



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**ALLOJENİK KEMİK GREFTİ İLE MAKSİLLER SİNÜS
AUGMENTASYONU UYGULANAN ATROFİK POSTERİOR
MAKSİLLADA İMPLANT BİYOMEKANİĞİ: SONLU
ELEMEN ANALİZİ**

Pınar TEKME

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

DANIŞMAN

Prof. Dr. Serpil DURAN

2010- ANKARA

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ALLOJENİK KEMİK GREFTİ İLE MAKSİLLER SİNÜS
AUGMENTASYONU UYGULANAN ATROFİK
POSTERİOR MAKSİLLADA İMPLANT BİYOMEKANİĞİ:
SONLU ELEMAN ANALİZİ

Pınar TEKME

AĞIZ DİŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Serpil DURAN

**Bu tez, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Müdürlüğü
tarafından 08B3334002 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2010-ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Doktora **Programı**

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından

Doktora **Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez savunma tarihi: 28 / 9 / 2010

İmza

Prof. Dr. Serpil DURAN
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
(Jüri Başkanı)



İmza

Prof. Dr. Onur İÇTEN
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



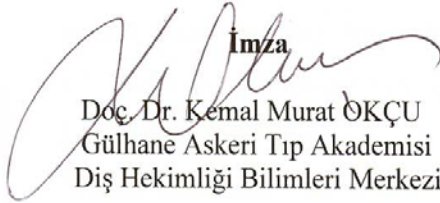
İmza

Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



İmza

Doç. Dr. Kemal Murat ÖKÇÜ
Gülhane Askeri Tıp Akademisi
Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi



İmza

Doç. Dr. Umut Saraçoğlu TEKİN
Kırıkkale Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



İÇİNDEKİLER

Kabul ve onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	x
Çizelgeler	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1. İmplant Endikasyonları	1
1.2. İmplant Kontrendikasyonları	2
1.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar	2
1.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar	2
1.3. Sinüsler	3
1.4. Maksiller Sinüs	3
1.4.1. Anatomi	4
1.4.2. Fizyoloji	6
1.5. Sinüs Augmentasyonu ve İmplant Uygulaması	6
1.5.1. Sinüs Augmentasyonu Yöntemleri	10
1.5.1.1. Sinüsün Greftlenmesi ve İmmediyat İmplantasyon	10
1.5.1.2. Sinüsün Greftlenmesi ve Geç İmplantasyon	11
1.5.1.3. Osteotomi ve Kemik Grefti	12
1.6. Greft Materyalleri	12
1.6.1. Otojen kemik greftleri	14
1.6.2. Homojen Kemik greftleri (Homogreft)	14
1.6.2.1. İzogreft	15
1.6.2.2. Allogreft	15
1.6.2.2.1. Dondurulmuş Kemik	15
1.6.2.2.2. Dondurulmuş Kurutulmuş (Liyofilize) Kemik (FDBA)	16
1.6.2.2.3. Demiralize Dondurulmuş- Kurutulmuş Kemik (DFDBA)	16
1.6.2.2.4. Solventlerle Dehidrate Edilmiş Kemik	16

1.6.2.3. Ksenogreftler (Heterojen kemik greftleri)	17
1.6.2.4. Alloplastik (Sentetik) Greftler	18
1.7. Membranlar	19
1.7.1. Rezorbe Olmayan Membranlar	20
1.7.2. Rezorbe Olan Membranlar	20
1.7.2.1. Kollojen Membranlar	21
1.7.2.2. Dondurulmuş Kurutulmuş Dura Mater	21
1.7.2.3. Polilaktik Asit ve Poliglikolik Asit Polimerleri	22
1.8. Radyolojik İnceleme	22
1.8.1. Ağız İçi Radyografiler	23
1.8.2. Panoramik Radyografiler	23
1.8.3. Lateral Sefalometrik Radyografiler	24
1.8.4. Bilgisayarlı Tomografi (CT, BT)	24
1.8.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	26
1.8.6. İnteraktif Bilgisayarlı Tomografi (IBT, ICT)	27
1.9. Mekanik ile ilgili Kavramlar	28
1.9.1. Kütle, Kuvvet ve Ağırlık	28
1.9.2. Kuvvetler	28
1.9.3. Gerilme (Stres)	29
1.9.4. Gerinim (Strain)	29
1.9.5. Poisson Oranı	30
1.9.6. Elastiklik Modülü (Young Modülü)	31
1.9.7. Von Misses Stresi	31
1.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analiz Yöntemleri	32
1.10.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi (Photoelastic Stress Analysis)	32
1.10.2. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi (Strain-gage)	32
1.10.3. Kırılgan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analizi (Brittle Lacquer Coating)	32
1.10.4. Lazer Işınli Kuvvet Analiz Yöntemi (Interferometri)	33
1.10.5. Sonlu Elemanlar Analizi (Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi)	33
1.10.5.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları	34
1.10.5.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Diğer Stres Analiz Yöntemlerine Göre Üstünlükleri	35

2. GEREÇ ve YÖNTEM	36
2.1. Hastaların Seçilmesi	36
2.2. Sonlu Eleman Analizi	38
2.2.1. Modellerin Oluşturulması	37
2.2.2. Kullanılan Bilgisayarın Özellikleri	41
2.2.3. Materyal Özellikleri	42
2.2.4. Sınır Koşulları	42
2.2.5. Yükleme Koşulları	43
2.2.6. Ölçümlerin Yapılması	44
2.3. Sinüs Augmentasyonu Yapılan Hastaların Takibi	47
2.4. İstatiksel Analiz	49
3. BULGULAR	51
3.1. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları	51
3.1.1. İmplantlar İçerisinde Oluşan Stres Değerleri	51
3.1.2. Maksimum Principal Stres Değerleri	54
3.1.3. Minimum Principal Stres Değerleri	68
3.2. Sinüs Lifting İşlemi Sonucunda Elde Edilen Kemik Miktarı	83
3.3. İstatistiksel Değerlendirme	84
4. TARTIŞMA	85
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	104
ÖZET	106
SUMMARY	107
KAYNAKLAR	112
EKLER	
Ek- 1 (Hasta Aydınlatılmış Bilgi Formu Örneği)	121
Ek- 2 (Etik Kurul Raporu)	123
ÖZGEÇMİŞ	124

ÖNSÖZ

Dişsiz atrofik posterior maksillalarda implant yerleştirebilmek için çeşitli kemik greftlerinin kullanıldığı maksiller sinüs augmentasyonu gerekliliği ortaya çıkmaktadır. İmplantların aynı anda veya gecikmiş olarak yerleştirilmesinin veya farklı greft materyallarının kullanımının bir diğerine üstünlüğü konusunda çok belirgin sonuçlar yoktur. Ancak rezidüel kemik yüksekliğinin 5 mm' nin altında olduğu durumlarda implant kaybı oranı yükselebilmektedir. Dolayısıyla özellikle ileri derecede atrofik posterior maksillalarda sinüs augmentasyonu yapılarak yerleştirilen kemik grefti içine uygulanan implantların çiğneme kuvvetlerine ne şekilde cevap vereceği ve akıbetlerinin ne olacağı önemlidir.

Bu çalışmada ileri derecede atrofik posterior maksillalara sahip hastalarda klinik olarak iki aşamalı yapılan maksiller sinüs augmentasyonunu takiben yerleştirilen dental implantları çevreleyen kemik dokusuna gelen stres dağılımını sonlu eleman analizi ile model üzerinde incelenmesine ilişkin ayrıntılı bilgiler sunulmuştur.

Doktora dönemim boyunca ve bu tezin hazırlanmasında her türlü desteğini gördüğüm danışmanım Prof. Dr. Serpil DURAN'a şükranlarımı sunarım. Tezimi hazırlamamda bana destek veren Prof. Dr. Onur İÇTEN'e, tezimin sonlu eleman analizinin yapılmasında bana akademik ve bilimsel destek sağlayan Doç. Dr. Uğurhan AKYÜZ'e teşekkür ederim.

Bu projeye mali destek sağlayan Bilimsel Araştırma Proje Müdürlüğüne teşekkür ederim.

Asistanlığım boyunca benden yardımını hiç esirgemeyen Dr. Dt. Sami SONBAY, Dr. Dt. Hilal SONBAY, Dr. Dt. Arzu Bayalan ALDEMİR ve Dr. Dt. Korkut ALDEMİR'e teşekkürü bir borç bilirim.

Tüm hayatım boyunca beni her zaman destekleyen babam Yük. Müh. Cahit TEKMEN'e, annem Senay TEKMEN'e, kardeşim İnş. Müh. Cem TEKMEN'e teşekkür ederim.

Sonlu eleman analizini bana öğreten İnş. Müh. Ali ACAR'a, İnş. Müh. Murat Aytun Yüksel'e, İnş. Müh. Erol Alın'a teşekkür ederim.

Tez yazımı için gerekli programları bana öğreten Bilg. Müh. Zeren Acar'a, Elektrik - Elektronik Müh. Dr. Alaa Eleyan ve Müh. Gülden Eleyan'a teşekkür ederim.

Tezimin analizlerini yapan AY TASARIM genel müdürü Sayın Ayberk YAĞIZ'a sonsuz teşekkürler....

SİMGELER VE KISALTMALAR

A	Alan
aa	Arteriae
CT, BT	Bilgisayarlı Tomografi
ΔL	Deformasyon
DFDBA	Demirize Dondurulmuş- Kurutulmuş Kemik Allogrefti
DKM	Demineralize kemik matriksi
E	Elastiklik Modülü (Pa)
ε	Gerinim
ePTFE	Expanded Politetrafloroetilen
F	Kuvvet (Newton)
HA	Hidroksilapatit
HIV	Human Immunodeficiency Virus (Bağıklık Sistemine Çökmesine Neden Olan Virüs, AIDS)
H ₂ O ₂	Hidrojen Peroksit
IBT	İnteraktif bilgisayarlı tomografi
a	ivme (m/s ²)
L	Uzunluk (metre)
m	Kütle (kg)
NaOH	Sodyum Hidroksit
ν	Poisson oranı
nn	Nervi
n.	Nervus
PGA	Poliglikolik asit
PLA	Polilaktik asit
PTFE	Politetrafloroetilen
σ	Stres (Pascal)
σ_y	Emniyet stresi
σ_1	x yönündeki stres
σ_2	y yönündeki stres

σ_3	z yönündeki stres
SEA	Sonlu Eleman Analizi
YDR	Yönlendirilmiş Doku Rejenerasyonu

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Maksiller sinüs	3
Şekil 1.2. Anterior maksiller alveoler kret rezorpsiyonunun sınıflaması	8
Şekil 1.3. Posterior maksiller alveoler kret rezorpsiyonunun sınıflaması	8
Şekil 1.4. Lekholm ve Zarb'a göre kemik şekli ve kemik kalitesi sınıflaması	9
Şekil 1.5. Sinüsün greftlenmesi ve immediyat implantasyon. (A-Kret yüksekliği 5mm veya daha fazladır. B-Bukkal kemik pencere kaldırılır. C-Sinüs tabanı, kemik pencere yatay konuma getirilip yeniden oluşturulur. İmplant yerleştirilir. D-Greft materyali sinüs tabanına yerleştirilir.)	11
Şekil 1.6. Sinüsün greftlenmesi ve geç implantasyon. (A-Sinüsün altındaki kemik yüksekliği 5mm'den azdır. B-Sinüs tabanı yeniden oluşturulur. Greft materyali yerleştirilir. C-Greft uygulandıktan sonra 4-6 ay beklenir. D-İmplant yerleştirilir.)	11
Şekil 2.1. Maksilla 2. Premolar diş bölgesini içine alan modelin tabakaları	37
Şekil 2.2. Hastanın CT görüntüleri	39
Şekil 2.3. Tomografi görüntüsünden oluşturulan çenenin geometrik modelinin görüntüsü	39
Şekil 2.4. Kullanılan implant modeli	40
Şekil 2.5. Modellerin Fempro yazılımına aktarılması	40
Şekil 2.6. Modelleme için kullanılan eleman şekilleri	41
Şekil 2.7. Sınır koşullarının belirlenmesi	43
Şekil 2.8. İmplant üzerine yatay 300 N kuvvet yükleme koşulu	43
Şekil 2.9. İmplant üzerine dikey 300 N kuvvet yükleme koşulu	44
Şekil 2.10. Kemik içerisinde alınan referans noktalarının apikokoronal yöndeki izdüşümü	45
Şekil 2.11. Her bir kemik seviyesinde alınan referans noktalarının oklüzalden görünümü	45
Şekil 2.12. Preoperatif panoramik radyograf	46
Şekil 2.13. Preoperatif CT görüntüsü	47
Şekil 2.14. Sinüsün ön duvarında hazırlanan pencere	47
Şekil 2.15. Sinüs mukozasının dekole edilmiş durumu	48
Şekil 2.16. Boşluğun kemik grefti ile doldurulmuş görüntüsü	48
Şekil 2.17. Postoperatif panoramik radyograf	49

Şekil 2.18. Postperatif CT görüntüsü	49
Şekil 3.1. İmplant içerisinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin farklı yükleme koşullarında bütün modeller için gösterilmesi	52
Şekil 3.2. Bütün modellerde dik yükleme koşulunda implant içerisinde oluşan Von mises stres değerleri dağılımı	53
Şekil 3.3. Bütün modellerde yatay yükleme koşulunda implant içerisinde oluşan Von mises stres değerleri dağılımı	54
Şekil 3.4. Model 1 için kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerleri	55
Şekil 3.5. Model 1 için sinüs kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri	55
Şekil 3.6. Model 1 için kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı.(A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	56
Şekil 3.7. Model 1 için kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	56
Şekil 3.8. Model 1 için dik yükleme koşulunda sinüs kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	57
Şekil 3.9. Model 1 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	58
Şekil 3.10. Model 2 için kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerleri	58
Şekil 3.11. Model 2 için sinüs kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri	59
Şekil 3.12. Model 2 için kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	59
Şekil 3.13. Model 2 için dik yükleme koşulunda kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	60
Şekil 3.14. Model 2 için sinüs kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	60
Şekil 3.15. Model 2 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	61
Şekil 3.16. Model 3 için kret kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerleri	62
Şekil 3.17. Model 3 için sinüs kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri	62
Şekil 3.18. Model 3 için kret kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu)	63
Şekil 3.19. Model 3 için kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	63
Şekil 3.20. Model 3 için sinüs kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	64
Şekil 3.21. Model 3 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	64

Şekil 3.22. Model 4 için kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerler	65
Şekil 3.23. Model 4 için sinüs kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri	66
Şekil 3.24. Model 4 için dik yükleme koşulunda kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	67
Şekil 3.25. Model 4 için kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	67
Şekil 3.26. Model 4 için sinüs kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	68
Şekil 3.27. Model 4 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	68
Şekil 3.28. Model 1 için kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres değerleri	69
Şekil 3.29. Model 1 için sinüs kortikal ve greft bölgesi minimum principal stres değerleri	70
Şekil 3.30. Model 1 için kret kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	70
Şekil 3.31. Model 1 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı(A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	71
Şekil 3.32. Model 1 için sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	71
Şekil 3.33. Model 1 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı(A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	72
Şekil 3.34. Model 2 için kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres değerleri	73
Şekil 3.35. Model 2 için sinüs kortikal ve greft bölgesi minimum principal stres değerleri	73
Şekil 3.36. Model 2 için kret kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	74
Şekil 3.37. Model 2 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	74
Şekil 3.38. Model 2 için sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	75
Şekil 3.39. Model 2 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	75
Şekil 3.40. Model 3 için kret kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres Değerleri	76
Şekil 3.41. Model 3 için sinüs kortikal ve kemik grefti minimum principal stres değerleri	77
Şekil 3.42. Model 3 için kret kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	77

Şekil 3.43. Model 3 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	78
Şekil 3.44. Model 3 için sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	78
Şekil 3.45. Model 3 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	79
Şekil 3.46. Model 4 için kret kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres değerleri	80
Şekil 3.47. Model 4 için sinüs kortikal ve greft bölgesi minimum principal stres değerleri	80
Şekil 3.48. Model 4 için kret kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	81
Şekil 3.49. Model 4 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	81
Şekil 3.50. Model 4 için dik yükleme koşulunda sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	82
Şekil 3.51. Model 4 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)	82

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Kullanılan düğüm noktası ve eleman sayısı	41
Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri (Fanusçu, 2004)	42
Çizelge 3.1. Tüm yükleme koşullarında bütün modellerde implant içerisinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri	52
Çizelge 3.2. Sinüs lifting işlemi sonrasında CT'den elde edilen kemik yüksekliği miktarları	83
Çizelge 3.2. Sinüs lifting işlemi sonrasında Panoramik raydografiden elde edilen kemik yüksekliği miktarları	84
Çizelge 3.4. Ölçümlerin istatistiksel analizi	84

1. GİRİŞ

Günümüzde hastaların estetik beklentileri artmış olup gelişen teknoloji ile eksik dişlerin tamamlanmasında diş hekimi ve hastalar değişik restorasyon tipleri arasında seçim yapma imkânı bulmuştur. Diş hekimi sabit ya da hareketli protezlerden hangisinin yapılması gerektiğine, dişsiz bölgeler ve kalan dişlerin durumu, temel protetik prensipler, hastanın ekonomik gücü ve diğer kriterleri göz önüne alarak karar vermektedir. Hastalar kullanım kolaylığı başta olmak üzere, psikolojik olarak h bütünlük duygusu yaratması, doğallığı gibi birçok faktör nedeniyle genellikle sabit protezleri tercih etmektedirler. Bu yüzden dental implantlar günümüzde tercih edilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (Ozan, 2007).

Dental implantlar kemiğin içine veya üzerine yerleştirilen ve dişin yerini tutması amaçlanan cansız yapılardır. İmplantın başarılı olması öncelikle osteointegrasyonun sağlıklı bir şekilde gerçekleşmesine bağlıdır. Osteointegrasyon, canlı kemik ile yükü taşıyan implant yüzeyi arasındaki yapısal ve fonksiyonel direkt birleşmeyi ifade eder; implant ile kemik arasında hiçbir aralık, psödoperiodonsiyum benzeri bir bağ dokusu olmaması durumudur (Türker ve Yücetaş, 1999).

1.1. İmplant Endikasyonları

- a) Hareketli protezin tutuculuğunun yeterli olmaması
- b) Hareketli protezin stabilitesinin kötü olması
- c) Hareketli protezin kullanımında fonksiyon sırasında rahatsızlık olması
- d) Hareketli protez kullanımının psikolojik nedenlerle reddedilmesi
- e) Hareketli protezin stabilitesini tehlikeye atan parafonksiyonel alışkanlıklar
- f) Mevcut destek dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması
- g) Sabit protezlerde kullanılacak destek diş eksikliği
- h) Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği

- ı) Diş agenezisi
- j) Konservatif tedavi isteği (Hastanın sağlıklı dişlerine müdahale edilmesini istememesi)

1.2. İmplant Kontrendikasyonları

1.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar

- a) Majör psikolojik sorunlar
- b) Riskli kalp hastalıkları
- c) Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar
- d) Alkol veya ilaç bağımlılığı
- e) Hastanın yaşı (Büyüme çağındaki genç hastalar)

1.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar

- a) Yetersiz kemik hacmi ve/ veya kötü kemik kalitesi
- b) Yetersiz interoklüzal mesafe
- c) Risk taşıyan hastalar (Radyasyon almış hastalar, bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara) (Davarpanah ve ark., 2004).

Yetersiz kemik miktarı ve çeşitli anatomik oluşumlarla olan ilişkiler sebebiyle dental implant uygulamalarının sıklıkla kemik greftlemesi, sinirin repozisyonu, sinüs augmentasyonu gibi ileri cerrahi işlemlerle birlikte yapılması gerekli olur.

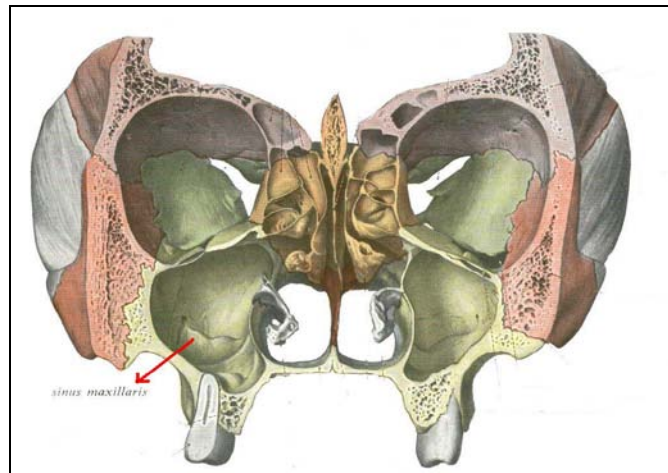
1.3. Sinüsler

Burun boşluğu çevresindeki kemiklerin içinde yer alan, içleri hava dolu boşluklara paranasal sinüsler denir. Bu boşlukların örtülü olduğu mukoza burun mukozasının devamıdır (Şimşek, 2006). Sinüsleri kaplayan mukoza tabakası kemiklere, burun mukozası kadar sıkı yapışmamıştır. Daha ince ve daha az damarlıdır. Paranasal sinüsler burun boşluğuna açılır.

Maksiller, frontal, ethmoid ve sphenoid olmak üzere 4 tane paranasal sinüs vardır (Şakul, 1999).

1.4. Maksiller Sinüs

Maksiller sinüs (Şekil 1.1), paranasal sinüsler içerisinde en büyüğüdür (Türker ve Yücetaş, 1999). ‘Maksiller Sinüs’ terimi ilk olarak 17.yy.’da İngiliz hekim Nathaneal Highmore tarafından tanımlanmıştır. Maksiller sinüse 17.yy.’ın ikinci yarısından sonra “Highmore Boşluğu” denilmiştir (Horarlı, 1980).



Şekil 1.1. Maksiller sinüs

1.4.1. Anatomi

Maksiller sinüs bir piramit şeklindedir. Maksilla içerisinde her iki tarafta simetrik olarak bulunur (Türker ve Yücetaş, 1999).

Maksiller sinüs piramit şeklindedir. Tabanı burun boşluğuna, tepesi processus zygomaticus' a yönelmiştir. Üst 2/3'lük kısmını burun boşluğunun dış duvarının alt yarısı oluşturur. Alt 1/3'lük kısmını processus palatinus oluşturur (Şakul, 1999).

Maksiller sinüs döşemesi ile maksiller 1. premolar, 1. molar, ve 2. molar dişler yakın komşuluktadır (Altuğ ve ark., 1973).

Maksiller sinüsün ortalama yüksekliği 1. molar diş seviyesinde 35 mm, genişliği 25 mm, anteroposterior derinliği 32 mm' dir (McGowan ve ark., 1993). Dört duvarı vardır;

Ön duvar: İki önemli sınırı sub-orbital oluk ve fossa kaninadır. Kanin diş bölgesinde ince kompakt kemikten, periferde kalın kompakt kemikten oluşur. Üst ön dişler ve üst yan dişlerin nörovasküler kanalları kalın kompakt kemikten geçer. Bunlar suborbital ve sensitif sinirin dallarıdır. İnce kompakt kemiğin olduğu duvar, Caldwell-Luc operasyonunun penceresinin açıldığı duvardır (Mutlu, 1995; Chanavaz, 1990; Güven, 2008).

Arka duvar: Tuber maksillada yer alır. Burada canalis alveolarisler bulunur.

