kortikal kemiğin elimine edildiği durumlarda, edilmediği modele göre implant apeksinin 3 kat daha fazla yer değiştirme gösterdiği ölçülmüştür. Bu sebeple implant üzerine gelen stresleri taşıyan önemli bölgelerden biri olan iç kortikal kemik tabakasının olmaması halinde spongioz tabakadaki stres miktarında da artış beklenmelidir. Bu çalışmada greft uygulanmış model 7 ve 8'de, aynı uzunlukta implantların kullanıldığı kontrol grubu modellerine göre implant çevresinde bulunan kortikal kemik ve spongioz kemikte daha az stres oluşumu, bikortikal fiksasyon ile açıklanabilir.

Tepper ve ark.¹⁰⁵ yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında maksiller atrofik posterior bölgeye yerleştirdikleri dental implant için modeller üzerinde farklı greftleme şekilleri oluşturarak stres analizi yapmışlardır. En düşük stres değerlerinin implant apeks bölgesinin sinüs içerisinde kalan kısmının bütünüyle greft materyali ile kaplandığı durumda meydana geldiğini ileri sürmüşlerdir. Sunulan bu çalışmada elde edilen diğer bir sonuç ise greft materyali ile çevrelenmeyen implant bölgesinin desteklemeye katılmadığını ortaya koymuş olup bu sonuç Tepper ve ark.'nın¹⁰⁵ yaptığı çalışma sonuçlarıyla uyumludur.

Bu çalışmanın materyal ve metodu, materyal özellikleri literatürde^{70,105,108} daha önce belirlenen değerlerin doğruluğu varsayımına dayalıdır. Oluşturulan sonlu elemanlar modelindeki yapıların hepsi homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Ancak bu çalışmada modele edilen yapıların çoğunun gerçekte canlı dokular olduğu düşünülürse, yapı özelliklerinin yukarıda belirtilen özelliklerden farklı olacağı öngörülebilir. Yapılan çalışmalar kortikal kemiğin sadece transvers yönde izotropik ve homojen olmayan bir yapıya sahip olduğunu göstermiştir^{87,184}. Bu çalışmada tüm materyallerin tüm yüzey alanları ile temasta oldukları veya % 100 osseointegrasyon gösterdiği varsayılmıştır. Bu varsayım, literatürdeki birçok çalışmada da aynı şekilde kabul edilmiştir^{73,74,75,105,132,186,187,188}. Bu nedenlerle materyale bağlı özelliklerin doğala özdeş olmaması olasılığı gözönüne alınarak, stres dağılımı biçiminin canlı dokulara göre farklılıklar gösterebilmesi olasıdır. Bu durum, bu çalışmada seçilen çalışma yönteminin kısıtlamalarından en önemlisidir.

Osseointegre dental implantlarda, implantların kemiğe doğrudan teması nedeni ile implant üst yapılarının üzerine gelen kuvvetler implantı çevreleyen kemik dokusuna doğrudan iletilirler¹⁸⁹. Doğal dişler periodontal ligamentlerindeki reseptörler aracılığı ile üzerlerine gelen zararlı olabilecek kuvvetleri algılayarak reflekssel olarak kontrol edebilirken, osseointegre dental implantlar böyle bir mekanizmaya sahip değildir¹⁹⁰. Bu nedenle implant uygulaması yapılacak bölgede kemik dokusu dikkatlice değerlendirilmeli, uygun tasarıma sahip implantlar seçilmeli ve protetik üst yapılarda stresleri implant gövdesine ve çevreleyen dokulara en az iletecek oklüzal uyumlamalar yapılmalıdır^{191,192}.

İmplant makrogeometrisi incelendiğinde, implantların yiv özellikleri ön plana çıkmaktadır. Yiv şekli genel yiv geometrisinin çok

önemli bir karakteridir. Yiv geometrileri çok fazla çeşitlilik gösterebilir. Önemli olan, implant üzerine gelen kuvvetleri temasta oldukları kemik dokusuna azaltarak iletmeleridir. Her yiv tasarımının etkinliği farklıdır. Yiv tasarımında asıl amaç kemik implant ara yüzeyinde en yıkıcı tipte kuvvet olan kesme tipi streslerin azaltılması olmalıdır¹⁹³. Farklı yiv tasarımlarının oklüzal yüklemeler altında ilettikleri kesme tipi kuvvetleri inceleyen bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında yiv sayısı ve yiv derinliği sabit olduğunda kare formlu yive sahip tasarımların 'V' formu ve reverse buttress formu yivlere sahip tasarımlara göre dokulara daha az sıkışma ve kesme tipi kuvvet ilettiği bulunmuştur¹⁹³. Holmes ve ark.¹⁹⁴ diğer tüm faktörler aynı kaldığında kemik ile temas eden implant yüzeyindeki artışın stres iletimini azalttığını söylemektedir. Sunulan bu çalışmada yiv formları karşılaştırılırken her iki yiv formunun da kortikal kemik seviyesinde oluşturduğu gerilme tipi stresler, birbirine yakın değerlerdedir. Bunun nedeni, kortikal kemiğin tüm modellerde ince olması (0.5-0.7 mm) ve kortikal kemikle temas eden yiv alanının az olması olabilir. Araştırmanın bu sonucu Geng ve ark.'nın⁹⁷ dört farklı yiv formunu karşılaştırdığı iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile uyumaktadır. Geng ve ark.⁹⁷, spongiöz kemik seviyesinde üçgen ve geniş kare yivli implant formlarının kullanılabileceğini ince kare yivli implant formundan ise kaçınılması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan implantların üçgen ve kare yiv formları, önerilen formlara benzer özelliktedir.