Üst duvar: Maksiller sinüsün tavanını facies orbitales oluşturur ve tavan fissura orbitalis inferior'a kadar uzanır. Medialden laterale aşağıya doğru eğimlidir. Bu duvara lakrimal, palatin ve zygomatik kemiklerin de küçük miktarda katılımları vardır. Çoğunlukla arka-dış bölgeden yüze doğru uzanan canalis infraorbitalis ile çevrelenir. Bu kanal infraorbital damar ve sinirleri içerir. Bu kanaldan orta kısma

yakın bir bölgede nn. ve aa. Alveolares superiores anteriores' ler çıkarak üst çene diş ve diş etlerine giderler. Tavanın orta bölümünü, orta grup ethmoidal sinüs'ün eğimli duvarı oluşturur (Şakul, 1999).

İç duvar: Maksiller sinüsün iç duvarı aynı zamanda burun boşluğunun dış duvarıdır. İç duvar alt ve orta meatuslarla komşudur ve sinüs'ün ostiumu, meatus medius'a (infundibulum'a) açılır (Altuğ ve ark.,1973).

Sinüs tabanı, özellikle sinüsün posterior kısmında dişlerin kökleri arasında uzanan ve tam olmayan kemik septumu ile bölmelere ayrılmış olabilir (McGowan ve ark., 1993).

Maksiller sinüsün kanlanması ve innervasyonu ise;

Arterleri: Maksiller arterin dalları olan arteria palatina majör ve infraorbital arterdir (Şimşek, 2006).

Venleri: Maksiller sinüsün venleri, arterleri ile aynı ismi alır (Şakul, 1999). Sinüs drenajının büyük bir kısmı posteriorda pterigoid venöz pleksusadır. Az bir kısmı da anteriorda fasiyal ven'edir (McGowan ve ark., 1993).

Innervasyonu: Sensitif olarak N. maksillaris'in nn. alveolares superiores posteriores'leri ve n. infraorbitalis'in nn. alveolares superiores anteriores'leri ile ve n. palatinus major'ün dalları ile innerve edilir. Bunlara ilave olarak n. nasopalatinus breves'in rr. sinus maksillarisinden de sensitif dallar alır. Ganglion pterigopalatinum'dan geçerek sempatik ve parasempatik lifler sinüse gelirler.

Lenf drenajı: İnfra-orbital foramen ve ostium yolu ile drenaj sağlanır (Van Den Bergh ve ark., 2000; Güven, 2008).

1.4.2. Fizyoloji

Maksiller Sinüsün Görevleri;

- 1) Kafanın ağırlığını azaltır.
- 2) Sesin rezonansını düzenler.
- 3) Salgıladıkları mukus sayesinde membran nemliliği korunur.
- 4) Havanın nemlendirilmesini, ısıtılmasını sağlarlar.
- 5) Yüzün büyümesine yardım ederler.
- 6) Beyin için ısı yalıtımı sağlarlar.
- 7) Kafaya gelen şok darbeleri absorbe ederler.
- 8) İçlerinin hava dolu olması sayesinde dış ve iç atmosferik basıncı dengelerler.
- 9) Nitrik oksit salgılarlar. Nazal havada bulunan nitrik oksidin temel kaynağı paranazal sinüslerdir. Nitrik oksit, özellikle bakterisit olduğundan, enfeksiyonları önleme görevi vardır (Şakul, 1999).

Sinüsler periost ve onun üzerinde solunum epiteli ile örtülüdür. Bu epitel, psödostratifiye, silialı kolumnar epiteldir. Müköz salgı yapar. Sinüs drenajı için silia ve mukus gereklidir. Sinüs açıklığı veya ostium medial duvarın 2/3 üst kısmından burun boşluğuna açılır. Sinüs içindeki herhangi bir yabancı cisim burun boşluğuna epitelin salgıladığı mukus ve silia ile itilir (Türker ve Yücetaş, 1999).

1.5. Sinüs Augmentasyonu ve İmplant Uygulaması

Dişsiz posterior maksillaya sahip hastalarda maksiller sinüsün iç hacminin artmış olması, maksiller sinüs tabanının alveoler krestal kemiğe çok yaklaşmasına yol açar. Sinüs pnömatisasyonu tipik olarak yaşlanma ile oluşur. İmplant yerleştirebilmek için gerekli kemik yüksekliğini kısmen azaltır ya da tamamen elimine eder. Bu hastalarda dental implant uygulaması kretin yetersiz olması nedeniyle zor veya imkansız olabilir (Garg, 2004).

Sinüs iç basıncındaki çok az artış bile maksiller sinüsün hacminde bir miktar artışa neden olmaktadır (Mutlu, 1995).

Maksillada sinüsün tabanında yetersiz kret yüksekliğine yol açan kemik kaybı iki şekilde olabilir:

- a)Diş çekimi sonrasında kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak dıştan merkeze doğru
 - b)Maksiller sinüsün fizyolojik havalanması nedeniyle merkezden dışa doğru
- (Davarpanah ve ark., 2004).

1990'lı yılların ortalarından itibaren, implant uygulaması için gerekli olan kemiğin vertikal yüksekliğini arttırmak amacıyla sinüs tabanına kemik grefti yerleştirilmesindeki başarı gittikçe artmıştır.

Marx'ın 1994 yılında yaptığı bir çalışmada çeşitli tipteki kemiklere yerleştirilmiş implantlar kullanılmıştır. Bu çalışmada kemik grefti olan alanlarda kemik-implant yüzeyinin daha fazla olduğu ve implanta uygulanan kuvvetlere karşı implantın daha dirençli olduğu bulunmuştur. Böylece, implant çevresine kemik grefti uygulamasının, implant uygulama güclüğü olan yetersiz kemik hacmine veya densitesine sahip alanlarda kullanılması önerilmiştir.

Sinüs lifting (sinüs augmentasyonu) ameliyatı 1976'da Tatum tarafından tasarlanmış ve Birmingham'da Alabama implant toplantısında tanıtılmıştır. Takip eden yıllarda Tatum, tekniği modifiye etmiştir (Tatum, 1986).

Rezorbe maksiller alveoler kemiğin sınıflandırması, Fallschüssel (1986) tarafından yapılmıştır. Cawood ve Howell (1988) adlı iki araştırmacı bu sınıflamayı ufak değişikliklerle modifiye ederek yayınlamışlardır. Sınıflandırma cerrahi öncesi diagnostik amaçlı kullanılır. Cawood ve Howell (1988) 'in yaptığı sınıflandırma kısaca şu şekilde özetlenebilir:

Class1: Dişli alveoler kemik

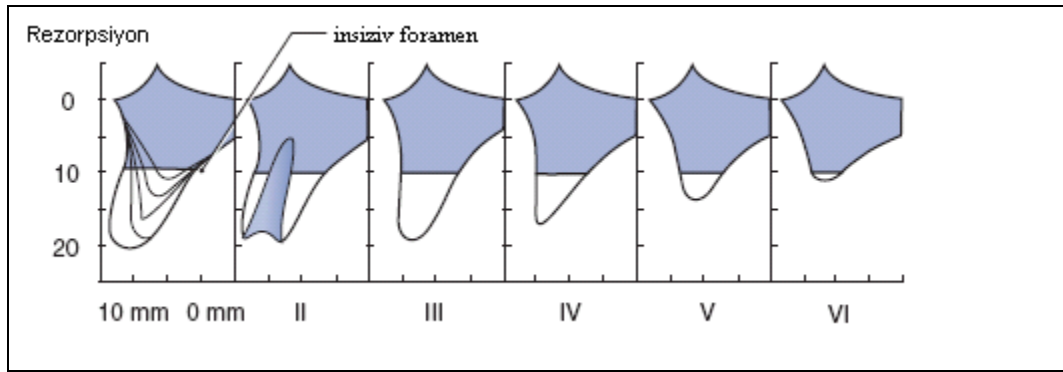
Class2: Çekim sonrası yeni iyileşmiş alveoler kemik

Class 3: Yeterli genişlik ve yükseklikte, çekimden sonra şekillenmiş bir alveoler kemik

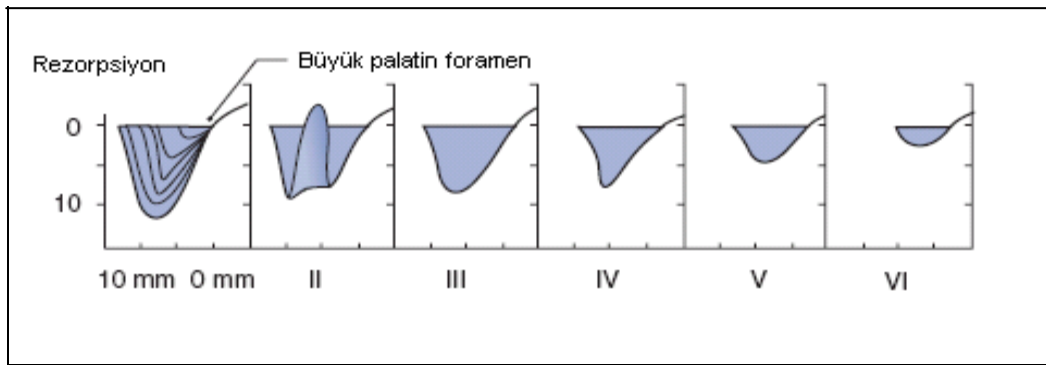
Class 4: Bıçak sırtı şeklinde kalınlık olarak yetersiz ancak boy olarak yeterli alveoler kemik

Class 5: Yetersiz genişlik ve boyda düz seyreden alveoler kemik

Class 6: Sinüs tabanı ile sınırlanan bazal kemiğin bile rezorbe olduğu kemik tipi (Aral, 2006).



Şekil 1.2. Anterior maksiller alveoler kret rezorpsiyonunun sınıflaması



Şekil 1.3. Posterior maksiller alveoler kret rezorpsiyonunun sınıflaması

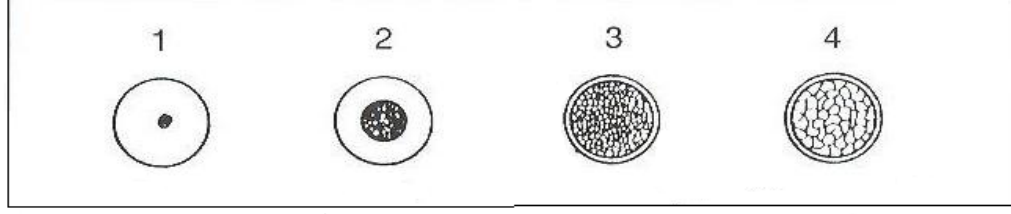
Lekholm ve Zarb 1985 yılında kemik kalitesini dört gruba ayırmıştır:

Tip I: Hemen hemen tüm çene kemiği homojen kompakt kemikten oluşmuştur.

Tip II: Yoğun trabeküler kemiği, kalın bir tabaka kortikal kemik çevreler

Tip III: Yoğun trabeküler kemiği, ince bir tabaka kortikal kemik çevreler

Tip IV: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği, ince bir tabaka kortikal kemik çevreler (Palacci, 2001).



Şekil 1.4. Lekholm ve Zarb'a göre kemik şekli ve kemik kalitesi sınıflaması

Sinüs augmentasyonu, daha önce implant yerleştiremeyen yerlere implant yerleştirilmesine ayrıca daha uzun implantların yerleştirilmesine olanak sağlar (Palacci, 2001).

Bu teknikte sinüs tabanı yukarı kaldırılır ve kemik grefti uygulanır. Greft olarak otojen kemik, allogreft, xenogreft, alloplastik veya kompozit greftler gibi farklı materyaller uygulanabilir (Davarpanah ve ark., 2004; Serra ve ark., 2006; Giray ve Meral, 2007; Nkenke ve Stelzle, 2009; Manso ve Wassal, 2010).

Sinüs duvarı altındaki kemik yüksekliğinin implantların primer stabilitesini sağlayabilmesi için 5 mm ve üzeri olması gereklidir. Primer stabilitenin sağlandığı durumda sinüs augmentasyonu sonrası implantlar da aynı seansta yerleştirilebilmektedir. Bu duruma tek aşamalı sinüs lifting adı verilir. İmplantların tek seansta yerleştirilmesi tedavi süresini kısaltır. İmplant yerleştirilmesi için ikinci bir cerrahi işlem ihtiyacını ortadan kaldırır (Khatiblou, 2005).

Sinüsün altındaki kemiğin yüksekliği 5 mm'den az ise primer stabilite sağlanamayacağı için implant yerleştirilmeden önce sinüs tabanının kaldırılması ve greft materyali ile doldurulması gerekir (Davarpanah ve ark., 2004). Kemiğin iyileşmesi için 4-6 ay beklendikten sonra ikinci bir cerrahi girişimle implant yerleştirilir (Kim ve ark., 2009).

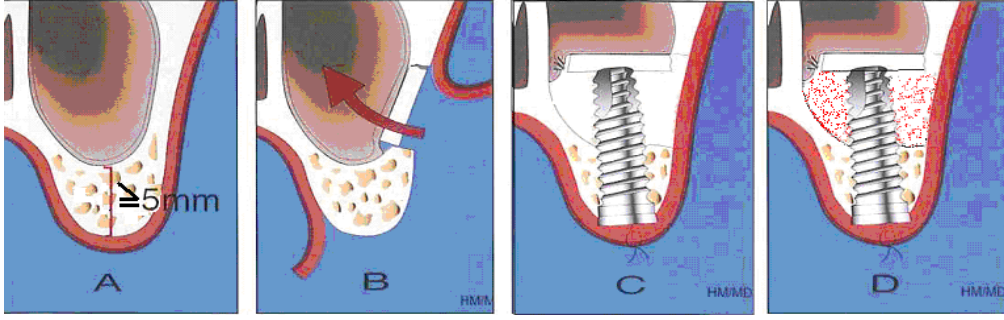
1.5.1. Sinüs Augmentasyonu Yöntemleri

1.5.1.1. Sinüsün Greftlenmesi ve İmmediyat İmplantasyon

Bu teknik mevcut kemik yüksekliği 5mm 'den fazla ise uygulanır. Teknik kısa dönemde oldukça başarılıdır.

Cerrahi işlemin ilk aşamasında mukoperiosteal insizyon, kret tepesinden veya bir miktar palatine doğru kayılarak yapılır. Eğer sinüsün hacmi büyük ve rezorpsiyon fazla ise ilk insizyon yapılırken posteriordaki damar demetine dikkat edilmesi gerekir. Daha sonra ilk insizyonla birleştirilen iki serbestleyici dikey insizyon yapılır. Flep tüm kalınlığıyla kaldırılır. Maksillanın bukkal kısmı bu şekilde açığa çıkarılır. Bukkal osteotomi yapılarak sinüsün antrumuna ulaşılır. Bu işlem rond veya fissür frez kullanılarak yeterli serum soğutması altında yapılır. Kemikte açılan pencere, dikdörtgen veya yarım ay şeklinde olabilir. Grimsi beyaz renkte sinüs membranı görülür. Membran perforasyondan kaçınılarak oldukça nazik bir şekilde eleve edilir. Bu işlem için farklı açıları olan elevatörler kullanılır. Kemik pencere, sinüs kavitesinin içerisine doğru itilerek yatay konuma getirilir. Yatay konuma gelmiş kemik pencere yeni sinüs tabanını oluşturur (Davarpanah ve ark., 2004).

Gerekli membran elevasyonları tamamlandıktan sonra frezlerle implant yuvaları hazırlanır. İmplantlar yerleştirildikten sonra sinüsün tabanı ile alveol kemik arasındaki boşluğa kemik grefti yerleştirilir. Greft sinüs kavitesinin içine doğru kondanase edilir. Ardından flep eski yerine yerleştirilip (Şekil 1.5.), hermetik bir şekilde dikilir (Davarpanah ve ark., 2004; Jensen, 2006).

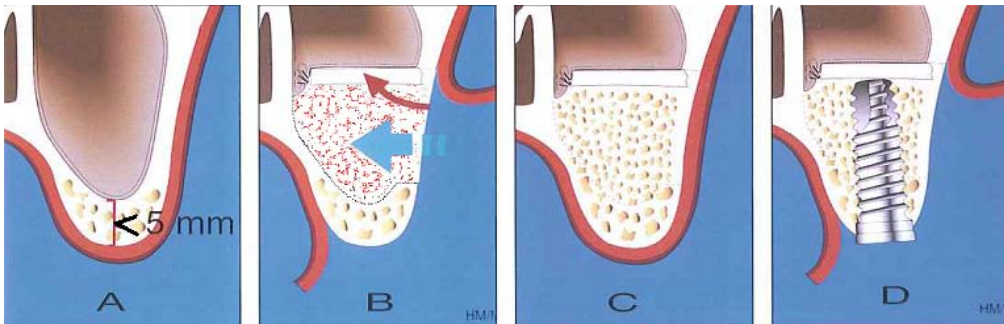


Şekil 1.5. Sinüsün greftlenmesi ve immediyat implantasyon. (A-Kret yüksekliği 5mm veya daha fazla. B-Bukkal kemik pencere kaldırılır. C-Sinüs tabanı, kemik pencere yatay konuma getirilip yeniden oluşturulur. İmplant yerleştirilir. D-Greft materyali sinüs tabanına yerleştirilir.)

1.5.1.2. Sinüsün Greftlenmesi ve Geç İmplantasyon

Sinüsün altındaki kemiğin yüksekliği 5mm'den az olduğu durumda implant yerleştirilmeden önce sinüs tabanının kaldırılması ve greft uygulanması gerekir (Şekil 1.6.). İmplant, kemiğin iyileşmesi için 4-6 ay bekledikten sonra yerleştirilir (Davarpanah ve ark., 2004; Kim ve ark., 2009).

Boyne ve James (1980) tarafından tanımlanan bu teknik birçok kez modifiye edilmiştir.



Şekil 1.6. Sinüsün greftlenmesi ve geç implantasyon. (A-Sinüsün altındaki kemik yüksekliği 5mm'den azdır. B-Sinüs tabanı yeniden oluşturulur. Greft materyali yerleştirilir. C-Greft uygulandıktan sonra 4-6 ay beklenir. D-İmplant yerleştirilir.)

1.5.1.3. Osteotomi ve Kemik Grefti

Summers (1994) osteotomi yaparak uygulanan yeni bir cerrahi teknik geliştirmiştir. Sinüsün altında 5–6 mm kalınlığında, zayıf yoğunluğa sahip kemik varsa bu teknik uygulanabilmektedir. İmplant bölgesi kademeli bir şekilde hazırlanır. Bu işlem sırasında sinüs tabanı da birkaç milimetre yükseltilmektedir. Mevcut kemiği korumak ve genişletmek bu tedavinin en önemli amacıdır. Osteotominin çapının kademeli olarak genişletilmesinin amacı implant çevresindeki kemiğin yana ve apikale doğru yoğunlaşmasını sağlamaktır.

Kemiğin hacmini arttırmak için çeşitli greft materyallerinin kullanılması önerilmiştir.

1.6. Greft Materyalleri

İmplant başarısı için, implantların yeterli hacimdeki ve iyi kalitedeki kemik dokusu içerisine yerleştirilmesi çok önemlidir. İmplantların endodontik veya periodontal nedenlerle çekilen dişlerin yerine yerleştirilmesi ve çekimin üzerinden uzun süre geçmesi sıklıkla implant yerleştirmeye engel teşkil edecek kemik rezorpsiyonlarına veya defektlerine neden olmaktadır. Greft materyalleri, kemik defektlerin veya yetersiz kemik hacminin varlığında; implant yerleştirebilmek için gerekli kemiği elde etmek, yerleştirilen implantın prognozunu daha iyi hale getirmek veya daha önceden yerleştirilmiş bir implantın etrafında meydana gelen kemik kaybının telafisi için uygulanır (Aral, 2006).

Önceden varolan dokuları desteklemek ve/veya bir yapısal defekti düzeltmek için verici bölgeden alınıp farklı bir alıcı bölgeye yerleştirilen bir doku parçası veya organa greft denir. Vücuttaki en sık nakil edilen doku kemiktir. Yaralanma, atrofi, konjenital malformasyonlar veya tümör harabiyeti sonucunda oluşan defektleri telafi etmede kemik grefti kullanılabilir.

Greft bir canlıdan alınıp aynı canlıya nakil ediliyorsa otogreft adını alır. Osteojenik hücreleri içeren tek kaynak otojen kemik olduğu için oral rekonstrüksiyonda altın standart olarak kabul edilir. Otogreft antijenik değildir (Güven ve Keskin, 2001; Federico, 2006). Otojen kemik greftlerinin bazı dezavantajları vardır. Kemik greftinin alınacağı ikinci bir cerrahi alana ihtiyaç vardır. Diğer dezavantajları; verici alanla birlikte ortaya çıkan ağrı ve morbidite, cerrahi süresi ve iyileşmenin daha uzun sürmesidir (Palacci, 2001).

Çalışmacılar otojen kemik greftlerindeki bu dezavantajlar nedeniyle insan kadavrasından elde edilen kemik greftlerine (Allogreft) ve hayvanlardan elde edilen kemik greftlerine (Ksenogreft) yönelmiştir. Otojen kemik grefti yerine allojen ve ksenojen kemik greftlerinin kullanılması durumunda, alıcıda gelişebilecek immün tepki ve bunun kullanılan grefte etkisi, transplantasyonun başarısını engeller. Otojen olmayan kemik greftlerinin antijenik özelliklerinin öncelikle kemik iliği hücreleri tarafından taşındığı ve alıcıdaki immün tepkinin greftteki canlı hücre sayısı ile doğru orantılı olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle allojen ve ksenojen kemik greftleri, antijenik özellikleri azaltıldıktan sonra uygulanabilir (Güven ve Keskin, 2001).

Kemik greftleri ile yapılan çalışmalarda karşılaşılan çeşitli problemler nedeniyle kemiğin yerini tutabilecek bir materyal bulmak için çeşitli araştırmalar yapılmıştır. Araştırmalar sonucunda sentetik olan alloplastik materyaller (biyomateryaller) üretilmiştir (Türker ve Yücetaş, 1999).

Kemik greftinin iyileşmesi üç yolla olur: osteogenezis, osteoindüksiyon veya osteokondüksiyon (Federico, 2006). Kemik dokusu oluşturma kapasitesine sahip hücrelerin varlığında bu hücrelerin kemik yapımını gerçekleştirmesine osteogenez adı verilir. Otojen kemik, canlı kemik hücrelerine sahip tek greft materyalidir.

Osteoindüksiyonda ise doku içerisindeki farklılaşmamış mezenkimal hücrelerin kemik yapıcı osteoblastik hücrelere dönüştürülmesiyle yeni kemik oluşturulur. Otojen kemik ve allogreft, osteoindüktif mekanizmaya sahip greft materyalleridir.

Osteokondüksiyonda ise greft materyali bir çatı oluşturur. Bu çatı yer tutucu olarak etrafındaki kemik yapıcı hücrelerden kaynağını alan apozisyonel kemik büyümesine olanak sağlar. Osteokondüktif özellik, sentetik kaynaklı greft materyallerinde (Alloplastlar) vardır (Aral, 2006).

Kemik greftleri yapısına göre kortikal, kansellöz, kortiko-kansellöz olarak sınıflanır (Federico, 2006).

1.6.1. Otojen Kemik Greftleri

Bir canlıdan alınıp yine aynı canlıya nakledilen greftler otojendir (Türker ve Yücebaş 1999). Otojen greftler osteojenik hücreleri içeren tek kaynak olduğu için oral rekonstrüksiyonda altın standart olarak düşünülür (Federico, 2006). Alıcı bölgede immünolojik reaksiyona sebep olmazlar. Ancak dezavantajları arasında verici bölgede ikinci bir operasyona ihtiyaç duyulması, uzun süreli post operatif ağrı, hareket kısıtlılığı görülebilmesi ve bakım süresinin uzun olması gibi faktörler vardır (Tanyel, 2008).