Kare yiv formuna sahip implantların diğerlerine göre daha iyi stres iletimine neden olduğunu söyleyen araştırmalar da bulunmaktadır^{34,99,195}. Kare, üçgen ve ters payanda yivlere sahip osseointegre implantların geri çıkarma tork değerlerinin karşılaştırıldığı bir hayvan çalışmasında kare yiv formuna sahip implantın en fazla tork değerine ulaştığı görülmüştür⁹⁹. Bu araştırmada sonuçların benzer olmasının nedeni, kare yiv formundaki implantın kemikle temas eden yüzeyinin daha fazla olmasına bağlı olabilir. Ancak bu, kare yiv formunun stresi en az ileten yiv formu olduğu anlamına gelmeyebilir. Çünkü implantlar osseointegrasyondan hemen sonra çıkarılmışlardır. Bu çalışmada implant yiv tasarımının stres oluşumu üzerine etkisi değerlendirildiğinde, spongiöz kemikte, kare yiv formu implantın etrafında, üçgen yiv formu implanta göre greft uygulanan modellerde, uygulanmayan modellerden daha az stres oluşumu ölçülmüştür. Bunun nedeni, kare yiv formunun yüzey alanını artırması ve buna bağlı olarak greft materyali ve spongiöz kemikle daha fazla temas sağlaması olabilir. Ancak elde edilen sonuçlar, uzun dönem olgu takipleri ile örtüşmeyebilir. Bu konuda daha çok çalışma yapılmalıdır.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyantı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenir ve yorumlanır. Bu analiz, üç boyutlu yapılar bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürülerek yapılır¹⁹⁶. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diğer analiz yöntemlerinden üstün olan özellikleri;

- Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisini tam olarak yansıtabilmektedir.
- Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilmektedir.
- Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilmektedir.
- Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar yönteminin bu özelliği hem sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlamakta, hem de sorunu basitleştirmektedir.
- Sınır şartları kolayca uygulanabilmektedir¹⁹⁶.

Özetle bu araştırmada kullanılan sonlu elemanlar stres analiz yönteminin mümkün olduğunca gerçeğe yakın sonuçlar verebilmesi için modelde kullanılan eleman sayısı oldukça fazla tutulmuş, kemik ve titanyum için kullanılan elastisite modülü ve poisson oranları titiz bir literatür taraması^{73,74,75,105,132,186,187,188} ile belirlenmiştir. İmplantlara gelen kuvvetleri ağızda olduğu gibi oblik ve dikey yönlerde uygulanmış ve uygulanan kuvvetlerin büyüklüğünün ağızdaki kuvvetlere yakın olmasına özen gösterilmiştir. İmplant üzerine gelen ve kemiğe iletilen kuvvetlerin implantların uzun dönem başarısında kritik bir rol oynadığı bilinmektedir¹⁹⁷. İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi;

1. Yükleme tipi ve şiddetine,
2. İmplant ve protezin materyal özelliklerine,
3. İmplant geometrisine,
4. İmplant yüzey özelliklerine,
5. İmplant-kemik ara yüzeyine,
6. İmplantı çevreleyen kemiğin yoğunluğuna bağlıdır¹⁸⁵.

Unutulmamalıdır ki sayılan bu altı faktör osseointegre implantlar için geçerlidir. İmplantların osseointegrasyonunda ve buna bağlı olarak başarısında; hastaya bağlı hormonal faktörler, beslenme, hastanın oral hijyen alışkanlıkları, hekimin cerrahi tekniği, yükleme tipi ve zamanı gibi daha pek çok faktör etkilidir^{198,199}.

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlara göre;

- Krestal kortikal kemik tabakası en yüksek gerilme ve sıkışma stres değerlerine sahiptir.
- Stresler en çok kortikal kemikte, daha az greft materyalinde ve en az spongioz kemikte görülmektedir.
- Oblik yüklemede oluşan stres değerleri vertikal yüklemede oluşan stres değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.
- İmplantların sinüs kortikal kemikten sağladığı bikortikal fiksasyon, destek dokularda oluşan streslerin azaltılmasını sağlamıştır.
- Oklüzal streslerin karşılanmasında sinüs kortikal kemik spongioz kemikten daha etkilidir.
- Graft materyalinde gerilme stresleri sıkışma streslerinden daha yüksek olup, stres değerleri spongioz kemikten belirgin olarak daha yüksektir.
- Sinüs lifting yapılan greft uygulanan ve uzun implant kullanılan modellerde, greft uygulamadan kısa implant kullanılan modellere göre belirgin olarak daha az stres değerleri ölçülmüştür.
- Aynı parametrelerin varlığında değişik yiv tasarımları stres oluşumuna farklı etki etmektedir.

Elde edilen bulgular doğrultusunda sinüs lifting yapılan örneklerde greft uygulanan ve uzun implant uygulanan modellerde, greft uygulamadan kısa implant kullanılan modellere göre belirgin olarak daha düşük stres değerleri ölçülmüştür. Graft uygulanarak uzun implant kullanımı, stres oluşumu açısından değerlendirildiğinde daha avantajlı olarak kabul edilebilir. Oblik kuvvetler karşısında daha yüksek stres oluşumu

nedeniyle implant yerleşim açısını mümkün olan oranda dik kuvvetlere maruz kalacak şekilde ayarlamak gerekir.