Greftin alınacağı bölge intraoral olarak maksiller tüber, mandibüler ramus, simfiz ve implant osteotomisi sırasında elde edilen kemik parçacıkları gibi veya ekstra oral olarak iliak kret, kosta, tibia, radius, skapula kemikleri gibi bölgelerden seçilir (Mutlu, 1995).

1.6.2. Homojen Kemik Greftleri (Homogreft)

1.6.2.1. İzogreft

İzogreft, alıcı ile verici arasında kan bağı olduğu durumda örneğin bir kardeşten diğer kardeşe nakil edilen greftlere denir (Türker ve Yücetaş, 1999).

1.6.2.2. Allogreft

Vericinin alıcı ile aynı türden olduğu fakat genetik olarak alıcıyla hiçbir benzerliği olmadığı durumda nakil edilen greftlere allogreft denir. Kemik allogreftleri, değişik genetik tipte farklı insanlardan ve kadavralardan elde edilirler. Bir takım işlemlere tabi tutularak kemik bankalarında muhafaza edilirler. Allogreftlerin avantajları; hastada donör sahanın eliminasyonu, anestezi ve operasyon süresinin kısılması, kan kaybının azalması ve düşük seviyede komplikasyon görülmesidir (Browaeys ve ark., 2007; Tanyel, 2008).

Dezavantajı ise allogreftler organizma için yabancı maddelerdir. İmmun cevabı başlatacak potansiyele sahiptirler. Donörler medikal hikaye, enfeksiyon, malign neoplazmlar, dejeneratif kemik hastalığı, hepatit B ve C, AIDS gibi bulaşıcı hastalıklar ve kemiğin kalitesini etkileyecek her türlü problem açısından değerlendirilmelidir (Isaksson ve Alberius, 1992).

Kemik allogrefti; dondurulmuş, dondurulmuş-kurutulmuş, demineralize dondurulmuş- kurutulmuş, solventlerle dehidrate edilmiş kemik olmak üzere 4 tiptir.

1.6.2.2.1. Dondurulmuş Kemik

Taze dondurulmuş kemik greftinin fasiyal iskeletteki yararları çok azdır (Tanyel, 2008). Dondurulmuş kemik grefti – 80 ° C ' de steril şartlarda dondurulur. Bu şekilde

uzun süre saklanabilir. Dondurma işlemi enzimatik yıkıma yol açmaz (Türker ve Yücetaş, 1999).

1.6.2.2.2. Dondurulmuş Kurutulmuş (Liyofilize) Kemik (FDBA)

Liyofilize kemik greftleri çok düşük derecelere kadar bir anda soğutulup ardından yüksek vakum altında dehidrate edilir. Bu işlem greftin antijenitesini önemli ölçüde zayıflatır (Güven ve Keskin, 2001). Dondurulmuş-kurutulmuş kemik allogreftleri kemiği osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon ile oluşturur (Misch ve Dietsh, 1993). Mineralize oldukları için demineralize dondurulmuş-kurutulmuş kemik allogreftinden daha hızlı sertleşirler (Garg, 2004).

1.6.2.2.3. Demineralize Dondurulmuş- Kurutulmuş Kemik (DFDBA)

DFDBA, mineral matriksi uzaklaştırmak için kuvvetli hidroklorid asit içeren banyo kaplarına yerleştirilerek elde edilir. Demineralizasyon greft materyalinin mineral fazını ayırır ve kemik kollojeni ile osteoindüktif özelliğini arttırabilen bazı büyüme faktörlerini (özellikle kemik morfojenik proteinlerini) açığa çıkarır (Lane, 1995; Acil ve ark., 2002; Wikesjo ve ark., 2002).

1.6.2.2.4. Solventlerle Dehidrate Edilmiş Kemik

Solventlerle dehidrate edilmiş kemik greft materyalleri, günümüze kadar kullanılan kemik greft materyallerine yeni bir alternatif olarak geliştirilmiştir. Donör olarak seçilmiş kadavralardan kemik elde edilerek NaOH, H₂O₂ ve aseton gibi solventlerle ve ilave güçlü alkalilerle dehidrate edilir. Mevcut olabilecek virüsler elimine edilmektedir.

Bu solventler HIV ve hepatit virüslerini inaktif hale getirmektedir. Bu yöntemlerle virüslerden temizlenen kemik greftlerinin sterilizasyonu ise gamma ışını ile sağlanmaktadır (Kurtiş ve ark., 1999).

Anlatılan işlemler sırasında osteoindüktif proteinlerde minimal kayıp meydana gelirken, greftin iyileşmesi osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon ile olmaktadır (Misch ve Dietsh, 1993).

Klinik uygulamasının kolaylığı, hem de partikül migrasyonu, doku reddine yol açan immünolojik reaksiyon veya enfeksiyon gibi komplikasyonların olmaması nedeniyle oldukça başarılı sonuçlar vermiştir (Akai ve Cambazoğlu, 1995).

Solventlerle dehidrate edilmiş kemik greftini sinüs lift ve implant vakalarından oluşan klinik bir çalışmada kullanan Duran, başarılı ve yeterli kemik iyileşmesini gösteren sonuçlar bildirmiştir (Duran, 2001).

1.6.2.3. Ksenogreftler (Heterojen Kemik Greftleri)

Ksenogreftler osteokondüktiftir. Kemik ilavesi için güncel olarak sığır kemiği ve doğal mercan olmak üzere iki ksenogreft kaynağı vardır.

Sığırdan elde edilen kemik greftlerinin avantajı, sentetik greftlere göre gelişmiş osteokondüktif kapasiteleri ile birlikte yapısal unsurlarının insan kemiğine benzemesidir. Anorganik sığır kemiği, kimyasal ya da düşük ısı ile organik komponent ayrıldıktan sonra, kortikal ve kansellöz kemiğin makropöröz ve mikropöröz yapısını koruyan hidroksilapatit iskeletidir (Jarcho, 1981). Piyasada bulunan sığır kaynaklı hidroksilapatitler proteinden arındırılmıştır ve hücre aracılığıyla rezorpsiyona yardımcı olan doğal mikropöröz yapısını korur. Kemik içi defektlerde ve kret augmentasyonunda başarı ile kullanılır (Boyne, 1988).

Mercandan elde edilen kalsiyum karbonat diğer kemik greftlerine göre daha hızlı olarak kemik formasyonunu başlatır. Çünkü yüzeyinin karbonat fazına dönüşmesine gerek yoktur (Guillemin ve ark., 1987). Pörözitesi % 45'ten daha fazladır, kemik rezorpsiyonu ve kemiğin tekrar oluşması için geniş bir yüzeyi vardır (Yukna, 1994).

1.6.2.4. Alloplastik (Sentetik) Greftler

Alloplastlar (biyomateriyaller) metalik, medikal polimer veya seramik kökenli olan greftlerdir. Bu gruplar içerisinde seramikler en çok kullanılan greftlerdir. Seramik biyomateriyaller; hidroksilapatit, trikalsiyum fosfat ve alüminyum oksittir.

Biyomateriyallerin yüzeyleri biyoinert veya biyoaktiftir. İnert madde uygulandığı komşu doku ile herhangi bir ters etki göstermez. Fiziksel birleşme yaparlar. Alüminyum oksit böyle bir maddedir. Biyoaktif yüzeyler ise komşu doku ile kimyasal bir birleşme yaparlar. Hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfat bu özelliğe uyan maddelerdir (Türker ve Yüçetaş, 1999).

Trikalsiyumfosfat kimyasal olarak hidroksilapatite benzer ama kemiğin mineral yapısının doğal bileşeni değildir (Lane, 1995). Diğer bütün kemik greft materyalleri gibi, trikalsiyumfosfat da osteokondüktiftir ve yeni kemiğin depozisyonu için uygun fiziksel matriks görevi görür (Misch and Dietsh, 1993). Kısmen rezorbe olabilir ve kemik ile yer değiştirir (Shetty and Han, 1991).

Hidroksilapatit (HA) omurgalıların sert dokularının yapı taşıdır. Diş minesinin % 98'i kemiğin % 60-70'i, hidroksilapatittir. HA greft materyali, alveoler kret augmentasyonlarında, çekimi takiben soket içine yerleştirilerek alveol kemiğinin korunması amacıyla, titanyum implantların yüzeyinin HA ile kaplanarak biyouyumluluğunun arttırılmasında, periodontal kemik defektlerinde ve sinüs tabanı yükseltilmesinde kullanılmaktadır (Mutlu, 1995).

1.7. Membranlar

1959 yılında kemik defektlerinin üzerine bariyer membran yerleştirilerek yeni kemik rejenerasyonu oluşturmaya çalışılmış ve kullanılan tekniğe Yönlendirilmiş Doku Rejenerasyonu (YDR) adı verilmiştir. Bir membran bariyeri ile fibroblastları defektten uzak tutarak osteoblastların defekt içindeki kemik iyileşmesini organize etmesine olanak tanıyan YDR tekniği, uygulamalarda geniş bir kullanım alanı bulmuştur (Gottlow,1993).

Flebi suture etmeden önce dişeti flebi ve defekt arasına fiziksel bir bariyer yerleştirmek, dişeti epitelinin ve yumuşak dokunun (istenmeyen hücreler) membran tarafından oluşturulan boşlukla temasını önler. Membran ayrıca defektin rejeneratif hücreler sayesinde tekrar dolmasına yardımcı olur (Rowe ve ark., 1996; Froum ve ark., 2002). Bariyer membranlar inflamatuvar hastalık veya travma sonucunda kaybedilmiş destek doku yani kemiğin eski haline getirilmesi amacıyla da kullanılır (Caffesse ve Quinones, 1992; Karring ve ark., 1993). Yönlendirilmiş doku rejenerasyonunda kullanılan membranlarda aranan özellikler; biyouyumluluk, hücre geçirgenliğinin olmaması, alıcı dokularla entegrasyonu, klinik uygulama kolaylığı ve boşluk yapıcı fonksiyonudur. Rezorbe olabilen membranların rezorpsiyonları sonucunda çıkan doku reaksiyonları minimal olmalıdır. Bu reaksiyonlar geri dönüşümlü olmalı ve dokunun rejenerasyonuna istenmeyen bir etkisi olmamalıdır (Gottlow, 1993).

Klinik ve deneysel çalışmalarda kullanılan membranlar; politetrafloroetilen (PTFE), genişletilmiş politetrafloroetilen (ePTFE), kollojen, dondurulmuş-kurutulmuş fasiya lata, dondurulmuş-kurutulmuş dura mater, perikard, aşıl tendonu allogreftleri, poliglaktin 910, polilaktik asit, poliglolik asit, poliortoester, poliüretan, polihidroksibütrat, kalsiyum sülfat, mikro titanyum meş ve titanyum folyo (Hammerle ve Jung, 2003). Genel olarak bariyer membran materyalleri rezorbe olan ve rezorbe olamayan olarak 2 gruba ayrılır (Garg, 2004). Rezorbe olmayan membranlar ikinci bir cerrahi prosedürle çıkartılır. Hasta morbiditesi ve psikolojik

stres, doku hasarı riski ve maliyetin yüksek olması gibi nedenlerle rezorbe olmayan membranların yerine rezorbe olan membranların kullanılması düşünülebilir. (Hammerle ve Jung, 2003). Rezorbe olmayan membrana göre, yumuşak doku iyileşmesi rezorbe olan membran kullanımında genellikle daha iyidir (Lekovic ve ark., 1997; Lekovic ve ark., 1998; Zitzmann ve ark., 1997).

1.7.1. Rezorbe Olmayan Membranlar

Rezorbe olmayan bariyerler; selüloz filtreler, genişletilmiş politetrafloroetilen, dental rubber dam ve Biobrane'dir.

Rezorbe olmayan membranların, ikinci bir cerrahi işlemle çıkartılmasının gerekmesi, doku hasarı riski taşıması gibi dezavantajları nedeniyle günümüzde rezorbe olabilen membranlar daha çok tercih edilmektedir (Garg, 2004; Hammerle ve Jung, 2003).

1.7.2. Rezorbe Olan Membranlar

Rezorbe olan membran kullanımının en önemli avantajı ikinci bir cerrahi prosedüre gerek duyulmamasıdır. Böylece hasta morbiditesi ve maliyet daha az olur (Yukna ve Yukna, 1996). Dezavantajı postoperatif doku iyileşmesinde problem yaratan, materyalin açığa çıkması yada flebin açılmasıdır. Ameliyattan sonra materyalin açığa çıkması bakteri çoğalmasına, fibroblast morfolojisinin değişmesine ve migrasyonuna, bütün bunlar da rejenerasyon prosesinin başarısının tehlikeye atılmasına yol açabilir. Bir diğer yaygın problem ise, defekt içine doğru membranın kollabe olmasıdır. Kollaps boşluğun yetersiz olmasına yol açabilir (Garg, 2004).

Rezorbe olabilme çevre dokuların hücresel cevabı olarak enzimatik aktivite (biyolojik bozunma) veya hidrolizasyon (biyoabsorbsiyon) yoluyla bozunma ile ilgili olabilir. İnflamatuar cevap minimal olmalı ve rejenerasyona engel olmamalıdır (Gottlow, 1993).

1.7.2.1. Kollojen Membranlar

Kollojen, fizyolojik olarak metabolize olan bir makromoleküldür. Zayıf immünojendir (Yukna ve Yukna, 1996; Greenstein ve Caton, 1993). Kollojenin, koagülasyon ve doku iyileşmesindeki olumlu etkileri, kontrollü çapraz bağları, düşük antijenitesi, genişletilebilir olması, yüksek gerilim direnci, lif yapısının uygun olması iyi bir bariyer materyali olmasını sağlayan karakteristik özellikleridir. Kollojen yaprak, jel, tüp, toz ve sünger gibi değişik formlarda üretilebilir (Hyder ve ark., 1992). Kollojen membran kullanımının avantajları minimal postoperatif komplikasyon, yüksek iyileşme oranı, materyalin açığa çıkmaması, dokuda perforasyona yol açmamasıdır. Bunlara ilave olarak hassasiyet reaksiyonları, immün cevap, dokunun pul pul dökülmesi, geç iyileşme ya da postoperatif infeksiyon insidansı yoktur. Kollojenin doku integrasyonu, boşluk oluşturma, hücre geçirgenliğinin olmaması, biyouyumluluğu ve klinik uygulanabilirliği bariyer membran tekniği seçimindeki kriterlere uymaktadır. Bu nedenle kollojen, rejeneratif tedavide faydalı bir membran materyalidir (Garg, 2004).

1.7.2.2. Dondurulmuş Kurutulmuş Dura Mater

Dondurulmuş- kurutulmuş dura mater allogreftleri, temel olarak kollojenden oluşmuştur. İnsan kadavralarından elde edilir ve düşük immünojenesi vardır (Yukna, 1992).

Fontana ve ark. (1994) implant cerrahisi sırasında dura mater membranı kemik defektleri üzerine yerleştirerek kullandıkları çalışmada dura materin kemik dolumunu arttırdığını göstermişlerdir. Araştırmacılar kullandıkları kimyasal olarak liyofilize edilmiş ve radyasyonla sterilize edilmiş dura mater preparatının defekt kenarlarına adaptasyonunun kolay olduğunu ve ayrıca sadece liyofilizasyonla hazırlanmış preparatlardan çok daha az riskli olduğunu vurgulamışlardır.

1.7.2.3. Polilaktik Asit ve Poliglikolik Asit Polimerleri

Polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) polimerleri asıl olarak rezorbe olabilen alifatik poliestерlerdir. PLA ve PGA gibi sentetik polimerler doğal kaynaklardan elde edilen maddelere göre çeşitli üstün özelliklere sahiptirler. Yapıları kontrol altında tutulabilir (Efeoğlu, 2009).

1.8. Radyolojik İnceleme

Oral implantolojide radyografi önemli bir yere sahiptir. İmplant cerrahisinden önce bölgedeki kemiğin miktarının ve kalitesinin belirlenmesi gerekir. Hekimin implantları istediği şekilde yerleştirebilmesi için çene kemiğinin şeklini, rezorpsiyon miktarını, kemiğin yapısını, kemiğin yükseklik, genişlik, uzunluk ve açısını bilmesi gerekir. Mandibula ve maksilladaki mandibüler kanal, foramen mentale, burun tabanı, maksiller sinüs gibi anatomik yapıları çok iyi değerlendirmesi gerekir. Bunlar da radyografik yöntemlerle saptanır (Çelik ve ark., 2007).

İmplantı yerleştirmeden önce ve implantı yerleştirdikten sonra implantı çevreleyen dokuların değerlendirilebilmesi için çeşitli radyografi teknikleri kullanılmaktadır (İplikçioğlu ve ark., 2002).

Hiçbir görüntüleme tekniği mükemmel değildir. Her bir teknik, yalancı-negatif ya da yalancı-pozitif sonuç verebilir (Çelik ve ark., 2007).

Dental implant planlamasında kullanılan çeşitli radyolojik metotlar:

1. Ağız içi radyografiler:
 - Periapikal radyografiler
 - Okluzal radyografiler
2. Panoramik radyografiler

3. Lateral sefalometrik radyografiler
4. Bilgisayarlı tomografi
5. Manyetik rezonans
6. İnteraktif bilgisayarlı tomografi (Misch, 2005).

1.8.1. Ağız İçi Radyografiler

Periapikal ve oklüzal radyografiler ancak 2 boyutta ve lokalize küçük bir alanın incelenmesine imkan veren görüntüleme yöntemleridir (Rothmann, 1998). Periapikal radyografi görüntüleri, panoramik radyografi görüntülerinden daha detaylı görüntüleme gereken bölgelerin incelemesinde kullanılır (Wyatt ve Phoroah, 1998).

Oklüzal radyografi görüntüleri, özellikle dişsiz mandibulada bukko-lingual genişlik ve konturlar hakkında bilgi verirler. Ancak, bukko-lingual genişlik düzensiz dış konturlar nedeniyle net olarak belirlenemez. Oklüzal radyografiler kemiğin vertikal boyutu hakkında bilgi vermez (Çelik ve ark., 2007).

1.8.2. Panoramik Radyografiler

Panoramik radyografi, dental implant planlaması yaparken kemik boyutları ve patolojileri hakkında bilgi edinmemizde büyük bir öneme sahiptir (Petrokowski ve Phoroah, 1989). Minimum radyasyon dozu ile tek bir film üzerinde hem maksilla hem mandibula izlenebilmektedir (Çelik ve ark.2007). Bu görüntü, implant cerrahisi için önemli olan maksiller sinüs, nazal kavite, inferior alveoler kanal ve mental foramen gibi anatomik yapıların lokalizasyonlarını değerlendirmemizi sağlar (Wyatt ve Phoroah, 1998; Dula ve ark., 2001).

Panoramik radyografide görüntüler özellikle anterior bölgede, magnifikasyona ve distorsiyona uğrar (Wyatt ve Phoroah, 1998).

Bu radyoloji yönteminin tek başına kullanılmasındaki sınırlamalar 2 boyutlu görüntü vermesi ve değişen magnifikasyon göstermesidir.

İmplant planlamasında uygulanabilecek yöntemlerden biri de magnifikasyonun değişikliklerinin ölçülebilmesi amacıyla incelenecek olan alana çapları belirli metal bilyeler yerleştirilerek görüntü alınmasıdır. Bu yöntemde, akrilden hazırlanan şablonların içerisine bilyeler yerleştirilir. Bilyelerin çapının, gerçek boyuta olan oranlaması ile ölçüm yapılır (Ozan, 2007).

Panoramik radyograflar, çene kemiklerinin buko-lingual genişliği hakkında bilgi vermez. Çeşitli dezavantajlarına rağmen panoramik radyograflar implant tedavi planlamasında yaygın olarak kullanılır. Panoramik radyografların avantajları; kolay ulaşılabilirlik, maksilla ve mandibulanın tek bir film üzerinde birçok anatomik yapı ile ilişkilerinin görülebilmesi, düşük maliyet ve düşük radyasyon dozuna sahip olmasıdır (Çelik ve ark.2007).

1.8.3. Lateral Sefalometrik Radyograflar

Özellikle çene kemiklerinin sagittal bölgeden incelenmesini sağlarlar. Lateral sefalometrik radyograflar implant cerrahisinde kemiğin yüksekliğinin, genişliğinin ve açılmasının değerlendirilmesini sağlarlar. İmplant planlamasında sıklıkla tercih edilen bir yöntem değildir. Magnifikasyon gösterirler (White ve Pharoah, 2004).

1.8.4. Bilgisayarlı Tomografi (CT, BT)

Bilgisayarlı tomografi, vücudun istenilen bölgesinin kesit şeklindeki bir bölümünden x ışınlarının absorbe edilebilme değerlerinin detektörlerle ölçülerek bilgisayar yardımıyla görüntü oluşturma tekniğidir (Horarlı ve ark., 2006). Bilgisayarlı

tomografi, ilk kez 1972 yılında Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilmiştir (Misch, 2009).

CT dijital bir görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemle istenilen bölgenin (baş) görüntüleri paralel şekilde konumlandırılmış x-ışınları kullanılarak elde edilmiştir. X-ışınları rijid biçimde hastanın etrafında 360 derece dönen bir pervaneden çıkar. Detektör adı verilen yapısal parça, bu ışınları analog bir sinyal şeklinde algılar ve bilgisayara aktarır. Bilgisayar bu verileri matematiksel ve algoritmik olarak analiz eder. Bu şekilde aksiyal tomografik görüntüler oluşur (Ozan, 2007; Misch, 2009). Aksiyal görüntüler hemen elde edilmesine rağmen, diğer düzlemlerde yeniden düzenlenmiş (reformat) görüntüler için, CT masasında yapılan ek işlemler gereklidir. Aksiyal CT tarama verilerinin dental amaçla kullanılabilmesi için bazı özel yazılım programlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu programlardan bir tanesi DentaScan (GE Medical Systems, Global Center, Milwaukee, Wis.) programıdır (Çelik ve ark., 2007). DentaScan programı çenelerin aksiyal, panoramik ve cross-sectional olmak üzere üç boyutta görüntülenmesini sağlayan bilgisayarlı tomografi yazılımıdır (Au-Yeung ve ark., 2001). Radyolog basitçe çenelerin kıvrımını bilgisayar ortamında çizer. Bilgisayar; aksiyal, panoramik ve cross-sectional görüntüleri bu program sayesinde oluşturur (Misch, 2005).

CT'de görüntü 'piksel' adındaki iki boyutlu kare veya dikdörtgen şeklindeki resim elemanlarından meydana gelir. Pikseller seçilen kesit kalınlığına bağlı olan 'voxel' adındaki dikdörtgenler prizması şeklinde bir yapıdadır. Her piksel, organizmadaki karşılığı olan sahanın x-ışınını absorbe edebilme (attenuasyon) değerini gösterir. Pikseller teker teker gri tonlarda renklendirilir. Organizmayı geçen x-ışınlarının attenuasyon değerleri sayısal olarak belirlenir. Her pikselin sayısal karşılığı vardır. Bu sayılar suyun attenuasyon değerini sıfır kabul eden bir skalaya göre belirlenir. Bu skalada +1000' den -1000'e kadar sayılar vardır ve 'Hounsfield Skalası' adı verilir (Horarlı ve ark., 2006). Pratik olarak -1000 havadır, 0 sudur, +1000 ise yoğun kemik olarak belirtilir (Ozan, 2007).

Dijital görüntünün piksel sayısının fazla olması, görüntünün çözünürlüğünün iyi olduğunu gösterir (Horarlı ve ark., 2006).

Oral implantolojide CT uygulamasının diğer görüntüleme yöntemlerine göre üstünlükleri günümüzde kullanımlarını oldukça yaygın hale getirmiştir. CT'den elde edilen görüntülerde kemiğin yüksekliği, kalınlığı, yoğunluğu hesaplanabilir. Ayrıca CT görüntülemesinde distorsiyon ve süperpozisyon görülmez. Bu avantajları nedeniyle maksilla ve mandibulanın oral implantoloji öncesi analizinin yapılabilmesi için özel programlar geliştirilmiştir. Bu programlara Dental CT programları adı verilmektedir. Bunlar maksilla ve mandibulanın istenilen kalınlıktaki kesitlerini oluşturarak implant yerleştirilmesi planlanan bölgenin incelenmesine olanak sağlayan yazılımlardır (Ozan, 2007).

CT'nin dezavantajları ise her merkezde bulunmaması, yüksek maliyet yüksek radyasyon dozu gerektirmesi ve metal cisimlerin artefakt oluşturmalarıdır.

1.8.5. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntülemesinde, bilgisayarlı tomografide olduğu gibi hastadan alınan ölçüm değerleri bilgisayar yardımı ile görüntü şekline getirilir. Bu yöntemde manyetik dalgalar, radyofrekansları, elektromagnetik tarayıcılar kullanılarak vücudun protonları görüntülenir. Manyetik rezonans görüntüleme daha çok yumuşak doku incelemelerinde kullanılır (Horarlı ve ark., 2006; Misch, 2009). Mandibüler kanalın içerisindeki sinir dokusu rahatlıkla ayırt edilir (Eggers ve ark., 2005).

Manyetik alanın metalik yapılarda artefaktlara neden olması ve sert dokularda yeterli detayın elde edilememesi MRG'nin oral implantolojide yaygın olarak kullanılmasını engellemektedir (Ozan, 2007).

1.8.6. İnteraktif Bilgisayarlı Tomografi (IBT, ICT)

İnteraktif bilgisayar teknolojisi, bilgisayarlı tomografi kesitlerinden faydalanarak seçilen sahalara dental implant yerleştirilmesi için kesin plan yapılmasına ve rehber splint yapılmasına imkan sağlar (Parel ve Triplett, 2004).

İnteraktif bilgisayarlı tomografi (IBT), konvansiyonel BT yönteminin eksik kaldığı noktaları giderir. Bu sistemde tomografi verileri hekime bilgisayar dosyası olarak CD halinde gönderilir. Bu dosya tipini çalıştırabilecek bilgisayar yazılımına sahip olan hekim, almış olduğu tomografi verilerini kişisel bilgisayarında inceleyebilmektedir. Bu şekilde hekim kişisel bilgisayarını 3 boyutta ölçüm yapmaya yarayan aletleri olan bir diagnostik çalışma istasyonuna çevirmiş olmaktadır. Bu program sayesinde incelenecek olan bölgenin aynı anda aksiyal, sagittal ve panoramik kesitleri görülebilmektedir. İstenilen bölgedeki kemik kalitesi (yoğunluk) ölçülebilir. İlgili bölgenin anatomik lokalizasyonu tüm düzlemlerde aynı anda incelenebilmektedir. Uygulanacak implantın pozisyonuna daha rahat karar verilebilmektedir. Ameliyattan önce implant yuvalarının genişliği planlanabilir (Misch, 2005; Parel ve Triplett, 2004; Ozan, 2007).

ICT'nin önemli özelliklerinden biri ise kullanılan yazılımla istenilen bölgelere silindir şeklinde implantı taklit eden yapıların yerleştirilerek ameliyat öncesi planlamanın yapılabilmesidir. Gelişmiş programlar, elde edilen bilgisayar verilerini birleştirerek çene kemiğinin bilgisayar ortamında 3 boyutlu bir modelinin yaratılmasına imkân sağlamaktadır. Bu şekilde, programda yerleştirilen implantın paralelliğinin kontrolü çene kemiği modeli üzerinde 3 boyutlu olarak yapılabilmektedir. Mandibüler kanal, maksiller sinüs gibi önemli anatomik yapılar bu model üzerinde incelenebilir (Misch, 2005; Ozan, 2007).

1.9. Mekanik ile İlgili Kavramlar

1.9.1.Kütle, Kuvvet ve Ağırlık

Bir cismin yerçekimi karşısında sahip olduğu madde özelliği kütledir. Metrik sistemde kütlenin birimi kg'dır. İngiliz sisteminde ise kütlenin birimi pound-mass (Ibm)'dir (Çankaya, 2005).

Kuvvet, cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkidir. Vektörel bir büyüklüktür. Doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir (Gashi 2009). Kuvvetin formülü;

Kuvvet (F)= Kütle (m) . ivme(a) 'dır. Kuvvetin (F) birimi Newton'dur (Çankaya 2005).

Ağırlık, bir cisim üzerine etkiyen belirli bir yerdeki yerçekimi kuvvetidir. Ağırlığın birimi kütlenin birimi ile aynıdır. Dolayısı ile ağırlığın birimi, Newton'dur (Misch, 2005).

1.9.2. Kuvvetler

Kuvvet bir cismin diğer bir cismi itmesi ya da çekmesi ile oluşur. Kuvvetler maddeye direkt temas ile veya belirli bir mesafeden uygulanabilir. Bir maddeye uygulanan kuvvetin sonucunda madde ya yer değiştirir ya da deformasyona uğrar. Eğer madde hareket etmiyor ya da yer değiştirmiyor ise kuvvetin etkisi ile madde ya deforme olur ya da şekil değiştirir. Serbest haldeki maddeye kuvvet uygulayınca madde hareket eder veya yer değiştirir (Craig ve Powers, 2002).

Kemik-implant ara yüzünde oluşabilecek kuvvetler basma, gerilme ve makaslama tipindedir. Kemiğin en çok dayanıklı olduğu kuvvet, basma tipindedir (Gashi, 2009).

1.9.3. Gerilme (Stres)

Bir malzemeye deformasyon oluşturmak için bir kuvvet etki ettiğinde, bu dış kuvvete karşı bir i direnç oluşur. Bu i reaksiyon, uygulanan kuvvetin şiddetine eşit ama kuvvetin yönüne terstir. Denge halinde birim yüzey alana düşen kuvvete gerilim denir.

Stres= Kuvvet/ Alan

Stresin formülü: $\sigma = F/A$ 'dır. Stresin birimi Pascal'dır.

1Pa=1 N/m² ve 1MPa=10⁶ Pa 'dır.

Kuvvetin uygulama yönüne göre gerilme 3 eşitir. Bunlar ekme gerilmesi (σ_t), basma gerilmesi (σ_b) ve kesme gerilmesi (σ_s)'dir (Gashi, 2009; Gr ve Yalçın, 2006).

- a) ekme (Tension) Stresi:** Bir malzemeye aynı çizgi üzerinde zıt yönde iki kuvvet uygulandığında veya malzemenin bir ucu sabitlenip, diğer uca sabitlenen ucun tam tersi yönde kuvvet uygulanması sırasında oluşur.
- b) Basma (Compression) Stresi:** Bir malzemeye aynı çizgi üzerinden birbirlerine doğru iki kuvvet etki ettiğinde veya malzemenin bir yüzeyi sabitlendiğinde ve diğer yüzüne sabitlenen yüze doğru kuvvet uygulandığında basma stresi oluşur.
- c) Makaslama (Shear) Stresi:** Aynı izgi üzerinde olmayan iki kuvvet birbirine paralel olarak bir malzemeye uygulandığında makaslama stresi oluşur (ankaya, 2005).

1.9.4. Gerinim (Strain)

Bir malzemeye kuvvet uygulanırsa malzemedede deformasyon oluşur. Çekme kuvveti uygulanan malzemedede oluşan deformasyon cismin kuvvet uygulanan yönde uzama

miktardır. Basma veya itme kuvvetleri uygulanan malzemede kuvvet doğrultusunda malzemenin sıkışması veya kısılması şeklinde boyutsal şekil değişikliği oluşur.

Deformasyonun formülü; $\Delta L = L - L_0$ 'dır.

Gerinim ise uygulanan kuvvetin etkisiyle meydana gelen boyutsal değişimin, başlangıç boyuna oranıdır. Gerinim bir oran olduğu için birimi yoktur, simgesi ile gösterilir.

$$\text{Gerinim} = \text{Boyuttaki değişim (Deformasyon)} / \text{Orijinal boyut} = (L - L_0) / L_0 \\ = \Delta L / L_0$$

Uzama miktarı uzama yüzdesi şeklinde de ifade edilebilir.

Yüzde uzama = $100 \cdot [(L - L_0) / L_0]$ (Craig ve Powers, 2002; Çankaya, 2005; Gürü ve Yalçın, 2006).

1.9.5. Poisson Oranı

Çekme veya basma gibi aksiyal yükleme sırasında simultane olarak aksiyal ve lateral gerinim oluşur. Çekme yüklemesi sırasında malzeme kuvvet yönünde uzar ve kesitinde daralma olur. Basma yüklemesi altında kesit kalınlığında artış olur. Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin aksiyal gerinime oranına Poisson oranı denir. (ν)sembolü ile gösterilir. Çekme yüklemesinde Poisson oranı elastik deformasyon sırasında kesit kalınlığındaki azalmanın boydaki uzamaya oranıdır. Malzemenin kesit kalınlığındaki azalma malzeme kırılınca kadar devam eder. Poisson oranının birimi yoktur (Craig ve Powers, 2002).

Üç asal eksen yönünde farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik denir. Benzer elastik özellikler gösteren malzemelere ise izotropik denmektedir. Eğer malzeme üç asal eksenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteriyorsa transvers

izotropik adını alır. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, basma ve makaslama streslerinde aynı sabit elastiklik modülüne sahiptirler. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda kuvvet uygulandığında farklı elastiklik modülüne sahiptirler (Gashi, 2009).

1.9.6. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Elastiklik modülü esas olarak malzemenin atomik yapısı nedeniyle sahip olduğu bir özelliğidir. Malzemede birim şekil değiştirmek için uygulanacak gerilmeye elastiklik modülü adı verilir. Bir başka anlatım ile uygulanan gerilmenin elastik şekil değiştirmeye oranıdır. Bir malzemenin rijit olması, elastik şekil değiştirmeye karşı dayanıklılığı ile ilgilidir. Çekme veya basma gerilmesiyle elde edilen elastiklik modülünün birimi N/m^2 'dir.

$$E = \text{Stres} / \text{Gerinim} = \tan \alpha = \sigma / \epsilon \quad (\text{Gürü ve Yalçın, 2006})$$

Sert materyallerin deformasyona karşı iç dirençleri yüksektir. Bu nedenle elastiklik modülleri yüksektir. Aynı miktarda yük uygulanmış iki ayrı malzemeden elastiklik modülü yüksek olanda daha az deformasyon görülür (Gashi, 2009).

1.9.7. Von Misses Stresi

Von Misses stresi izotropik malzemeler için bir noktadaki deformasyonla ilgili gerinim enerjisine ait kısmını temsil eden stresin sayısal ölçümüdür. Ne yazık ki, Von Misses stresi anizotropik malzemeler için fiziksel anlamını kaybeder. Çünkü Von Misses stresi kemik için gerinim enerjisinin distorsiyonel kısmını temsil edemez. Von Misses stresi renk haritası ile gösterilebilir (Cowin, 2001; Gashi, 2009).

$$\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \leq \sigma_y^2$$

1.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Kuvvet Analiz Yöntemleri

Ağız içinde çiğneyici sistemlerin sadece mekanik bir anlayış içerisinde değil, bu canlı dokuların sağlığının fizyolojik yönden de korunması gerekir. Çiğneme sırasında oluşan yüklerin yoğun olarak protez basıncı ile periodonsiyuma iletilmesi patolojik olaylara sebep olur ve fonksiyon kayıplarına yol açar. Ağız içerisinde oluşan kuvvetlerin çok iyi analiz edilmesi, yönlendirilmesi, fizyolojik sınırları aşmaması gerekmektedir. Yapılan restorasyonların oral rehabilitasyon ilkelerine uygunluğunu önceden saptamak için çeşitli stres analiz yöntemleri vardır. Bunlar:

1.10.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi (Photoelastic Stress Analysis)

Karışık içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme yöntemidir. Bütün modeldeki iç baskılarının doğrudan gözlenmesine imkân verir.

1.10.2. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi (Strain-gage)

Gerilim ölçerler, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. Bu yöntemde kalibre edilmiş direnç elemanları kullanılarak stres altında oluşan boyutsal değişiklikler ölçülür.

1.10.3. Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analizi (Brittle Lacquer Coating)

Bu yöntemde analiz edilmesi planlanan modelin üzerine özel bir vernik sürülür. Model fırındandıktan sonra yükleme yapılır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar gözlenir. Bu çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir.

1.10.4. Lazer Işın Kuvvet Analiz Yöntemi (Interferometri)

Bu yöntemde interferometre adı verilen bir aletten yararlanılır. Bu alet iki lazer ışın demeti çıkararak cisimler üzerindeki mesafe ve yer değiştirme miktarını ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirilerek halografik görüntüde şekillenen saçaklar değerlendirilerek analiz yapılır (Çankaya, 2005; Ulusoy ve Aydın, 1988).

1.10.5. Sonlu Elemanlar Analizi (Matematiksel Kuvvet Analiz Yöntemi)

Sonlu elemanlar analizleri ilk defa 1956 yılında uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde mühendislik bilimlerinde sık olarak başvurulanan bir analiz yöntemi olmuştur. Sonlu elemanlar analizi yöntemi bugün uçak, inşaat, mekanik, petrol mühendisliği gibi pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Isı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok konuda kullanılmaya başlanmıştır (Gashi, 2009). Sonlu elemanlar analiz metodunu dış hekimliğinde ilk olarak Weinstein ve arkadaşları implant araştırmaları yaparken kullanmışlardır (Çankaya, 2005).

Sonlu elemanlar analizinde bütün haldeki problem, daha küçük, basit alt problemlere ayrılır. Alt problemlerin her birinin kendi içinde çözümünün elde edilmesi ile problemin bütünü çözülür. Matematiksel analizdir.

Bu analiz üç aşamada gerçekleşir:

a) Birinci aşamada kuvvet karşısında çözümlemesi yapılarak davranışı incelenecek yapı bilgisayarda geometrik tanımlara uyacak şekilde modellenir. Bu aşamada önemli olan etmenler sınır koşulları ve düğüm sayısıdır. Bu etmenler yapının küçük alt bölümlere ayrılması ile ilişkilidir. Yapı ne kadar küçük ünitelere (katı eleman) ayrılabilirse analiz de o oranda gerçeğe yaklaşır.

b) İkinci aşama analizde kullanılması gerekli ve yeterli olan verinin yüklenmesidir. Bu veriler:

- Farklı olan herbir elemana ait elastikiyet (Young) modülü ve Poisson oranı,
- Yapının herhangi bir yerindeki düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yönü, şiddeti ve açısıdır.

Bu veriler bütünü oluşturan yapıların her biri için farklıdır. Kuvvet ile ilgili bilgiler gerçeğe yakın olmalıdır.

c) Son aşama analizin çözümleme aşamasıdır. Her bir alt yapının iç çözümlemesi yapılarak yapının tümünün çözümlemesi elde edilir. Bu aşamada düğüm noktalarındaki elde edilen değerler çok önemlidir. Bu nedenle fazla sayıda düğüm noktası kullanılması analizi gerçeğe daha da yaklaştır (Sonugelen ve Artunç, 2002).

1.10.5.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları

1.Geometrisi düzgün olmayan katı yapılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılar kolaylıkla modellenilebilir.

2. Gerilmeler (stres), gerinimler (strain) ve yer değiştirmeler ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir.

3.İstenilen sayıda malzeme özelliği kullanılarak yapıların analizine imkân verir.

4. Verilen değerler ile gerçek yapıya çok yakın model elde edilebilir (Çankaya, 2005; Oğuz, 2007).

1.10.5.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Diğer Stres Analiz Yöntemlerine Göre Üstünlükleri

1. Kullanılan sonlu elemanların şekillerinin ve boyutlarının farklı olması nedeniyle incelenecek olan cisim tam olarak modellenenebilir.

2. Çok bağlantılı bölgeler (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.

3. Değişik geometri ve malzeme özelliklerine sahip cisimler modellenenebilir.

4. Sebep sonuç ilişkisi bulunan problemler, genel rigidlik matrisi ile birbirine bağlı genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formül haline getirilebilir. Sonlu elemen stres analiz yönteminin bu özelliği problemlerin çözülmesini ve anlaşılmasını kolaylaştırır (Çankaya 2005).

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmaya; dişsiz maksiller posterior bölgeye sahip, kemik atrofisine bağlı olarak implant yerleşimi için yeterli kemik hacmine sahip olmayan hastalar dâhil edildi. Elde edilen CT görüntülerine dayanılarak oluşturulan modeller üzerine implantlar yerleştirildi. Uygulanan yatay ve dikey kuvvetlere bağlı olarak kemik bölgeleri ve implant içerisinde meydana gelen stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi. Bu yöntem için sınır koşulları belirlenerek sadece 2. premolar bölgesini içine alan bir model kullanıldı (Şekil 2.1).

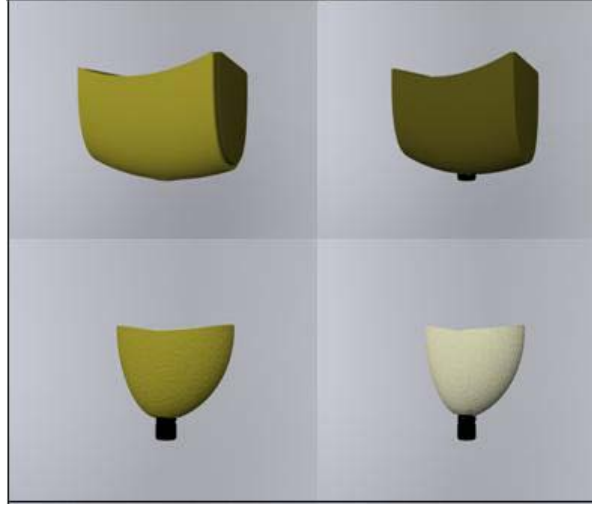
2.1. Hastaların Seçilmesi

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı polikliniğine, protetik rehabilitasyonu için implant yaptırmak isteyen, dişsiz posterior maksillaya sahip implant endikasyonu bulunan ve istekli olan ancak bu bölgedeki rezidüel kemik yüksekliği 5 mm'den az olması sebebiyle maksiller sinüs augmentasyonu gereksinimi olan 6 hasta üzerinde gerçekleştirildi. Bunlardan 2 hastaya çift taraflı, geriye kalan 4 hastaya tek taraflı sinüs augmentasyonu yapılmasına karar verildi.

Araştırma grubuna alınan hastalarda özellikle yara iyileşmesini etkileyecek herhangi bir sistemik hastalık, patolojik ve fizyolojik problem, ilaç kullanımı bulunmaması şartı arandı; bu kriterlere uymayan hastalar çalışma dışında bırakıldı.

Çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Etik Kurulu'nun onayı alınarak yürütüldü. Tüm hastalar için aydınlatılmış "Hasta Onam Formu" oluşturuldu (Ek-1). Operasyondan önce hastalara yapılacak işlemler ile ilgili yeterli bilgi verildi. Hastalara "Hasta Onam Formu" imzalatıldı. Tüm detayları ile birlikte

Çalışma şartları hastalara açıklanmış ve etik kurul izni alınmıştır (Ek-2). Hastalardan operasyon öncesi ve sonrasında bilgisayarlı tomografi (CT) alınarak, üzerinde gerekli değerlendirmeler yapıldı.



şekil 2.1. Maksilla 2. Premolar diş bölgesini içine alan modelin tabakaları.

2.2. Sonlu Eleman Analizi

2.2.1. Modellerin Oluşturulması

Çalışmada öncelikle 6 hastaya ait 8 dişsiz posterior maksilla bölgesinin bilgisayarlı tomografi taraması özel bir görüntüleme merkezinde (Visart gr. Mer., Ankara, Türkiye) yapıldı. Bu amaçla GE Discovery ST 16 PET/CT, (Wisconsin-USA), 120 Kv, 200 mA, tilt:0.0, thickness:0.625 mm, pitch:0.938:1 özelliklerine sahip tomografi cihazı, kullanıldı. Yapılan taramalardan hastaların kortikal kemik kalınlıkları, spongios kemik kalınlıkları ve sinüs kortikal kemik kalınlıkları ölçüldü.

Kemik kalınlık ölçümleri ışığında 8 hastaya ait CT görüntülerinden 4' sonlu elemanlar analizi modeli oluşturmak için kullanıldı. Yapılan ölçümlere göre hastaların kemik bölgeleri kalınlıkları:

Model 1 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0.68 mm, Kansellöz kemik:3.45 mm, Sinus kortikal kemik: 0.39 mm.(İnce kortikal kemik, Kalın kansellöz kemik, ince sinus kortikal kemik)

Model 2 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0.62 mm, Kansellöz kemik:3.52 mm, Sinus kortikal kemik: 0.50 mm. (İnce kortikal kemik, Kalın kansellöz kemik, Kalın sinus kortikal kemik)

Model 3 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0.81 mm, Kansellöz kemik:2.87 mm, Sinus kortikal kemik: 0.49 mm. (Kalın kortikal kemik, İnce kansellöz kemik, İnce sinus kortikal kemik)

Model 4 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0.80 mm, Kansellöz kemik:2.35 mm, Sinus kortikal kemik: 0.65 mm. (Kalın kortikal kemik, İnce kansellöz kemik, Kalın sinus kortikal kemik)

Yapılan ölçümlerden sonra, bu 4 hastadan elde edilen tomografi kesitlerinden her hasta için birer üst çene modeli elde edildi. Bu amaçla öncelikle çekilen tomografi kesitlerinden, 3D-Doctor yazılımı yardımı ile kemik dokusunu ayrıştırmak amacı ile segmentasyon yapıldı (Şekil 2.2). Segmentasyon sonucu elde edilen boundrylerden 3D Complex Surface Rendering yöntemi ile 3 boyutlu model oluşturuldu. Elde edilen 3 boyutlu model, sonlu eleman analizi uygulamalarında rahat kullanılabilmesi amacıyla sadeleştirildi ve optimize edildi (Şekil 2.3). Elde edilen model, gereksiz eleman kullanımını engellemek amacıyla sinüs bölgesinden kesildi. Bu işlemler yapılırken sinüs hatları da modellenmiş oldu. Elde edilen modeller, 3D-Doctor'dan .stl formatında dışarıya aktarıldı.

Elde edilen modellerde sinüs boşluğu içerisine greft materyali modellemesi yapılarak sinüs lifting işlemi simüle edildi. Ancak modellerde kemik tabakaları kalınlıkları ve sinüs boşluğunun boyutu farklı olduğundan; modeller arası standardizasyonu

sağlamak için greftli bölgede dâhil olmak üzere 14 mm yüksekliğinde kemik dokusu alanı çalışma için kullanıldı.