Sunulan bu çalışmada kullanılan üç boyutlu modeller belirli bir klinik durumu yansıtacak şekilde bir hastaya ait BT verilerinden yararlanılarak hazırlanmıştır. Kullanılan doku ve protetik malzemelere ait mekanik özellikler literatürde tanımlanan şekliyle belirlenmiş ve sınırlanmıştır. Ancak anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerdeki çeşitlilik bu çalışmanın şeklini ve elde edilecek bulguları değiştirebilir. İmplantların makro ve mikroyapısındaki farklılıklar ve implant dizaynları, bulgular üzerinde belirleyici rol oynayacaktır. Bu nedenle çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar farklı implant sistemleri için değişiklikler gösterebilir. Dolayısıyla ileride benzer çalışmalar farklı implant sistemleri için de yapılarak, implant sistemlerinin biyomekanik özellikleri araştırılmalıdır. Bu sonuçlar simule edilen modellerden elde edilmiş olup biyolojik farklılıklar meydana gelebilir. Bu sebeple sonuçların klinik kararlar bakımından sadece bir yardımcı olabileceği unutulmamalıdır.

ÖZET

Branemark tarafından osseointegrasyon teriminin tanımlanmasından günümüze, dental implantların kullanımı her geçen gün hız kazanmaktadır. Eksik dişlerin yerine konmasında klasik protetik tedavilerin yanında, implant uygulaması da tercih edilir konuma gelmiştir.

Osseointegre dental implantlar, parsiyel protez ve total protez kullanan ve kullanım zorluğu yaşayan hastalar için de başarılı bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Ancak implant uygulamalarında üst çene anatomisindeki varyasyonlar, özellikle premolar ve molar diş bölgelerine komşu maksiller sinüsler, bu bölgede implant uygulamasını bazen kısıtlamaktadır. Maksiller sinüslerin kret tepesine doğru fazlaca sarkmış olması nedeniyle bu bölgede implant uygulaması için dikey yönde yeterli kemik varlığı her zaman mümkün olmayabilir. İmplant uygulaması için yeterli kemik elde etmek amacıyla literatürde birçok teknik tanımlanmıştır. Bu teknikler sayesinde maksiller sinüs tabanı ile alveoler kret tepesi arası 3-4 mm'lik kemik kemik yüksekliği implant uygulaması için yeterli olabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemini kullanarak, posterior maksiller bölgede sinüs lifting yapılmış, greft uygulanmış ve greft uygulanmamış olan örneklerde farklı implant tasarımlarını çiğneme kuvvetleri altında karşılaştırmaktır. Bu amaçla, 2 farklı implant tasarımı, maksiller sinüs elimine edilmiş, sinüs lifting yapıp greft uygulanmış ve greft uygulanmamış örneklerde karşılaştırılmıştır. Bu amaçla atrofik posterior maksillanın bir modeli gerçek bir hastanın arşivdeki Bilgisayarlı tomografi görüntüleri, Marc 2005 programı

kullanılarak modele edilmiştir. Aynı program ile farklı tasarımda implant modelleri, greft uygulanan maksiller sinüs, yükleme koşulları modele edilmiş ve teknik olanakların elverdiği ölçüde gerçek yaşamdaki çiğneme kuvvetlerine yakın kuvvetler altında stres analizi yapılmıştır. Greft uygulanan modellerde uygulanmayan modellere göre daha düşük stres değerleri ölçülmüştür.

Anahtar Kelimeler: implant, maksiller sinüs, sonlu elemanlar stres analizi, sinüs yükseltme işlemi, kemik greftleri

SUMMARY

Since osseointegration was described by Branemark, dental implantology has become a subsequent demand in dentistry. The implant supported prothesis are the popular and demanding option for the edentulous and partially edentulous patient. However, a prerequisite for the successful implant treatment is sufficient bone volume. So variations in maxillary bone volume, degree of pneumatization of maxillary sinus is a primary concern in placing dental implants in atrophic posterior maxilla. The insufficient height of bone between the maxillary crest and maxillary sinus, the highly pneumatization of maxillary sinus leads difficulties in placing implants. Regarding these kinds of variations in maxillary bone volume, different techniques are described in the literature to increase the primary stability of implant and bone volume.

The purpose of this study is to analyze the biomechanical properties of different implant designs in different bony situations by using 3 dimensional finite element analysis program. For this study 2 different implant designs was used, and 3D models of an atrophic maxillary model with sinus graft was modeled by using an Engineering Software Marc 2005 (MSC Software). Also different implant designs and different loading conditions were performed with the same program in order to simulate lifelike conditions. Lower stress values were measured on the models that had been grafted compared to the models that grafted.

Keywords: implant, maxillary sinus, finite element stress analysis, sinus lifting procedure, bone grafts

KAYNAKLAR

1. Neldam CA, Pinholt EM et al. State of the Art of Short Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2010; 10: 1708-8208.
2. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindstrom J, Rockler B et al. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1984; 42(8): 497-505.
3. Boyne PJ, James RA et al. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Journal of Oral Surgery*, 1980; 38(8): 613-616.
4. Alkan A, Celebi N, Baş B et al. Acute maxillary sinusitis associated with internal sinus lifting: report of a case. *European Journal of Dentistry*, 2008; 2(1): 69-72.
5. Shulman LB, Block MS, Lacono VJ et al. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1988; 13: 11-45.
6. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A et al. 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*, 2005; 93(1): 38-44.
7. Renouard F, Nisand D et al. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2005; 7(1): 104-110.
8. Holmquist P, Dasmah A, Sennerby L, Hallman M et al. A new technique for reconstruction of the atrophied narrow alveolar crest in the maxilla using morselized impacted bone allograft and later placement of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2008; 10(2): 86-92.

9. Jung UW, Hong JY, Lee JS, Kim CS, Cho KS, Choi SH et al. A hybrid technique for sinus floor elevation in the severely resorbed posterior maxilla. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 2010; 40(2): 76-85.
10. Bidez MW, Misch CE et al. *Clinical Biomechanics in Implant Dentistry*. Misch, C.E. (Ed.). *Dental Implant Prosthetics*. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby. 2005.
11. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prostheses-a review. *Journal of Dentistry*, 2002; 30: 271-282.
12. Raadsheer MC, Eijden TMGJ, Ginkel FC, Prahl-Andersen B et al. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite magnitude. *Journal of Dental Research*, 1999; 78: 31-42.
13. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H et al. Stress Analysis of The Human Tooth Using a Three-Dimensional Finite Element Model. *Journal of Dental Research*, 1983; 62(2): 82- 86.
14. Darendeliler SY. Sonlu elemanlar yöntemi ve diş hekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995; 1: 87-89.
15. Bancroft J.D, Stevens A. *Theory And Practice Of Histological Techniques*. Fourth edition, Churchill Livingstone, New York: 309-339. 1996.
16. Francois B, Luc H, Emmanuelle L. Bone loss and teeth: *Joint Bone Spine*, 72: 215–221, 2005.
17. Woodbury SC, Hennig TB, Fonseca RJ. Reconstruction of the Edentulous Maxilla. In: Fonseca RJ 1st ed. *Reconstructive and Implant Surgery*, Vol 7. WB. Saunders, Philadelphia, PA pp 59–70, 2000.
18. Dubravka KZ, Asja C, Biserka L et al. Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture Wearers *Acta Stomatol Croat.*, 2002; 36: 261-265.

19. Atwood DA. Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. *J Prosthetic Dentistry*, 1971; 26: 266-279.
20. Sennerby L, Carlsson GE, Bergman B, Warfvinge J. Mandibular bone resorption in patients treated with tissue-integrated prostheses and in complete-denture wearers. *Acta Odontol Scand*, 1998; 46: 135–140.
21. Barteo BK. Extraction site reconstruction for alveolar ridge preservation Part 1: Rationale and materials selection. *J Oral Implantology*, 2001; 27: 187-193.
22. John V, Gossweiler M et al. Implant treatment planning and rehabilitation of the anterior maxilla: Part 1. *Int Dent Assoc*, 2001; 80: 20-24.
23. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surgery*, 1988; 17: 232–236.
24. Eufinger H, Gellrich NC, Sandmann D, Dieckmann J et al. Descriptive and metric classification of jaw atrophy. *Int J Oral Maxillofacial Surgery*, 1997; 26: 23–28.
25. Norton MR, Gamble C et al. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implantology Res*. 2001; 12: 79-84.
26. Cawood JI, Howell RA et al. Reconstructive preprosthetic surgery. Anatomical considerations. *Int J Oral and Maxillofacial Surgery*, 1991; 20: 75-82.
27. Lekholm U, Zarb GA et al. *Tissue Integrated Protheses: Osteointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Pub, Chicago: 199-209; 1985.
28. Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U et al. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants. *Int J Oral and Maxillofacial Surgery*, 1999; 28: 297-303.

29. Kazanç A. Alt ve üst çenelerin patoloji, travma ve implantoloji yönünden değerlendirilmesinde ortopantomografi ve spiral bilgisayarlı tomografinin kullanılması. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir: 2-25; 2000.
30. Norton MR, Gamble C et al. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin. Oral Implantology Res, 2001; 12: 79-84.
31. Stoppie N, Pattijn V, Van Cleynenbreugel T, Wevers M, Vander Sloten J, Naert I et al. Structural and radiological parameters for the characterization of jaw bone. Clin. Oral Implantology Res, 2006; 17: 124-133.
32. Frost H. M. The Laws of Bone Structure. Charles C. Thomas, Springfield, 1964; 72-80.
33. Peter L. Williams. Gray's Anatomy, Churchill Livingstone, Published October 2004.
34. Misch CE. Dental Implant Prosthetics, Elsevier Mosby, 2005.
35. Ole T, Jensen MS. The Sinus Bone Graft, Quintessence Books, 1999.
36. Misch CE, Dietsh F et al. Bone grafting materials in implant dentistry Review, Implant Dentistry. Fall; 1993; 2(3): 158-67.
37. Ueda M, Kaneda T et al. Maxillary sinusitis caused by dental implants: report of two cases, J Oral Maxillofacial Surgery, 1992; 50(3): 285-7.
38. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity, J Prosthetic Dentistry, 1971; Sep;26(3): 266-79.
39. Atwood DA, Coy WA et al. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges, J Prosthetic Dentistry, 1971; 26(3): 280-95.
40. Linkow L Tuber blades, J Oral Implantology, 1980; 9(2):190-216.
41. Ashkinazy LR. Tomography in implantology, J Oral Implantology, 1982; 10(1): 100-18.

42. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindstrom J, Rockler B et al. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus, *J Oral Maxillofacial Surgery*, 1984; 42(8): 497-505.
43. Linkow L. Maxillary pterygoid extension implants: the state of the art., *Dent Clin North Am*, 1980; 24(3): 535-51.
44. Sailer HF. A new method of inserting endosseous implants in totally atrophic maxillae, *J Craniomaxillofacial Surgery*, 1989; 17(7): 299-305.
45. Keller EE, Van Roekel NB, Desjardins RP, Tolman DE et al. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses, *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 1987; 2(3): 155-65.
46. Tatum OH. Jr. Maxillary implants, *Fla Dentistry J*. 1989; 60(2):23-7.
47. Misch CE. Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans, *Int J Oral Implantology*, 1987; 4(2): 49-58.
48. Boyne PJ, James RA et al. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone, *J Oral Surgery*, 1980; 38(8):613-6.
49. Linkow L. Inferior approach to sinus elevations with sub-antral bone augmentations, *Dentistry Today*, 1994; 13(6): 70-1.
50. Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Lacono VJ et al. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1988; 13: 11-45.
51. Misch CM, Misch CE, Resnik RR, Ismail YH Appel B et al. Post-operative maxillary cyst associated with a maxillary sinus elevation procedure: a case report. *Journal of Oral Implantology*, 1991; 17(4): 432-437.
52. Kim HJ, Yoon HR, Kim KD, Kang MK, Kwak HH, Park HD et al. Personal-computer-based three-dimensional reconstruction and

simulation of maxillary sinus. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 2002; 24: 393–399.

53. Quirynen M, Naert I, Steenberghe D et al. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research*, 1992; 3(3): 104-11.
54. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1986; 1(1): 11-25.
55. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J et al. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: an experimental study in rabbits. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2000; 2(3): 120–8.
56. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L et al. Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996; 11(5): 626-33.
57. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS et al. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992; 67(3): 361-4.
58. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *International Journal of Oral Implantology*, 1990; 6(2): 23–31.
59. Van SD, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1990; 5(3): 272-81. 79.

60. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U et al. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1988; 3(2): 129-34.
61. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 1981; 10(6): 387- 416.
62. Truhlar RS, Lauciello F, Morris HF, Och S et al. The influence of bone quality on Periotest values of endosseous dental implants at stage II surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1997; 55(12-5): 55-61.
63. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE et al. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1992; 7(1): 62-71.
64. Jaffin RA, Berman CL et al. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *The Journal of Periodontology*, 1991; 62(1): 2-4.
65. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G et al. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005; 93(3): 227-34.
66. Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH et al. The reverse-torque test: a clinical report *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996; 11(2): 79-85.
67. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander SJ, Vander Perre G, DeCooman M, Lievens S Et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research*, 1998; 9(6): 407-18.

68. Misch CE. Dental Implant Prosthetics St. Louis. Elsevier Mosby, 2005.
69. Frost HM. The Mechanostat. A proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and bone mass effects of mechanical and non-mechanical agents. Bone and Mineral, 1987; 12: 73-85.
70. Powers JM, Sakaguchi R.L. Craig's Restorative Dental Material (20th ed.). s 56-94 St. Louis. Elsevier Mosby, 2006.
71. Stanford CM, Brand RA et al. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodelling. Journal of Prosthetic Dentistry, 1999; 81: 553–561.
72. Ulusoy M, Aydın AK ve ark. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I. (3. bs) s. 56, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi. 2010.
73. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthodontist, 74(1): 3–15. 2000.
74. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander SJ, De Cooman M, Puers R, Naert I et al. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed protheses: an in vivo study. Clinical Oral Implants Research, 2000; 11: 465-475.
75. Fanuscu MI, Lida K, Caputo AA, Nishimura RD et al. Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2003; 18(5): 667-674.
76. Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC et al. Biomechanical effects of a maxillary implant in the ougmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2009; 24(3): 455-462.
77. Misch CE, Bidez MW et al. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale Compendium Review, 1994; 15(11): 1330, 1332, 1334.
78. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO et al. Finite element analysis of six endosseous implants, J Prosthetic Dentistry, 1990; 63(6): 671-6.

79. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO et al. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants, *J Prosthetic Dentistry*, 1989; 62(4): 436-40.
80. Ochi S, Morris HF, Winkler S et al. The influence of implant type, material, coating, diameter, and length on periotest values at second-stage surgery: DICRG interim report no. 4. Dental Implant Clinical Research Group, *Implant Dentistry*, 1994; 3(3): 159-62.
81. Bahat O, Handelsman M et al. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1996; 11(3): 379-86.
82. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxilla: report of 732 consecutive Nobel pharma implants, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1993; 8(2): 151-61.
83. Whittaker JM, James RA, Lozada J, Cordova C, GaRey DJ et al. Histological response and clinical evaluation of heterograft and allograft materials in the elevation of the maxillary sinus for the preparation of endosteal dental implant sites. Simultaneous sinus elevation and root form implantation: an eight-month autopsy report., *J Oral Implantology*, 1989; 15(2): 141-4.
84. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U et al. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1999; 14(2): 173-80.
85. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF et al. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review, *J Prosthetic Dentistry*, 2005 94(4): 377-81.
86. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koobusch GF et al. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1993; 8(4): 420-7.
87. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*, Elsevier Mosby, 1999.

- 88.** Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U et al. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits, *Int J Oral Maxillofacial Surgery*, 1997; 26(2): 141-8.
- 89.** Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S et al. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis, *J Prosthetic Dentistry*, 2004; 91(1): 20-5.
- 90.** Kohn DH. Overview of factors important in implant design, Review. *J Oral Implantology*. 1992; 18(3): 204-19.
- 91.** Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L et al. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1993; 8(4): 400-8.
- 92.** Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U et al. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1999; 14(2): 173-80.
- 93.** Block MS, Delgado A, Fontenot MG et al. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone, *J Oral Maxillofacial Surgery*, 1990 48(2): 174-8.
- 94.** Wyatt CC, Zarb GA et al. Treatment outcomes of patients with implantsupported fixed partial prostheses, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1998; 13(2): 204-11.
- 95.** Eckert SE, Koka S, Wolfinger G, Choi YG et al. Survey of implant experience by prosthodontists in the United States, *J Prosthodont.*, 2002; 11(3): 194-201.
- 96.** Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants Review, *J Oral Implantology*, 1991; 17(2): 126-31.