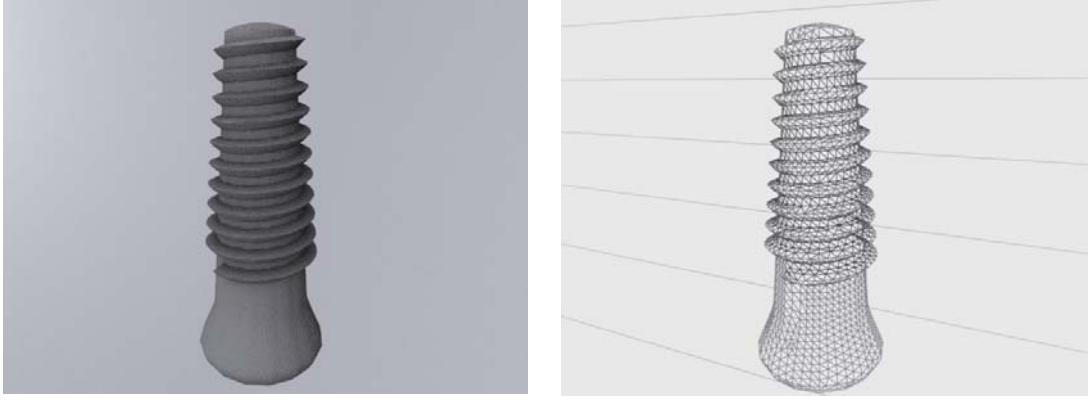


Şekil 2.2. Hastanın CT görüntüleri. (A- Ham tomografi. B- İnteraktif segmentasyon seçeneği ile yumuşak dokulardan sert dokuların ayrıştırılması işleminin yapılması. C- Ayrıştırılmış görüntü)



Şekil 2.3. Tomografi görüntüsünden oluşturulan çenenin geometrik modelinin görüntüsü

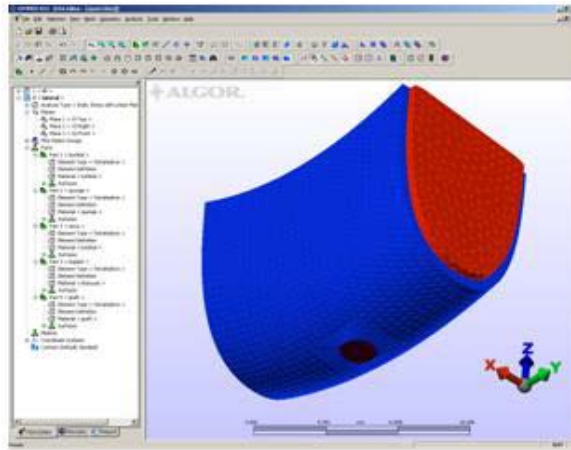
İmplantın modellenmesi amacıyla, 4.1x 12 mm Swiss Plus (Zimmer, ABD) dental implantı alındı ve çekilen yüksek çözünürlüklü makro fotoğrafları Rhinoceros yazılımında arka plan olarak kullanıldı (Şekil 2.4). Bu arka plan imajından yararlanılarak Rhinoceros yazılımında implant modellemesi yapıldı. Elde edilen yüzey bilgisi .stl formatında dışarıya aktarıldı.



Şekil 2.4. Kullanılan implant modeli

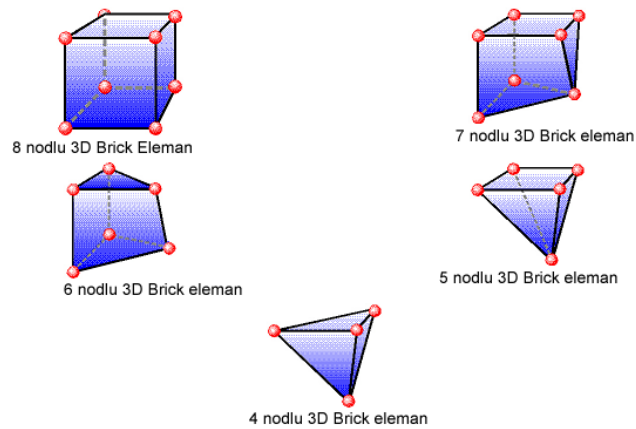
Elde edilen doku ve implant bilgileri, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında birleştirildi. Burada boolean yöntemi ile implant ve dokular arasında gerekli olan yüzey teması sağlandı.

Rhinoceros yazılımında yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Modellerin Fempro yazılımına aktarılması

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Modelleme için kullanılan eleman şekilleri

Katı modele çevirme işleminden sonra aşağıdaki çizelgede yer alan sayıda eleman ve düğüm sayısına ulaşıldı (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Kullanılan düğüm noktası ve eleman sayısı.

Modeller	Düğüm Noktası	Eleman Sayısı
Model 1	31224	132988
Model 2	32946	133947
Model 3	30248	131579
Model 4	30946	132224

Bütün modellerde implantların açısı 0° olarak belirlendi.

2.2.2. Kullanılan Bilgisayarın Özellikleri

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Service Pack 3 işletim sistemi olan bilgisayardan, Nextengine

(NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Floor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

2.2.3. Materyal Özellikleri

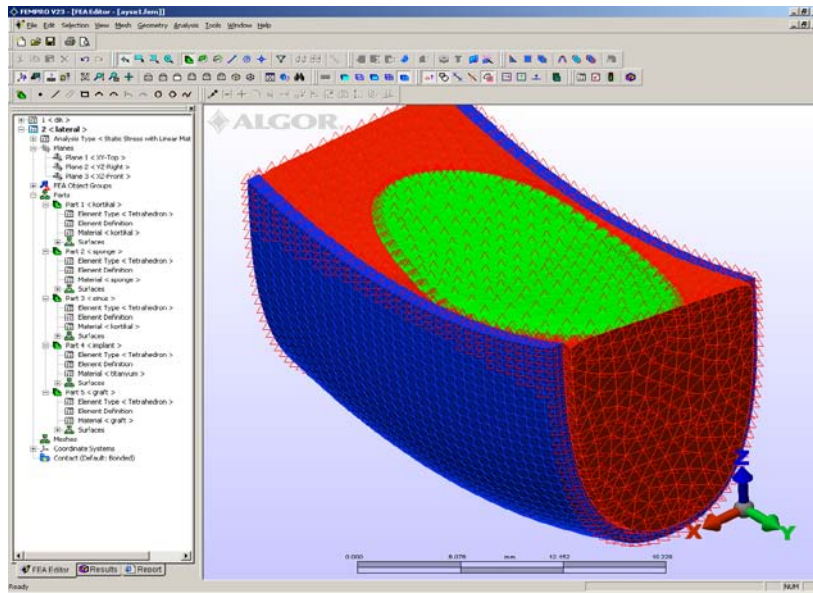
Materyal özellikleri yapı içerisindeki stres ve gerinim dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Sonlu elemanlar analizinde materyallerin homojen, lineer ve elastik davranışları iki materyal sabiti ile karakterize edilir; Elastisite Modülü (Young's Modülü) ve Poisson Oranı (Poisson's Rate). Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson Oranı değerleri çizelgede gösterilmektedir (Çizelge 2.2).

Çizelge 2.2. Çalışmada kullanılan materyallerin özellikleri (Fanuscı,2004).

Malzemeler	Elastisite Modülü	Poisson Oranı
Titanyum	103400	0,35
Kortikal	14000	0,3
Spongioz	1400	0,3
Kemik Grefti	11000	0,3

2.2.4. Sınır Koşulları

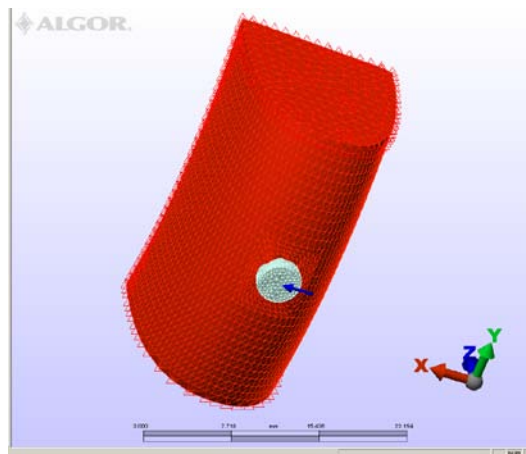
Model kortikal ve trabeküler kemiğin üst ve yan bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi (Şekil 2.7).



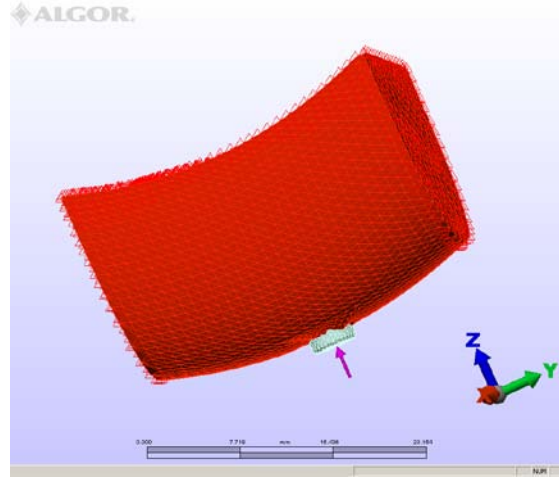
Şekil 2.7. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

2.2.5.Yükleme Koşulları

Hazırlanan üç boyutlu katı modellere implant üzerine dikey ve yatay yönden 300 N' luk kuvvet uygulanarak iki farklı yükleme koşulunda analizler gerçekleştirildi (Şekil 2.8 ve 2.9).



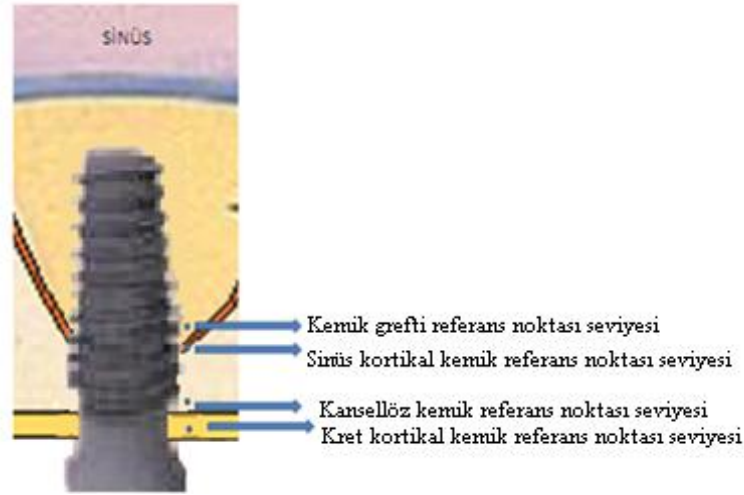
Şekil 2.8. İmplant üzerine yatay 300 N kuvvet yükleme koşulu



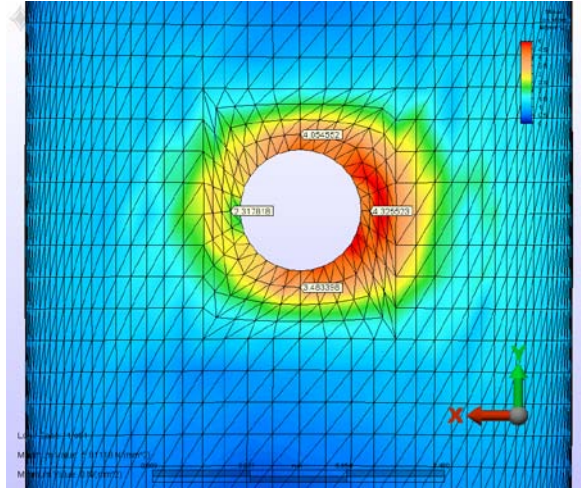
Şekil 2.9. İmplant üzerine dikey 300 N kuvvet yükleme koşulu.

2.2.6. Ölçümlerin Yapılması

Hazırlanan modellerde yükleme uygulanmadan önce kemik içerisinde karşılaştırmaların yapılacağı düğüm noktaları belirlendi. İmplantın komşuluk içerisinde olduğu her kemik bölgesinde (kortikal kemik, spongioz kemik, sinüs kortikal kemiği, greft materyali); implantın çevresinde mezial, distal, bukkal ve palatinal bölgede 4 tane referans noktası saptandı (Şekil 2.10). Her referans bölgesinde 1'er düğüm noktası belirlendi (Şekil 2.11). Bu çevresel ölçümlerden elde edilen veriler her model ve yükleme tipi için ayrı ayrı hesaplanarak karşılaştırmalı değerlendirmeleri yapıldı. İmplant içerisindeki stres ölçümleri değerlendirilirken elde edilen en yüksek stres değeri dikkate alınarak karşılaştırma yapıldı.



Şekil 2.10. Kemik içerisinde alınan referans noktalarının apikokoronal yöndeki izdüşümü.



Şekil 2.11. Her bir kemik seviyesinde alınan referans noktalarının oklüzalden görünümü.

Bu düğüm noktalarından elde edilen sayısal değerler ve implant içerisinde oluşan en yüksek stres değerleri her bir modelde ayrı ayrı incelendi. Çalışmada kemik tabakalarının implant ile komşuluk içerisinde olan referans bölgelerinde oluşan maksimum ve minimum principal gerilim değerleri incelendi. Elde edilen en yüksek gerilme stres değeri (en yüksek maksimum principal stres), kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığı (ultimate tensile strenght) ile; kayıt edilen en yüksek basma stres değeri (en yüksek minimum principal stres değeri) kemiğin en yüksek basma dayanıklılığı ile karşılaştırıldı. İmplantlar için, çekilebilir materyaller için kullanılan Von Misses stres analizi yapıldı (Fanusçu ve ark., 2004). Elde edilen en yüksek Von

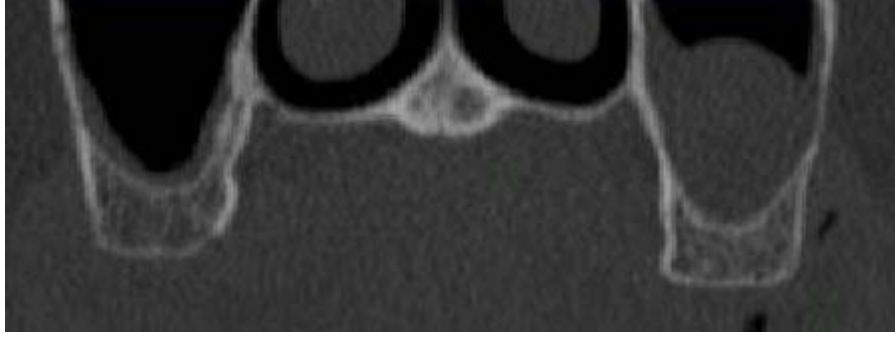
Misses stres değeri titanyumun en yüksek dayanıklılığı (ultimate strenght) ile karşılaştırılarak değerlendirme yapıldı. Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

2.3. Sinüs Augmentasyonu Yapılan Hastaların Takibi

Posterior maksiller bölgede kemik atrofisine sahip 6 hastaya ait 8 maksiller sinüs bölgesinden alınan preoperatif panoramik radyograf (Şekil 2.12) ve CT (Şekil 2.13) görüntülerinden ve klinik olarak gerekli değerlendirmelerden sonra operasyonlar lokal anestezi altında steril cerrahi şartlar altında gerçekleştirildi.

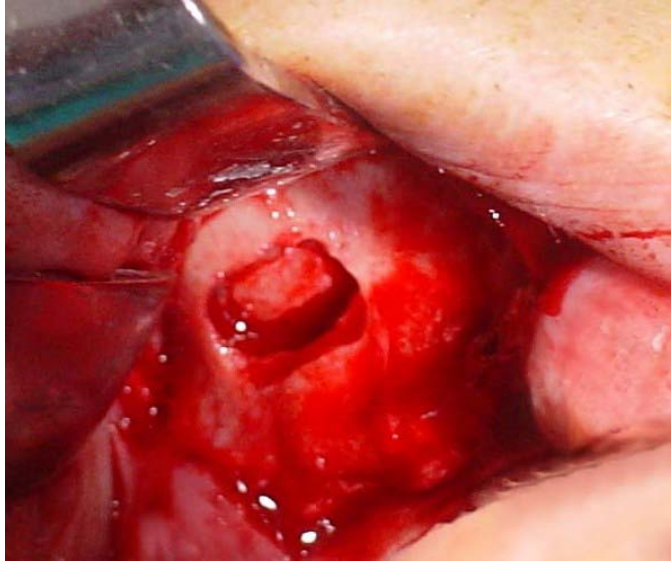


Şekil 2.12. Preoperatif panoramik radyograf

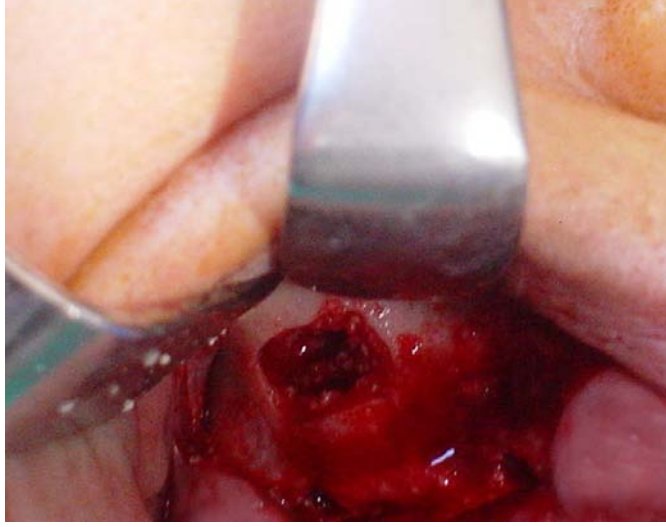


Şekil 2.13. Preoperatif CT görüntüsü

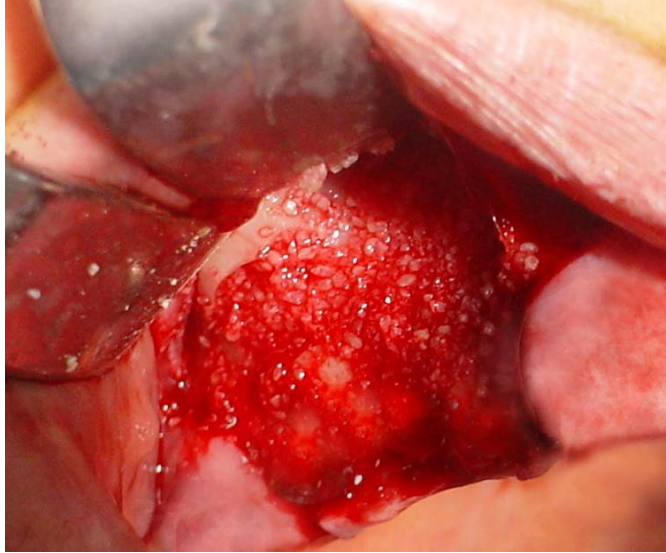
Alveoler kret üzerinde yapılan insizyon mezialde ve distalde krete dik inen insizyonlarla gevşetildikten ve yapılan ölçümlere bağlı olarak maksiller sinüs ön duvarında bir kemik pencere hazırlandıktan sonra (Şekil 2.14) sinüs membranı sinüs alt duvarından dikkatlice dekole edilerek yükseltildi (Şekil 2.15) ve aradaki boşluk insan kaynaklı allojenik kemik grefti (Tutodent, Tutogen Medical GmbH, Germany) ile doldurularak ön tarafı rezorbe olabilen bir membran (Biomend Zimmer, California, ABD) ile örtüldü (Şekil 2.16).



Şekil 2.14. Sinüsün ön duvarında hazırlanan pencere.

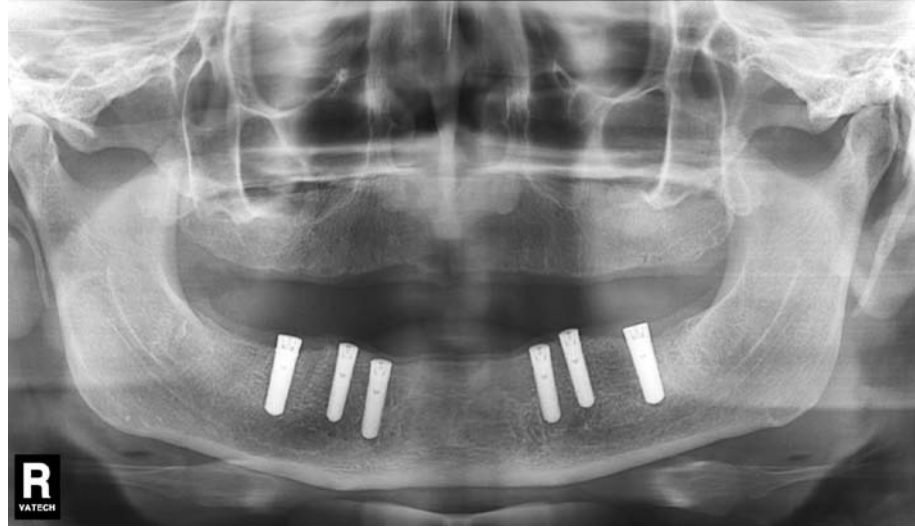


Şekil 2.15. Sinüs mukozasının dekole edilmiş durumu.

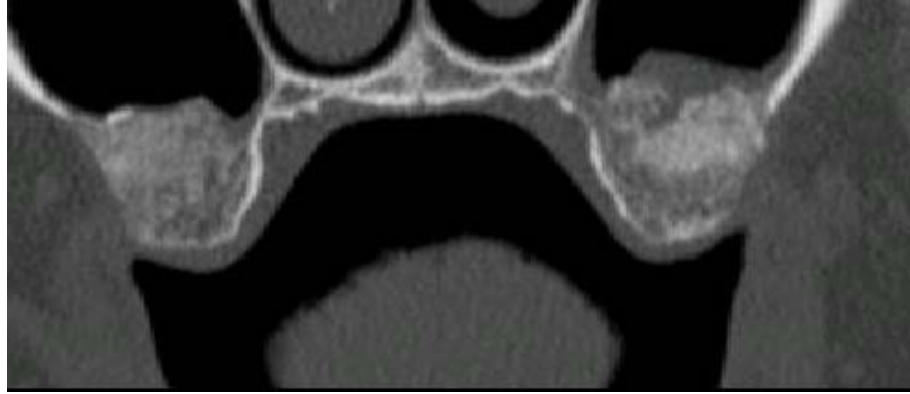


Şekil 2.16. Boşluğun kemik grefti ile doldurulmuş görüntüsü.

Flep kapatılıp, suture atılarak, operasyon sabahı başlatılmış olan antibiyotik (Amoksisilin + Klavulanik asit 1 gram, 2x1), ağrı kesici (Naproksen sodyum Forte tablet 2x1) antiseptik ağız gargarası (Benzidamin hidroklorür + Klorheksidin glukonat gargara 3x1) ile dekonjestan (Psödoefedrin HCl 3x1) 5 gün süreyle hastalara kullanıldı. Kemik greftinin konsolidasyonu için 6 ay bekledikten sonra hastalardan üç boyutlu CT ve panoramik radyograf alındı (Şekil 2.17 ve Şekil 2.18).



Şekil 2.17. Postoperatif panoramik radyograf



Şekil 2.18. Postoperatif CT görüntüsü

Elde edilen bu ikinci CT görüntüleri ve panoramik radyograflar kullanılarak sinüs lifting işlemi ile elde edilen kemik seviyeleri belirlendi. Panoramik radyograflar üzerinde % 25 büyütme oranına sahip şablonla ölçüm yapıldı. CT ve panoramik radyograf üzerindeki ölçümlerden elde edilen kemik yükseklikleri kıyaslandı ve istatistiksel olarak değerlendirildi.

2.4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel değerlendirmeler Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapıldı. Verilerin istatistiksel analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapıldı. Panoramik filminden elde edilen ölçümler ile CT'den elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olup olmadığı

araştırıldı. Değerlendirmede Paired-T testi uygulandı. Anlamlılık sınırı 0,05 olarak kabul edildi.