- 97.** Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR et al. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant, *J Oral Rehabil.*, 2000; 31(3): 233-9.
- 98.** Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Moncler S, Bernard JP et al. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice, *Clinic Oral Implants Res.*, 2004; 15(2): 150-7.
- 99.** Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL et al. Dental implant design and its relationship to long-term implant success Review, *Implant Dentistry*, 2003; 12(4): 306-17.
- 100.** Williams DF. *Biocompatibility of Clinical Implant Materials Vol 1*, CRC Press, Boca Raton, Fla, 1981.
- 101.** Bueche F. *Principles of Physics*, 3rd Ed. McGraw-Hill, Usa 1977.
- 102.** Bueche F. *Introduction to Finite Element Analysis*, Chapter 1, ME 273 Lecture Notes © by R. B. Agarwal. 1983.
- 103.** Joseph ES *Mechanical Engineering Design*, McGraw Hill Book Company, 1986.
- 104.** Tirupathi R, Chanrupatla AD et al. *Introduction to Finite Element Analysis*, Prentice-Hall International, Inc 1997.
- 105.** Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G et al. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in atrophic posterior maxilla. *Clinical Oral Implants Research*, 2002; 13: 657-665.
- 106.** Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B et al. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 2004; 30(2): 59-68.
- 107.** Wheeler RC, *Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion*, 175, Toronto: Harcourt Canada. 2010.
- 108.** Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dentistry Today*, 7(5): 39–40. 1988.

- 109.** Mericske-Stern R, Zarb GA et al. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research*, 1996; 7: 153–161.
- 110.** İplikcioglu H. Akca K. Cehreli MC et al. The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *J Oral Implantology*, 2002; 28: 29.
- 111.** Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB et al. Abstract Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone, *J Biomed Eng.*, 1993; 15(6): 505-9.
- 112.** Benzing UR, Gall H, Weber H et al. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1995; 10(2): 188-98.
- 113.** Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G et al. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation, *Clin Oral Implants Res.*, 2002; 13(6): 657-65.
- 114.** Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA et al. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodontolgy*, 1995; 4(2): 95-100.
- 115.** Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A et al. 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*, 2005; 93(1): 38-44.
- 116.** Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF et al. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant, *Int J Oral Implantology*, 1987; 4(2): 25-31.
- 117.** Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM et al. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res.*, 1982; 16(4): 369-79.

- 118.** Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F et al. A three-dimensional, finiteelement analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.*, 1993; 38(6): 491-6.
- 119.** DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B et al. Role of the finite element model in dental implants Review. *J Oral Implantology*,. 2000; 26(2): 77-81.
- 120.** Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA et al. Bone stress distribution for three endosseous implants Review, *J Prosthetic Dentistry*, 1989; 61(2): 223-8.
- 121.** O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P et al. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dentistry*, 2000; 9(3): 207-18.
- 122.** Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH et al. A Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants, *J Oral Rehabilitation*, 1993; 20(2): 147-57.
- 123.** Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D et al. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant, *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1991; 6(4): 391-8.
- 124.** Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA et al. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dentistry*, 1997; 25(6): 485-91.
- 125.** Ulrich D, Van RB, Weinans H, Ruegsegger P et al. Finite element analysis of trabecular bone structure: a comparison of image-based meshing techniques. *J Biomech.*, 1998; 31(12): 1187-92.
- 126.** Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthetic Dentistry*, 1983; 49(6): 843-8.
- 127.** Hoshaw, Brunski, Cochran, Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodelling, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1994; 9(3): 345 – 360.

- 128.** Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update, *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol, Review*, 2003; 275(2): 1081-101.
- 129.** Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J et al. Craniofacial osseointegrated implantinduced strain distribution: a numerical study. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1997; 12(2): 200-10.
- 130.** Quirynen M, Naert I, Van SD et al. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system, *Clin Oral Implants Res.*, 1992; 3(3): 104-11.
- 131.** Al-Sayyed A, Deporter DA, Pilliar RM, Watson PA, Pharoah M, Berhane K, Carter S et al. Predictable crestal bone remodelling around two porous-coated titanium alloy dental implant designs. A radiographic study in dogs. *Clin Oral Implants Res.*, 1994; 5(3): 131-41.
- 132.** Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone-dentalimplant interface, *Adv Dent Res., Review*, 1999; Jun; 13: 99-119.
- 133.** Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implantology. *Etiopathogenesis Review, Eur J Oral Sci*, , 1998; 106(3): 721-64.
- 134.** Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA et al. On the influence of superstructure connection on ipmlant preload: a methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research*, 1996; 7: 55-63.
- 135.** Rangert B, Jemt T, Jorneus L et al. Forces and Mmoments on Branemark implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1989; 4: 241-247.
- 136.** Çalış AC. Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara. 2006.

- 137.** Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F et al. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing, Clin Oral Implants Res. 2003; 14(1): 97-102.
- 138.** Ladd A, Kinney J et al. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. Journal of Biomech., 1998; 31: 941-945.
- 139.** Gümüő HÖ. Üç Farklı Denatal 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 Üniversitesi, Ankara. 2007.
- 140.** Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F et al. 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, 1998; 24(2): 80-8.
- 141.** Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H et al. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2003; 18(3): 357-68.
- 142.** Geramy A, Morgano SM et al. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. Journal of Prosthetic Dentistry, 2004; 92(5): 434-40.
- 143.** Bozkaya D, Muftu S, Muftu A et al. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. Journal of Prosthetic Dentistry, 2004; 92(6): 523-30.
- 144.** Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O et al. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant a three-

dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2005; 32(4): 279-86.

- 145.** Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002; 29(6): 565-74.
- 146.** Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E Et al. 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*, 2004; 91(2): 144-50.
- 147.** Zinner ID, Small S et al. A sinus lift graft: using the maxillary sinuses to support implants. *J Am Dent Assoc.*, 1996;127 (1): 51-7.
- 148.** Karabuda C, Ozdemir O, Tosun T, Anıl A, Olgac V et al. Histological and clinical evaluation of 3 different grafting materials for sinus lifting procedure based on 8 cases. *J Periodontology*, 2001; 72(10): 1436-42.
- 149.** Tatum HJR. Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North Am.* 1986; 30(2): 207-29.
- 150.** Wallace SS, Froum SJ et al. Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontology*, 2003; 8(1): 328-43.
- 151.** Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R et al. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dentistry*, 2004; 24(6): 565-77.
- 152.** Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: The osteotome technique. *Compend Contin Educ Dentistry*, 1994; 15: 152-162.
- 153.** Cosci F, Luccioli M et al. A new sinus lift technique in conjunction with placement of 265 implants: a 6-year retrospective study. *Implant Dentistry*, 2000; 9(4): 363-8.

- 154.** Marx RE. Clinical application of bone biology to mandibular and maxillary reconstruction. Clin Plast Surg., 1994; 21(3): 377-92.
- 155.** Kent JN, Block MS et al. Simultaneous maxillary sinus floor bone grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants. J Oral Maxillofacial Surgery, 1989; 47(3): 238-42.
- 156.** Duran S. Sinüs Lift ve Maksiller İmplant Uygulamalarının Klinik ve Radyografik olarak Değerlendirilmesi. Türk Oral Maksillofas. Cer. Derg. 2001; 5: 1-8.
- 157.** Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF. Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı. Kebir M. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2004.
- 158.** Misch CE. Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. Int J Oral Implantology, 1987; 4(2): 49-58
- 159.** Chanavaz M. Maxillary sinus: Anatomy, physiology, surgery and bone grafting related to implantology eleven years of sugical experience (1979-1990). J Oral Implantology, 1990; 16(3): 199-209.
- 160.** Block MS, Widner JS et al. Maxillary sinus grafting for totally and partially edentulous patients. J Am Dent Assoc. 1993; 124(5): 139-43.
- 161.** Wheeler SL, Holmes RE, Calhoun C et al. Six-year clinical and histologic study of sinus lift grafts. Int J Oral Maxillofac Implants, .1996; 11(1): 26-34.
- 162.** Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O et al. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clinical Oral Implants Research, 2004; 15(4): 401-12.
- 163.** Van der Meij AJ, Baart JA, Prahl-Andersen B, Valk J, Kostense PJ, Tuinzing DB et al. Computed tomography in evaluation of early secondary bone grafting. International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, 1994; 23(3): 132-136.

- 164.** Kim KW, Ha KY, Moon MS, Kim YS, Kwon SY, Woo YK et al. Volumetric change of the graft bone after intertransverse fusion. *Spine*, 1999; 24(5), 428-433.
- 165.** Hammerle CH, Olah AJ, Schmid J, Flückiger L, Gogolewski S, Winkler JR. et al. The biological effect of natural bone mineral on bone formation on the rabbit skull. *Clinical Oral Implants Research*, 1997; 8: 198-207.
- 166.** Anitua E. Plasma rich in growth factors: preliminary results of use in the preparation of future sites for implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1999; 14(4): 529-535.
- 167.** Marx RE, Carlson ER, Eichstaedt RM, Schimmel SR, Strauss JE, Georgeff KR et al. Platelet-rich plasma: Growth factor enhancement for bone grafts. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 1998; 85(6): 638-646.
- 168.** Whitman DH, Berry RL, Green DM et al. Platelet gel: an autologous alternative to fibrin glue with applications in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1997; 55(11): 1294-1299.
- 169.** Satow S, Slagter AP, Stoelinga PJ, Habets LL et al. Interposed bone grafts to accommodate endosteal implants for retaining mandibular overdentures. A 1-7 year follow-up study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 1997; 26(5): 358-364.
- 170.** Moy PK, Lundgren S, Holmes RE et al. Maxillary sinus augmentation: histomorphometric analysis of graft materials for maxillary sinus floor augmentation. *J Oral Maxillofacial Surgery*, 1993; 51(8): 857-62.
- 171.** Lorenzetti M, Mozzati M, Campanino PP, Valente G et al. Bone augmentation of the inferior floor of the maxillary sinus with autogenous bone or composite bone grafts: a histologic-histomorphometric preliminary report. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1998; 13(1): 69-76.