3. BULGULAR

3.1. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları

Bu çalışmaya; dişsiz maksiller posterior bölgeye sahip, kemik atrofisine bağlı olarak implant yerleşimi için yeterli kemik hacmine sahip olmayan hastalar dâhil edildi. Bu hastalardan elde edilen CT görüntülerine dayanılarak oluşturulan modeller üzerine implantlar yerleştirildi. Uygulanan yatay ve dikey kuvvetlere bağlı olarak kemik bölgeleri ve implant içerisinde meydana gelen stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelendi. Dental implantlar sinüsün kret tepesine en yakın olduğu bölgeye yerleştirilerek dikey ve yatay yönde 300 N kuvvet uygulandı.

Von Misses stres, maksimum principal stres, minimum principal stres sonuçları renklendirilmiş görüntüler olarak kayıt edilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları, görüntülerin yan tarafında bulunan skala ile gösterilmektedir. Von Misses stres, gerilme stresi genellikle pozitif değerler olup skalanın üst kısmında, basma stresi değerleri ise genellikle negatif değerler olup skalanın alt kısmında hem renk koduyla hem de sayılarla gösterilmektedir.

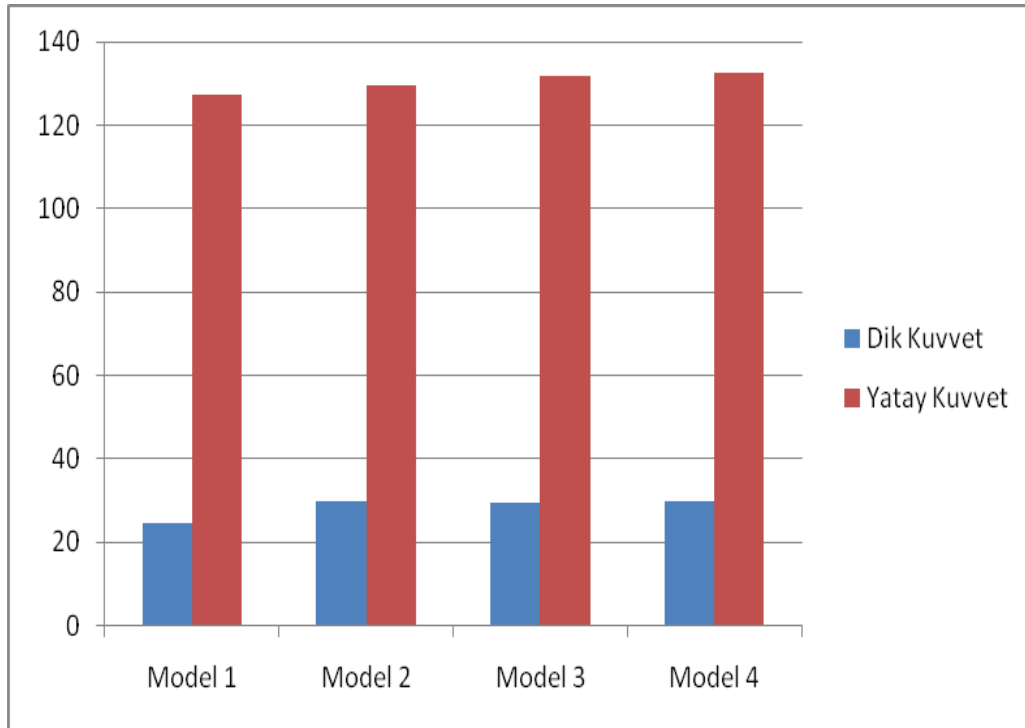
3.1.1. İmplantlar İçerisinde Oluşan Stres Değerleri

Farklı yükleme şekillerinde implantlar içerisindeki stresler değerlendirilirken Von Misses stres değerleri kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlar Çizelge 3.1 ve Şekil 3.1' de gösterilmektedir. Bu sonuçlara bakıldığında implant içerisindeki en yüksek stres değerlerinin yatay yükleme tipinde olduğu görülmektedir. Aksiyal yüklemede stres değerlerinin bütün yüzey boyunca dağıldığı ve düşük değerler olduğu görülmektedir (Şekil 3.2). Yatay yüklemede oluşan değerlere bakıldığında implant içerisinde en yüksek streslerin implantın bukkal bölgesinde kortikal kemiğin kansellöz kemik ile

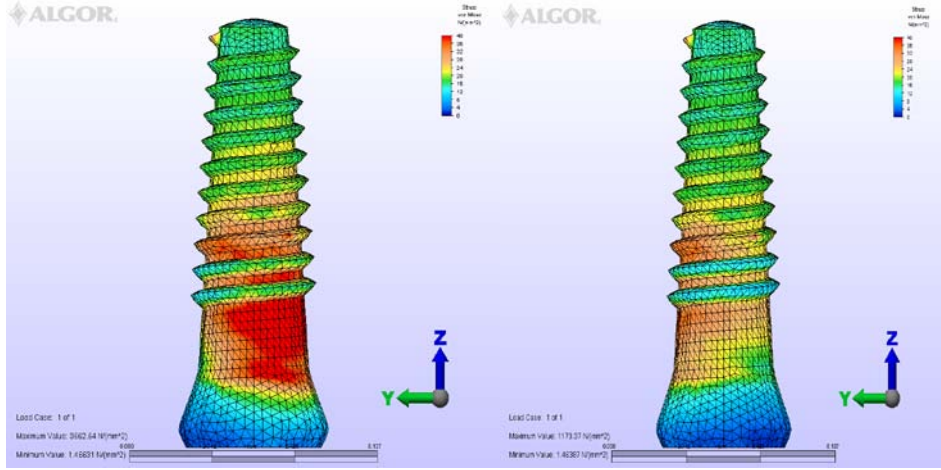
komşuluk yaptığı bölge sınırında yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 3.3). Kemik tabakaları ve oluşan stres değerleri arasındaki ilişki değerlendirildiğinde en yüksek stresin kortikal kemik ve sinüs kortikal kemiğinin en kalın olduğu Model 4’de bukkal bölgede 132,44 MPa olduğu görülmektedir. En düşük stres değerleri ise ince kret kortikal ve sinüs kortikal kemik bulunan Model 1’de bukkal bölgede 127,20 MPa olarak izlenmektedir.

Çizelge 3.1. Tüm yükleme koşullarında bütün modellerde implant içerisinde oluşan en yüksek Von Misses stres değerleri.

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Dik Kuvvet	24,61 MPa	29,84 MPa	29,24 MPa	29,84 MPa
Yatay Kuvvet	127,20 MPa	129,41 MPa	131,83 MPa	132,44 MPa

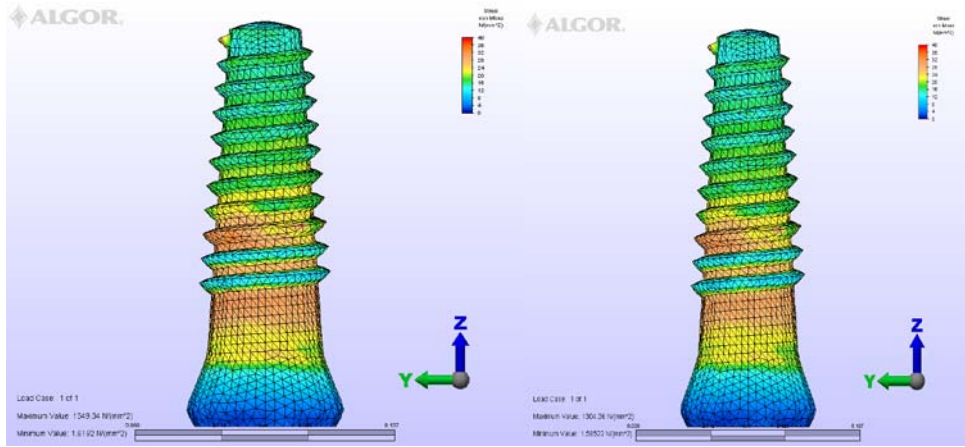


Şekil 3.1. İmplant içerisinde oluşan en yüksek Von Misses stres değerlerinin farklı yükleme koşullarında bütün modeller için gösterilmesi.



Model 1

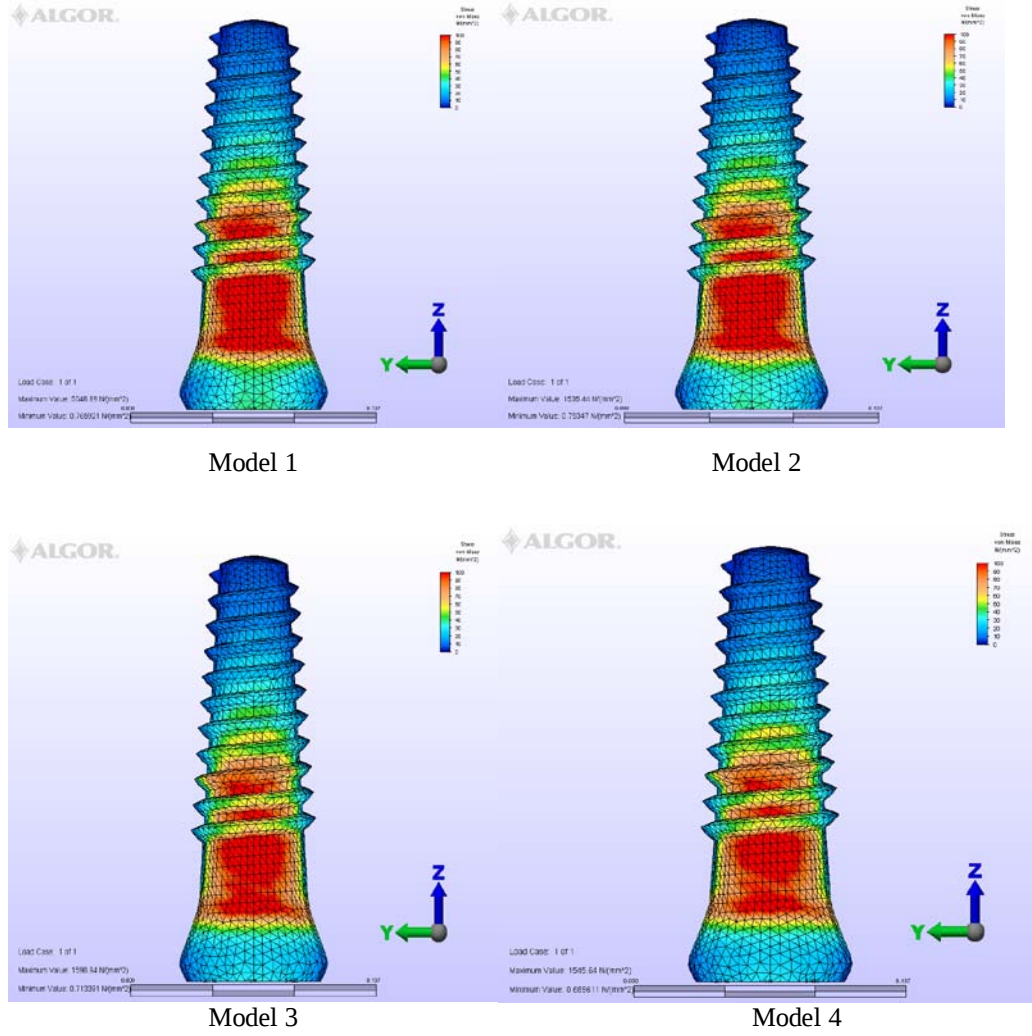
Model 2



Model 3

Model 4

Şekil 3.2. Bütün modellerde dik yükleme koşulunda implant içerisinde oluşan Von misses stres değerleri dağılımı.



Şekil 3.3. Bütün modellerde yatay yükleme koşulunda implant içerisinde oluşan Von misses stres değerleri dağılımı.

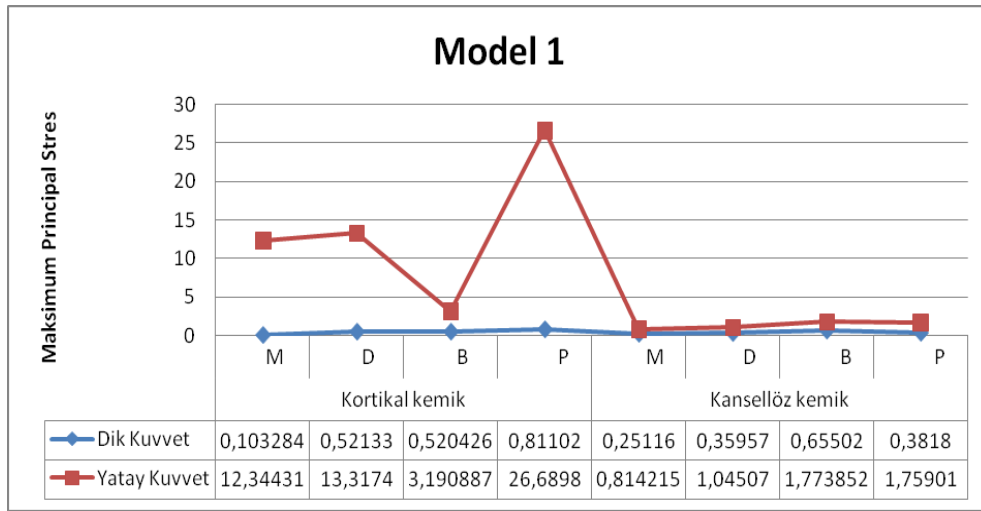
3.1.2. Maksimum Principal Stres Değerleri

Model 1:

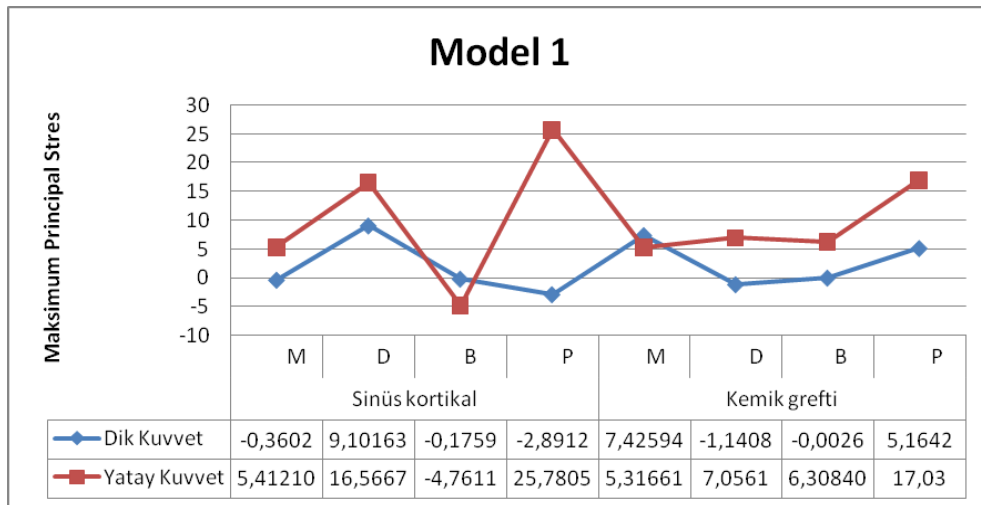
Model 1 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0,68 mm, Kansellöz kemik:3,45 mm, Sinüs kortikal kemik: 0,39 mm, Greft bölgesi: 9,48 mm.

Model 1 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu maksimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.4 ve Şekil 3.5). En yüksek

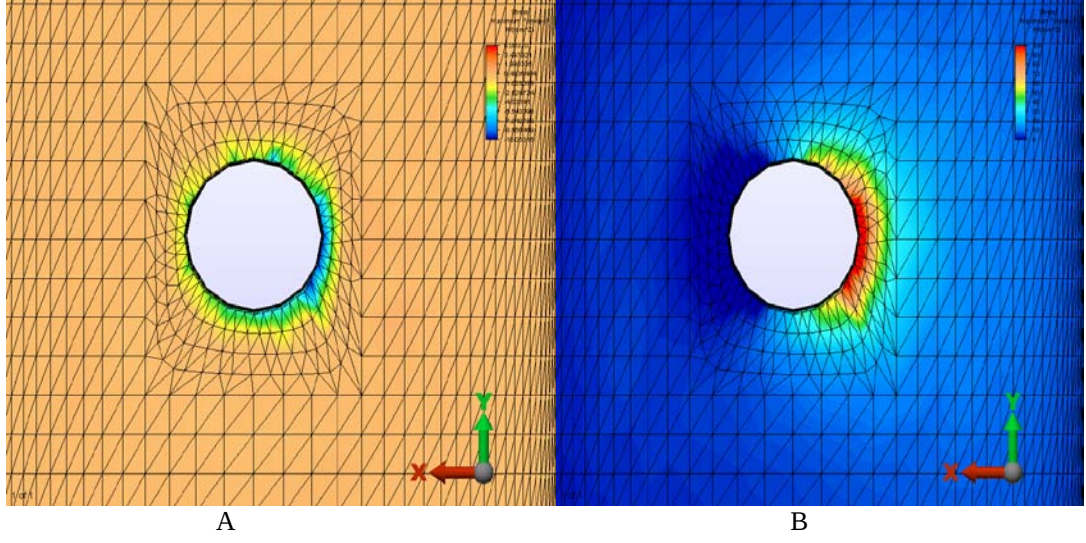
değerler kret kortikal ve sinüs kortikal tabakalarında izlenmektedir. En düşük stresler kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemde palatinal referans noktasında 26,68 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.6). Kansellöz kemik içerisinde oluşan maksimum principal stres değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.7). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stres değeri yatay yüklemde palatinal referans noktasında 25,78 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.8). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek maksimum principal stres değerleri yatay yüklemde palatinal referans bölgesinde 17,03 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.9).



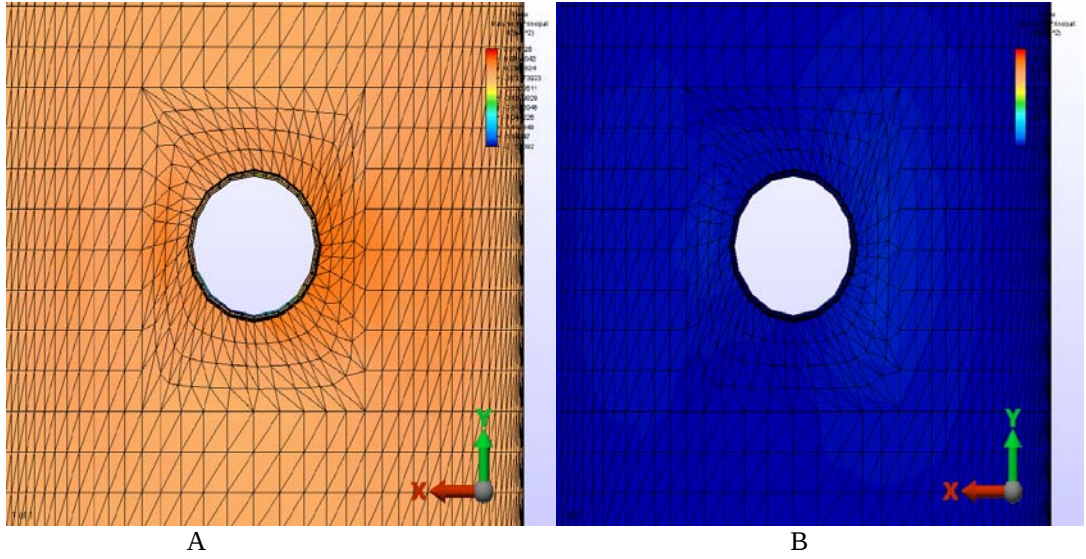
Şekil 3.4. Model 1 için kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerleri



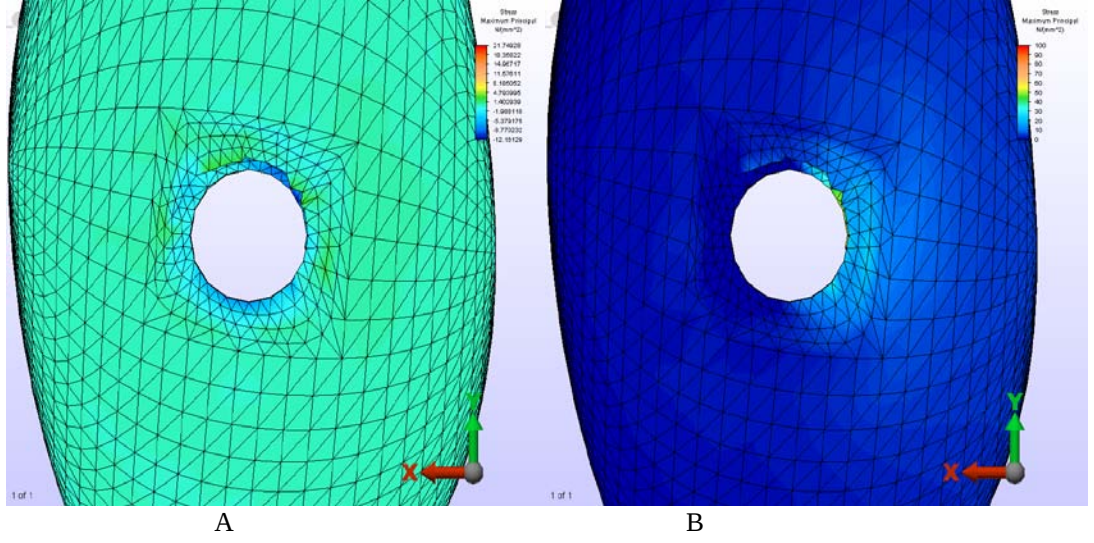
Şekil 3.1.2.2. Model 1 için sinüs kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri.