- 172.** Valentini P, Abensur D et al. Maxillary sinus floor elevation for implant placement with demineralized freeze-dried bone and bovine bone (Bio-Oss): a clinical study of 20 patients. *Int J Periodontics Restorative Dentistry*, 1997; 17(3): 232-41.
- 173.** Wheeler SL. Sinus augmentation for dental implants: the use of alloplastic materials. *J Oral Maxillofacial Surgery. Review*, 1997; 55(11): 1287-93.
- 174.** Froum SJ, Tarnow DP, Wallace SS, Rohrer MD, Cho SC et al. Sinus floor elevation using anorganic bovine bone matrix (OsteoGraf/N) with and without autogenous bone: a clinical, histologic, radiographic, and histomorphometric analysis--Part 2 of an ongoing prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dentistry*, 1998; 18(6): 528-43.
- 175.** William J. *Dental Materials and Their Selection*, Quintessence Publishing 1997.
- 176.** Lundgren S, Rasmusson L, Sjostrom M, Sennerby L et al. Simultaneous or delayed placement of titanium implants in free autogenous iliac bone grafts. Histological analysis of the bone graft-titanium interface in 10 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofacial Surgery*, 1999; 28(1): 31-7.
- 177.** Borchers L, Reichart P et al. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*. 1983; 62(2): 155-9.
- 178.** Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L et al. Marginal tissue reactions at osseointegrate, *Int J Oral Maxillofacial Surgery*, 1986; 15(1): 39-52.
- 179.** Clelland NL, Gilat A et al. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *International Journal of Prosthodontics*, 1992; 1(1): 24-28.
- 180.** Caglar A, Aydin C, Yilmaz C, Korkmaz T et al. Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported

fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2006; 21(1): 36–44.

- 181.** Uysal H. Kemiğin mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. *Oral İmplantoloji Dergisi*, 1997; 36-43.
- 182.** Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T et al. Long-term followup study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, 1990; 5(4): 347-59.
- 183.** Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Naert I et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 1998; 9(6): 407-18.
- 184.** Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U et al. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finiteelement analysis. *J Craniomaxillofacial Surgery*, 2001; 29(2): 100-5.
- 185.** Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 2000; 11(1): 33-58.
- 186.** Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1993; 8(1): 19-31.
- 187.** Brunski JB, Puleo DA, Nanci A et al. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2000; 15(1): 15-46.
- 188.** Kan JY, Rungcharassaeng K, Kim J, Lozada JL, Goodacre CJ et al. Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary

sinuses: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2002; 87(5): 485-9.

- 189.** Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O et al. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998; 13(6): 781- 90.
- 190.** Akpınar I, Anil N, Parnas L et al. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant, *J Oral Rehabilitation*, 2000; 27(6): 538-45.
- 191.** Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H et al. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14(4): 444-54.
- 192.** Geng JP, Xu DW, Tan KB, Liu GR et al. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J Oral Implantology*, 2004; 30(4): 223-33.
- 193.** Cowin SC. *Bone mechanics* Florida CRC Pres. 1991.
- 194.** Holmes DC, Loftus JT et al. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, 1997; 23(3): 104-11.
- 195.** Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica*, 1981; 52(2): 155-70.
- 196.** Sonugelen M, Artunc C ve ark. Ağız protezleri ve biyomekanik İzmir. Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Yayınları sayı 17. 2002.
- 197.** Puleo DA, Nanci A et al. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials*, 1999; 20(23-24): 2311-21.
- 198.** Dao TT, Anderson JD, Zarb GA et al. Is osteoporosis a risk factor for osseointegration of dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1993; 8(2): 137-44.

- 199.** Nociti FH, Sallum AW, Sallum EA, Duarte PM et al. Effect of estrogen replacement and calcitonin therapies on bone around titanium implants placed in ovariectomized rats: a histometric study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2002; 17(6): 786- 92.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlık aşamasında bilgi, tecrübe ve sevgisini esirgemeyen, tüm içtenliğiyle bana her konuda yol gösteren, bilgisini paylaşmaktan ve aktarmaktan usanmayan kıymetli hocam ve tez danışmanım, Sayın Prof. Dr. Sedat Çetiner'e saygılarımla sonsuz teşekkür ederim.

Tezime olan katkıları ve kıymetli zamanlarından harcadıkları vakit için Sayın Prof. Dr. İnci Rana Karaca ve Sayın Prof. Dr. Cahit Üçok'a saygılarımla teşekkür ederim.

Doktora eğitimim boyunca bana yol gösteren desteklerini esirgemeyen kıymetli hocalarım, Sayın Prof. Dr. Şakir AKÇA, Sayın Prof. Dr. Ergun YÜCEL ve bütün anabilim dalı hocalarıma saygılarımla teşekkür ederim.

Asistanlığım süresince bana birçok konuda destek olan başta eş kıdem arkadaşlarım olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma içtenlikle teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanması süresince bilgi ve desteğini esirgemeyen kuzenim Özlem CANBAZ'a,

Tüm özverileriyle sevgi ve şefkatlerini hiç bir zaman esirgemeyen, dualarını her zaman yanımda hissettiğim sevgili annem, babam ve kardeşime,

Doktora eğitimimin başlamasında ve devamında manevi desteğini her zaman hissettiren Sayın Ramiz SİVRİKAŞ'a,

Koşulsuz sevgisi ve desteğini hep yüreğimde hissettiğim, yoğun çalışma dönemimde her türlü nazıma sabırla katlanan, en büyük zenginliğim, eşim Av. Sevim ADEMİHAN'a minnet ve şkranla sonsuz teşekkür ederim....

ÖZGEÇMİŞ

Adı : Onur

Soyadı : ADEMHAN

Doğum Yeri ve Tarihi : Ankara 23.01.1984

Eğitimi : Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak. Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Doktora Programı (Devam etmekte)

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
(2002-2007)

Aldemir Atilla Konuk Anadolu Lisesi (1998-2002)

Merkez Ortaokulu (1995-1998)

Dedeman İlkokulu (1990-1995)

Yabancı Dili : İngilizce