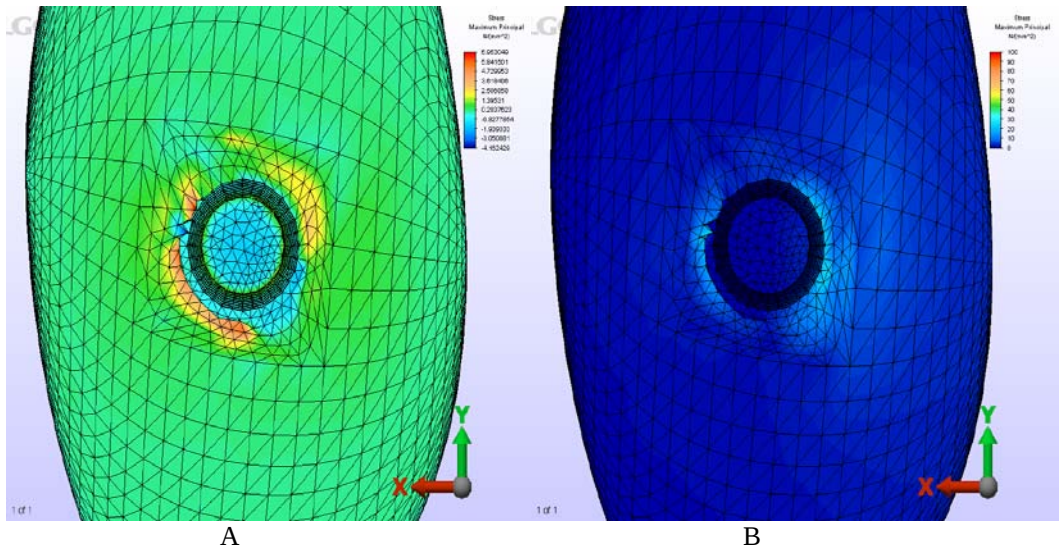
Şekil 3.6. Model 1 için kret kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı.(A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.7. Model 1 için kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.8. Model 1 için dik yükleme koşulunda sinus kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



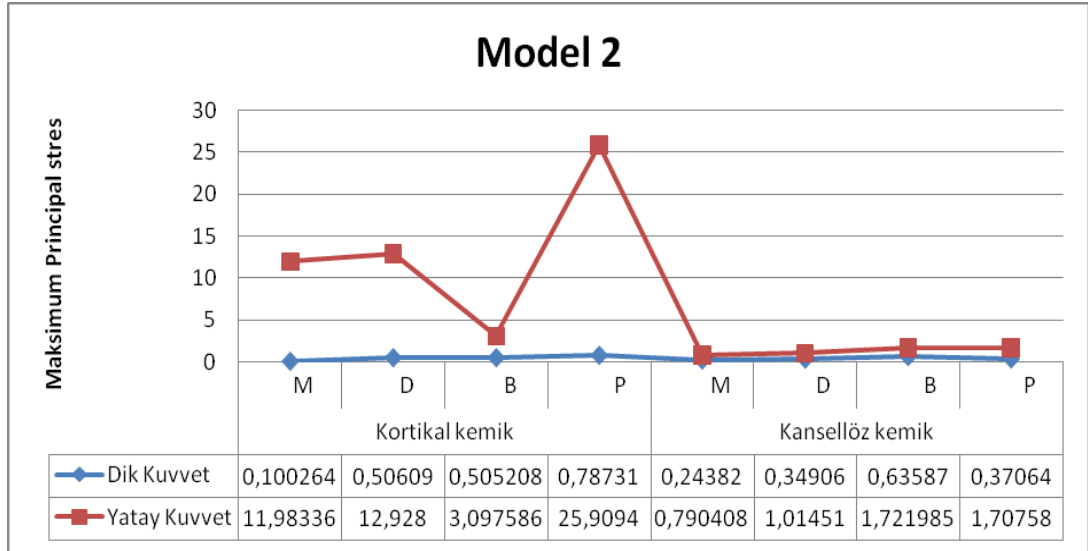
Şekil 3.9. Model 1 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

Model 2:

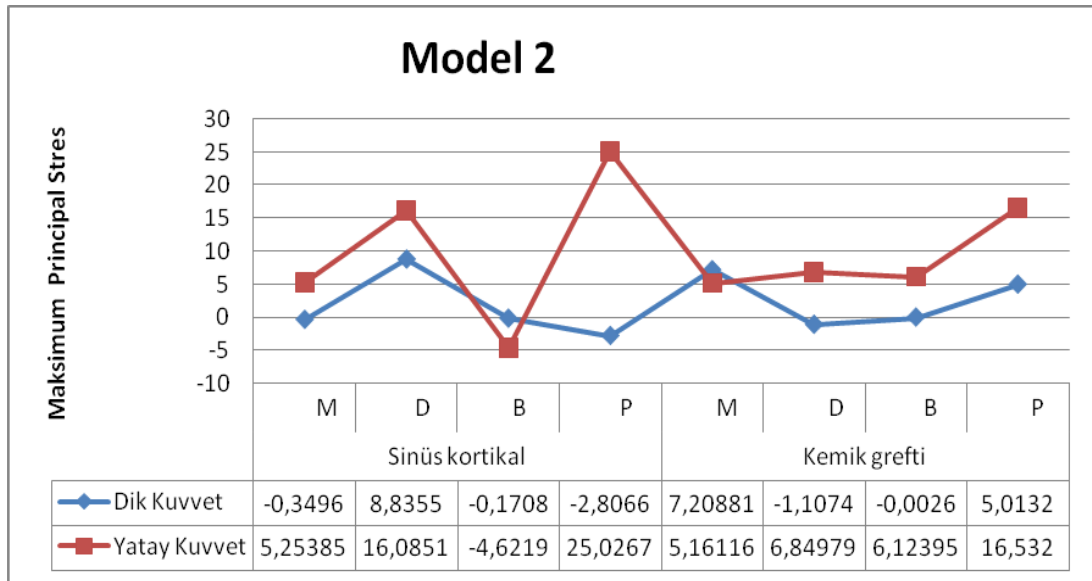
Model 2 için ölçülen değerler: Kret Kortikal kemik: 0,62 mm, Kansellöz kemik: 3,52 mm, Sinüs kortikal kemik: 0,50 mm, Graft bölgesi: 9,36 mm

Model 2 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu maksimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres

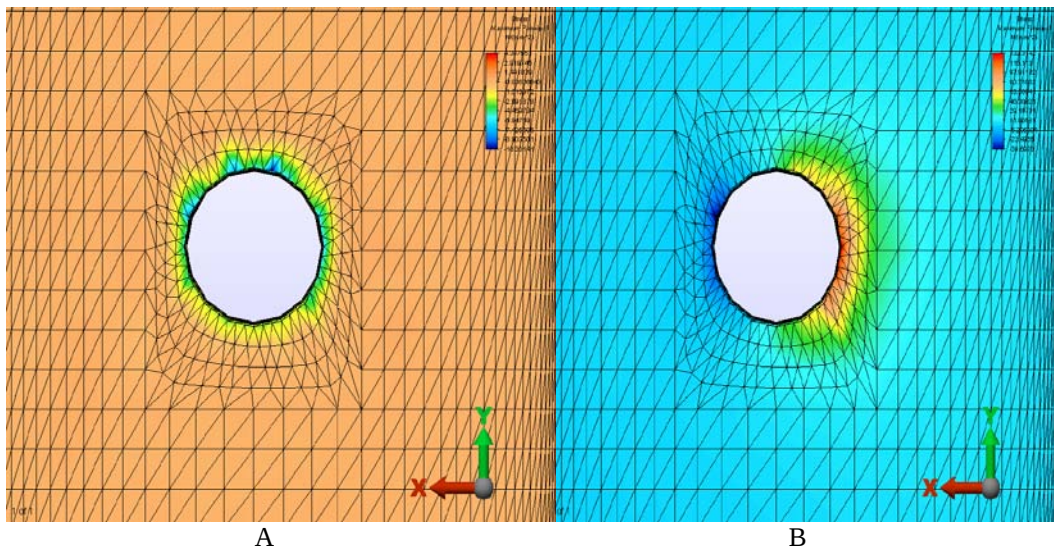
değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.10 ve Şekil 3.11). En yüksek değerler kret kortikal, sinüs kortikal ve greft bölgesi tabakalarında izlenmektedir. En düşük stresler kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemde palatinal referans noktasında 25,90 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.12). Kansellöz kemik içerisinde oluşan maksimum principal stres değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.13). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stresler yatay yüklemde palatinal referans noktasında 25,02 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.14). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek maksimum principal stres değerleri yatay yüklemde palatinal referans bölgesinde 16,53 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.15).



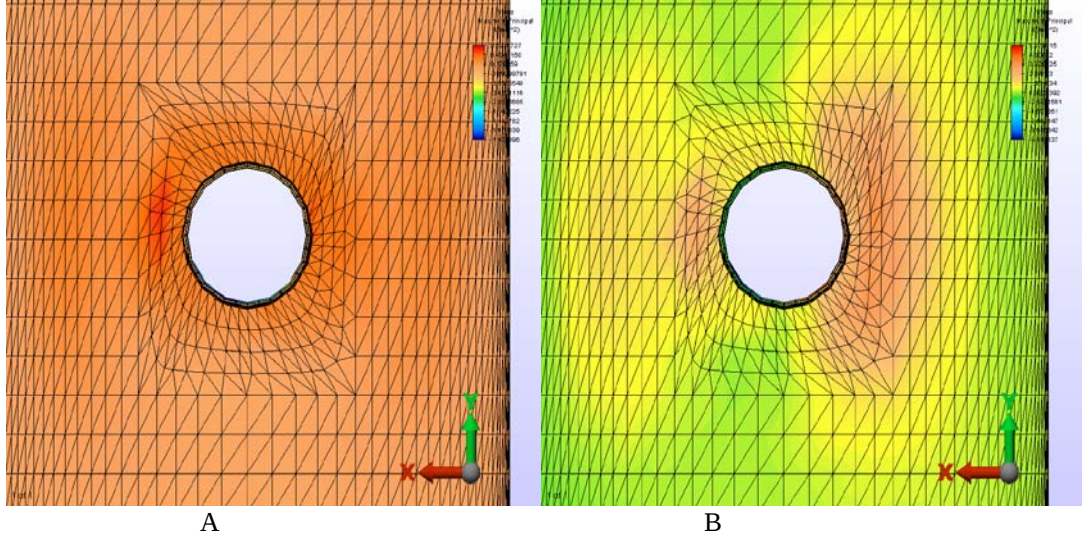
Şekil 3.10. Model 2 için kret kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerleri.



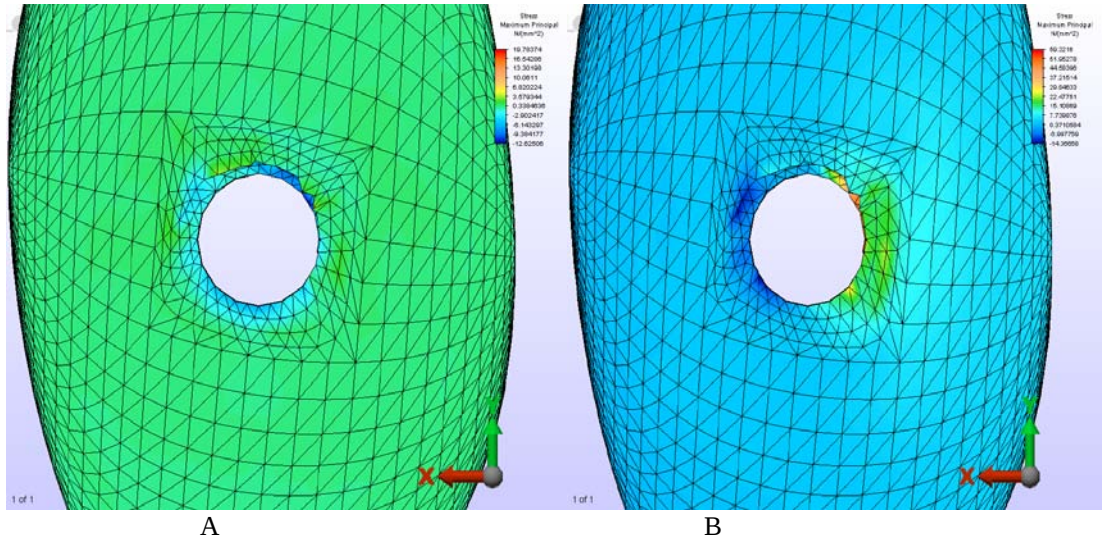
Grafik 3.11. Model 2 için sinüs kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri.



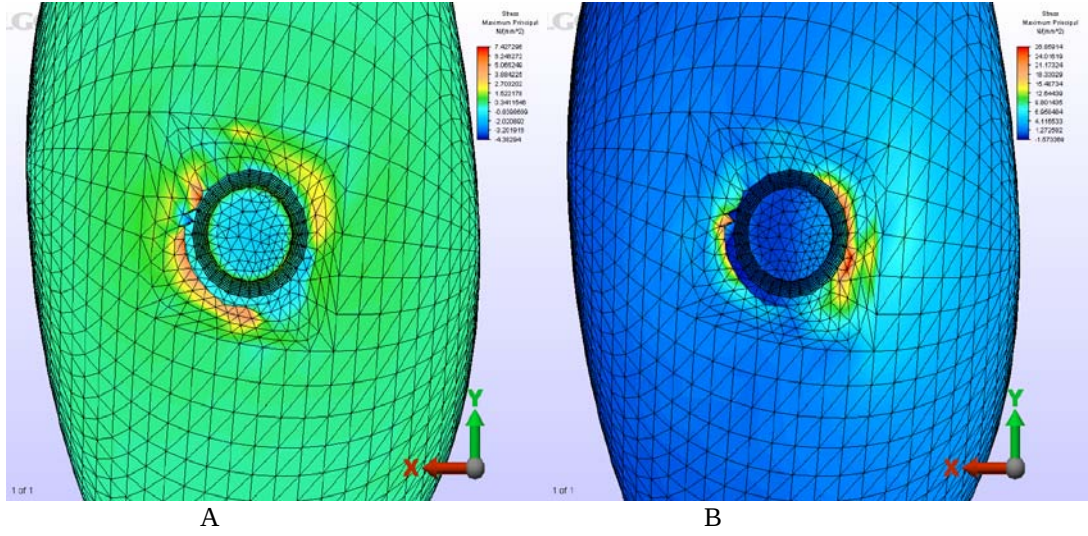
Şekil 3.12. Model 2 için kret kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.13. Model 2 için dik yükleme koşulunda kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.14. Model 2 için sinus kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

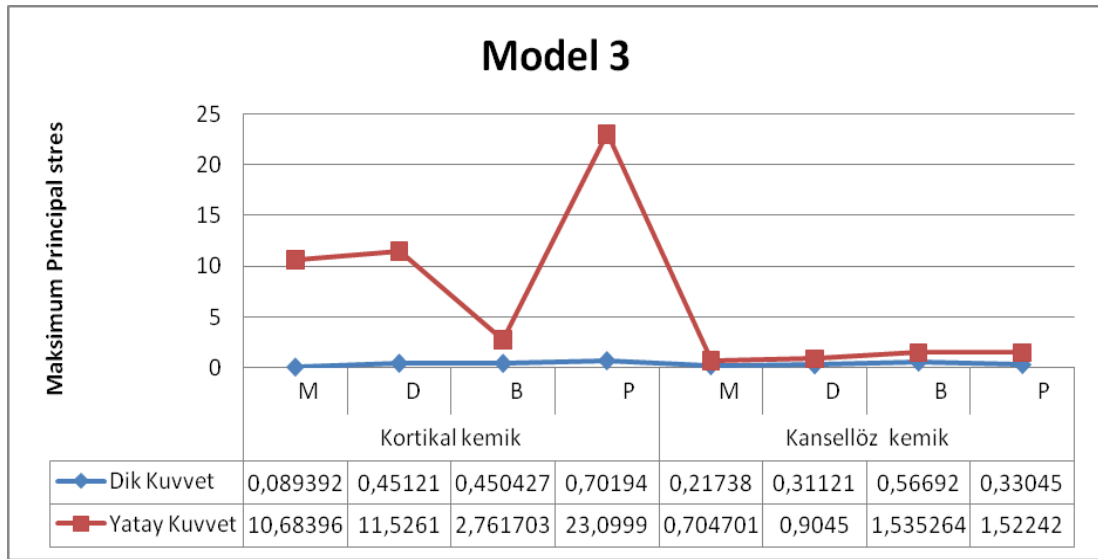


Şekil 3.15. Model 2 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

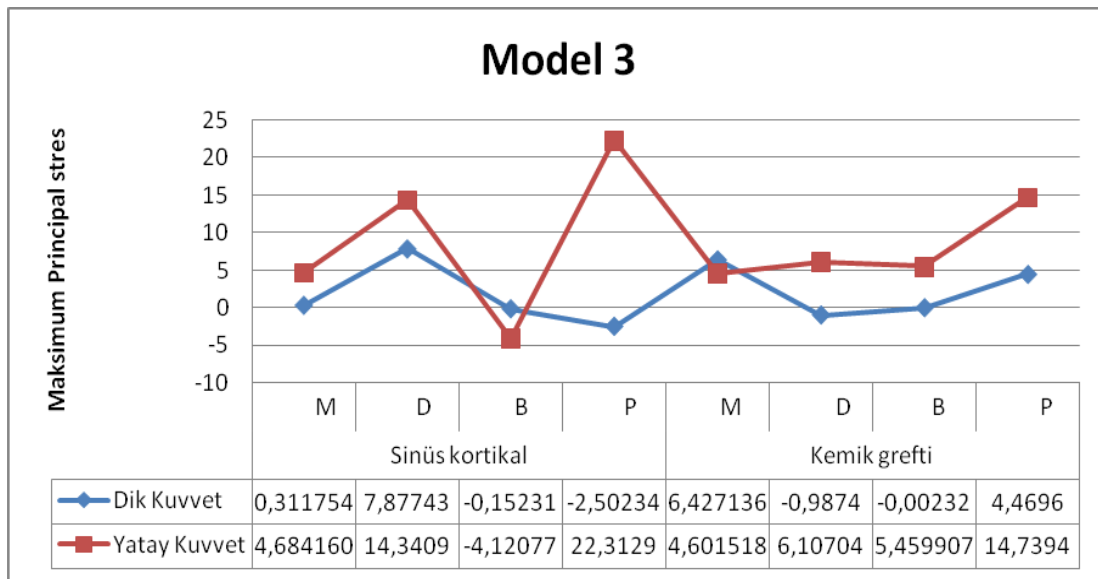
Model 3:

Model 3 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0,81 mm, Kansellöz kemik:2,87 mm, Sinüs kortikal kemik: 0,49 mm, Greft bölgesi: 9,83 mm

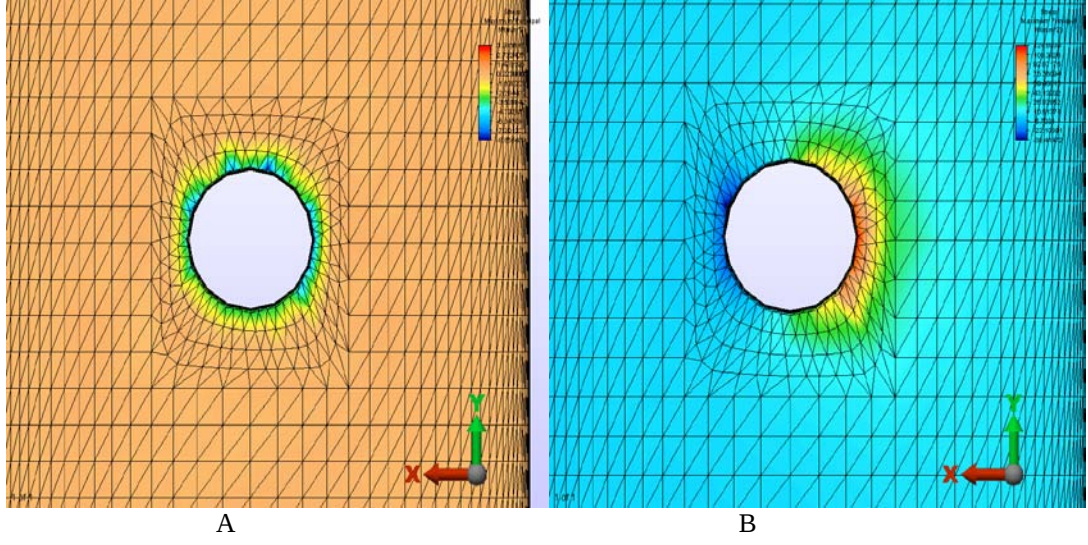
Model 3 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu maksimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.16 ve Şekil 3.17). En yüksek değerler kret kortikal ve sinüs kortikal tabakalarında izlenmektedir. En düşük stres değerleri kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemede palatinal referans noktasında 23,09 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.18). Kansellöz kemik içerisinde oluşan maksimum principal stres değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.19). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stresler yatay yüklemede palatinal referans noktasında 22,31 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.20). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek maksimum principal stres değerleri yatay yüklemede palatinal referans bölgesinde 14,73 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.21).



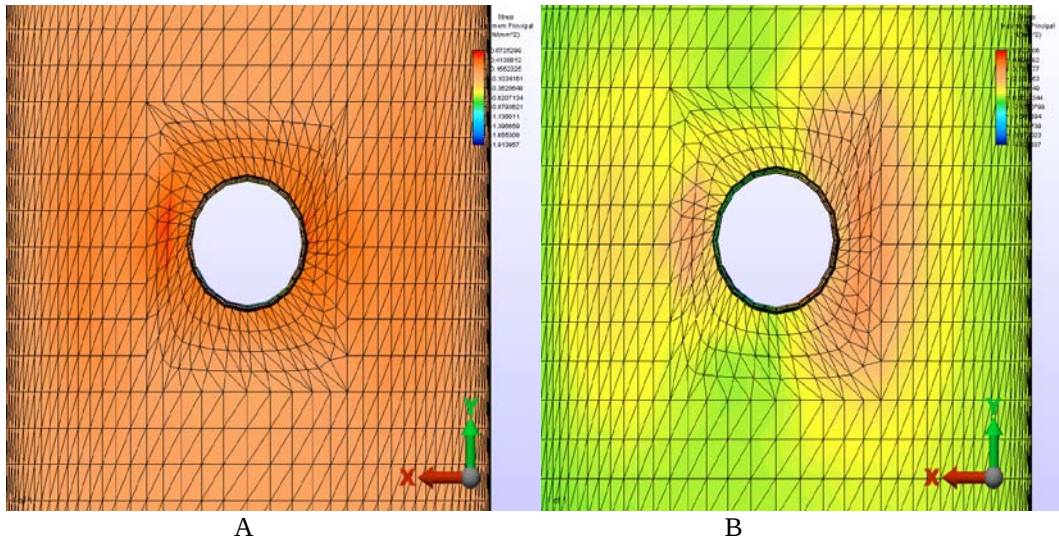
Şekil 3.16. Model 3 için kret kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerleri



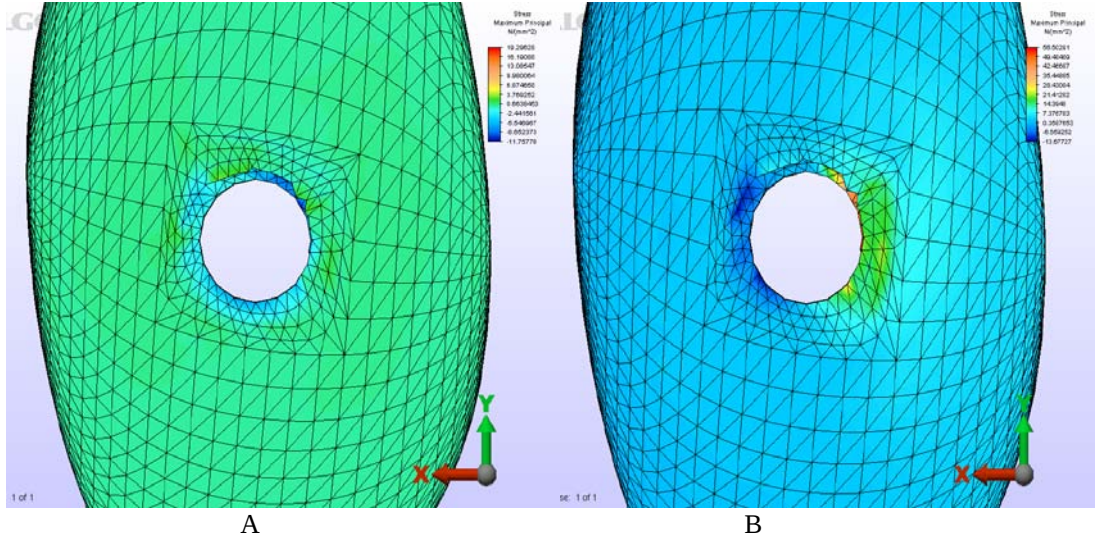
Şekil 3.17. Model 3 için sinus kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri.



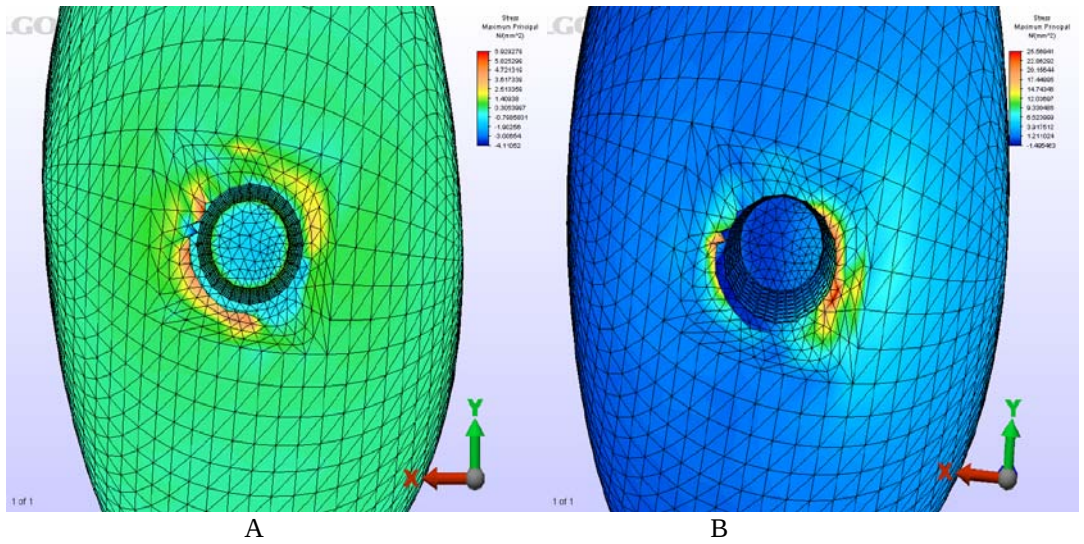
Şekil 3.18. Model 3 için kret kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu)



Şekil 3.19. Model 3 için kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.20. Model 3 için sinüs kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



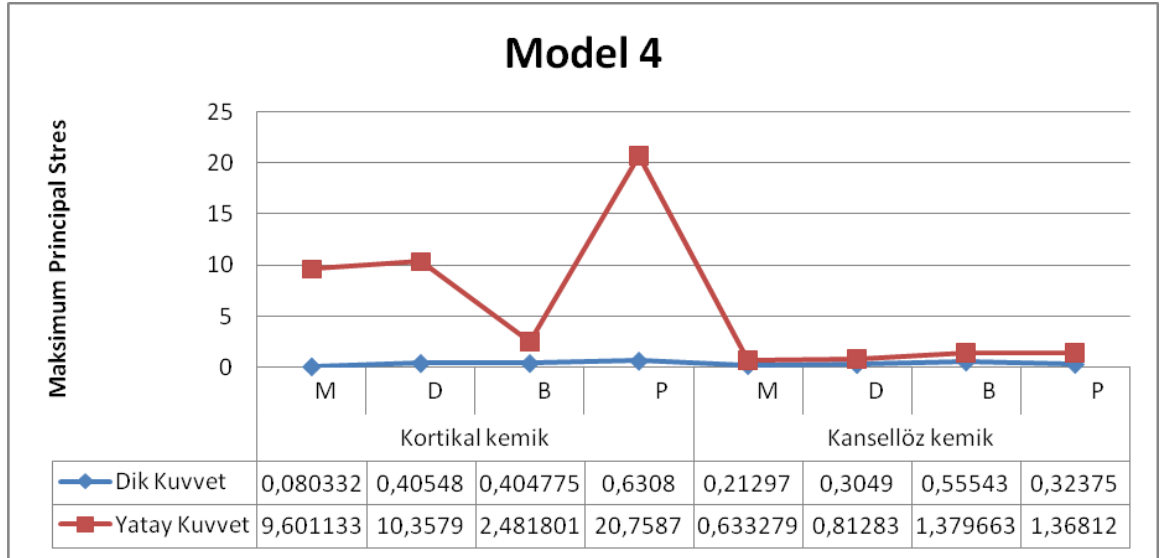
Şekil 3.21. Model 3 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

Model 4:

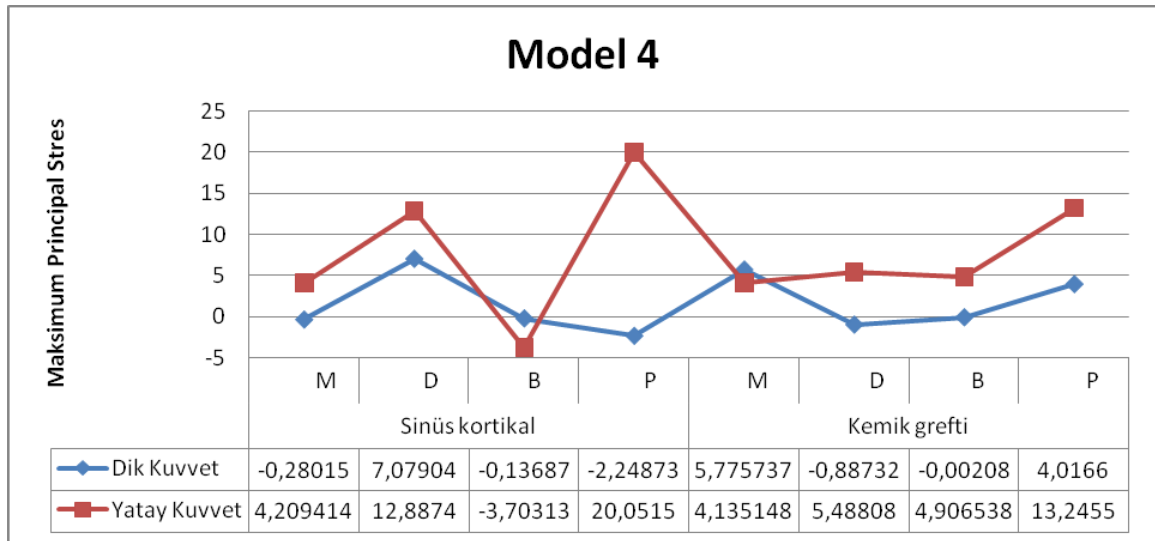
Model 4 için ölçülen değerler: Kret Kortikal kemik:0,80 mm, Kansellöz kemik:2,35 mm, Sinüs kortikal kemik: 0,65 mm, Graft bölgesi: 10,2 mm

Model 4 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu maksimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres

değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.22 ve Şekil 3.23). En yüksek değerler kret kortikal ve sinüs kortikal tabakalarında izlenmektedir. En düşük stres değerleri kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemde palatinal referans noktasında 20,75 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.24). Kansellöz kemik içerisinde oluşan maksimum principal değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.25). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stresler yatay yüklemde palatinal referans noktasında 20,05 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.26). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek maksimum principal stres değerleri yatay yüklemde palatinal referans bölgesinde 13,24 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.27).

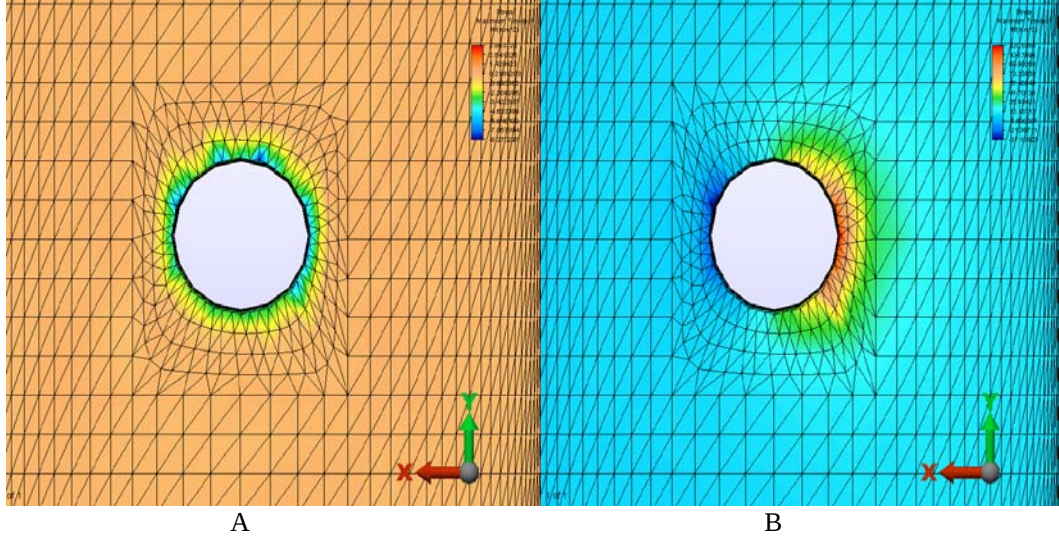


Şekil 3.22. Model 4 için kortikal ve kansellöz kemik maksimum principal stres değerleri

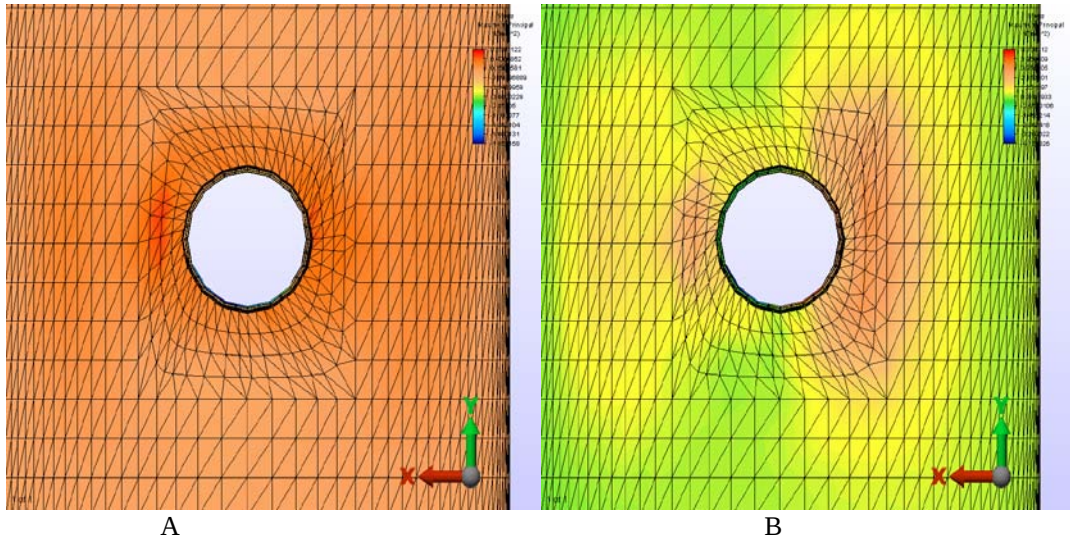


Şekil 3.23. Model 4 için sinüs kortikal ve greft bölgesi maksimum principal stres değerleri.

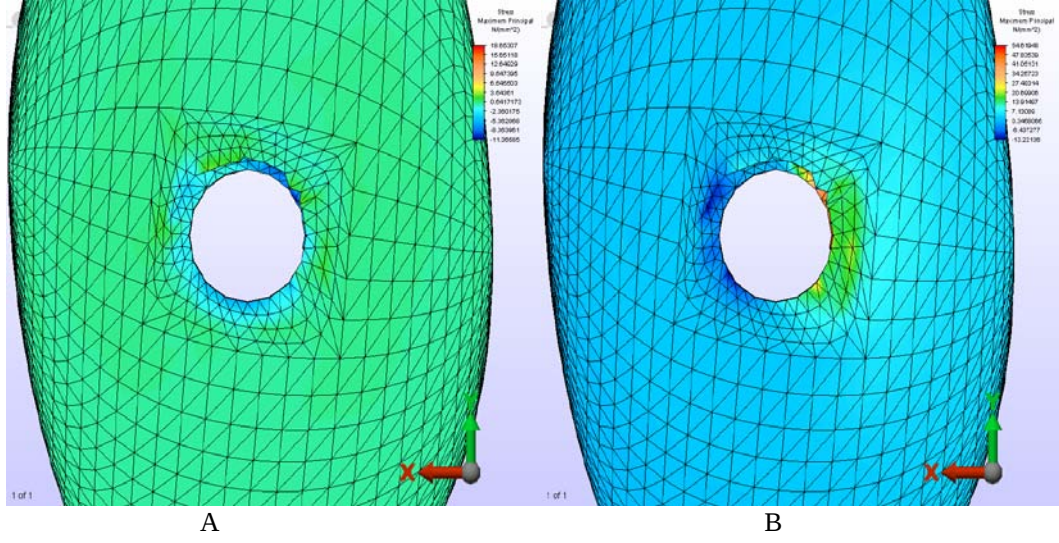
Maksimum principal stres değerleri ve dağılımı açısından bakıldığında kret kortikal kemik kalınlığının daha az olduğu modellerde (Model 1 ve Model 2) oluşan stres değerleri, kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu modellerden (Model 3 ve Model 4) daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca sinüs kortikal kalınlığının fazla olduğu modellerde (Model 2 ve Model 4) oluşan stres değerleri, sinüs kortikal kemik kalınlığının az olduğu modellerden (Model 1 ve Model 3) görece daha az bulunmuştur. Genel olarak bu sonuçlara bakıldığında kret kortikal ve sinüs kortikal kemik kalınlığının fazla olması stres oluşumunu azaltarak daha başarılı bir tedavi yapılmasına izin verdiği ileri sürülebilir. Buna ek olarak implant üzerine yatay kuvvet uygulamasının kemik bölgeleri ve greft materyali üzerinde dik kuvvetlere göre daha fazla stres birikimine neden olduğu gözlenmektedir.



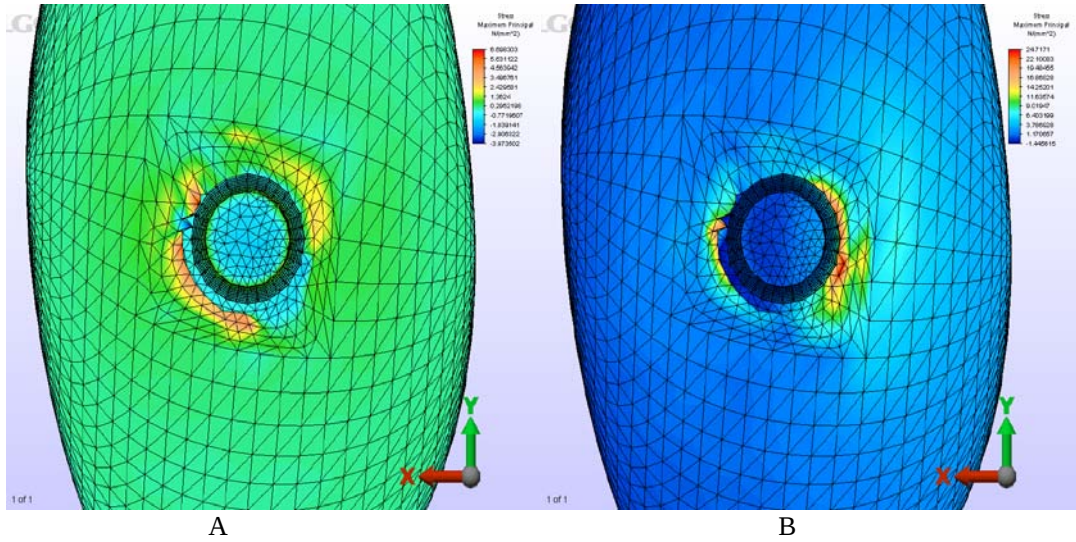
Şekil 3.24. Model 4 için dik yükleme koşulunda kret kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.25. Model 4 için kansellöz kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.26. Model 4 için sinüs kortikal kemik seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



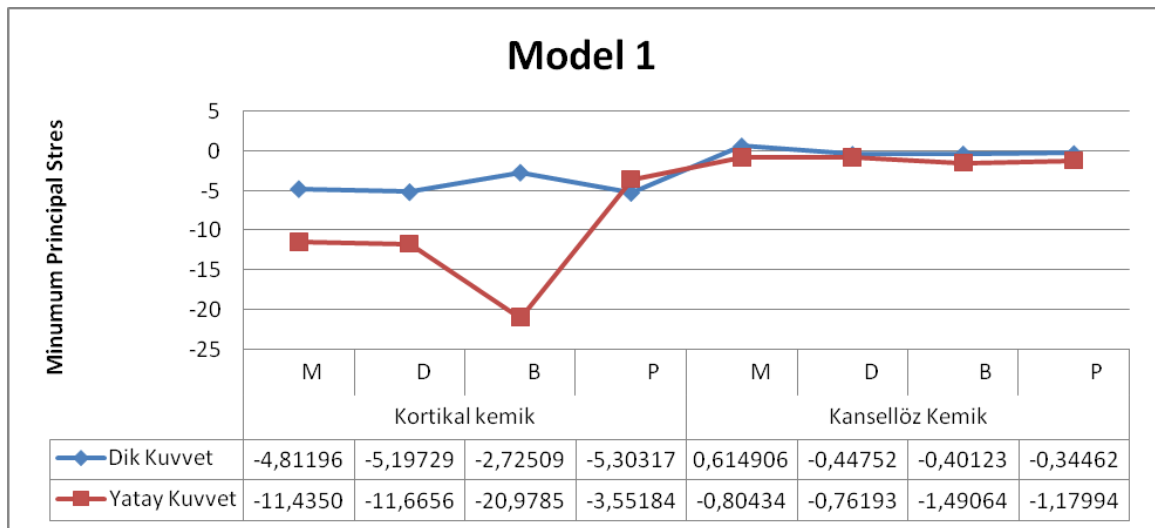
Şekil 3.27. Model 4 için kemik grefti seviyesi maksimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

3.1.3. Minimum Principal Stres Değerleri

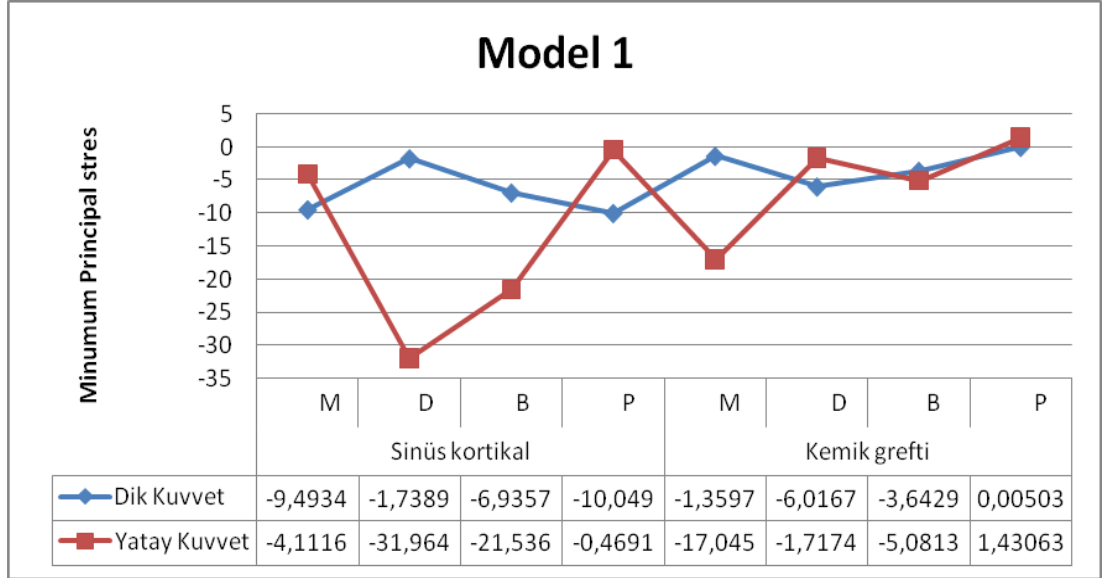
Model 1:

Model 1 için ölçülen değerler: Kortikal kemik: 0,68 mm, Kansellöz kemik: 3,45 mm, Sinus kortikal kemik: 0,39 mm, Greft bölgesi: 9,48 mm.

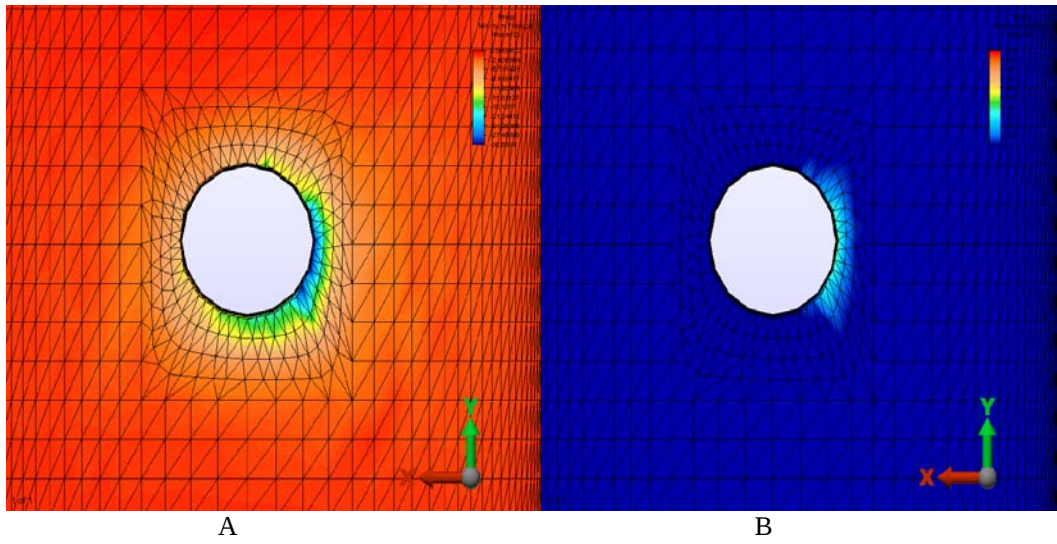
Model 1 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu minimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.28 ve Şekil 3.29). En yüksek değerler kret kortikal ve sinüs kortikal tabakalarında izlenmektedir. En düşük stresler kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemede bukkal referans noktasında -20,97 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.30). Kansellöz kemik içerisinde oluşan maksimum principal stres değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.31). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stresler yatay yüklemede distal referans noktasında -31,96 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.32). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek minimum principal stres değerleri yatay yüklemede mezial referans bölgesinde -17,04 MPa olarak görülmektedir.



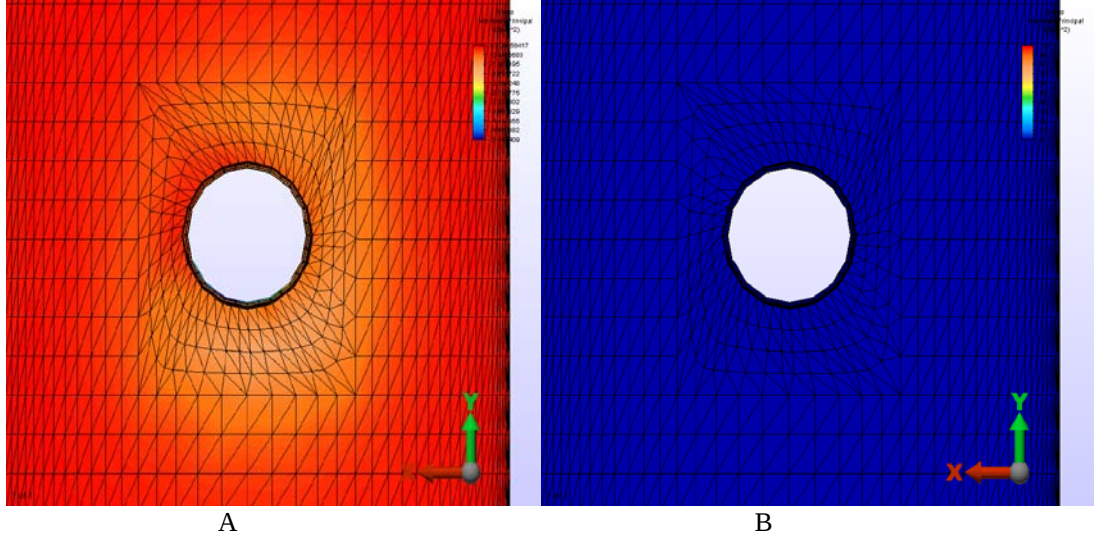
Şekil 3.28. Model 1 için kret kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres değerleri



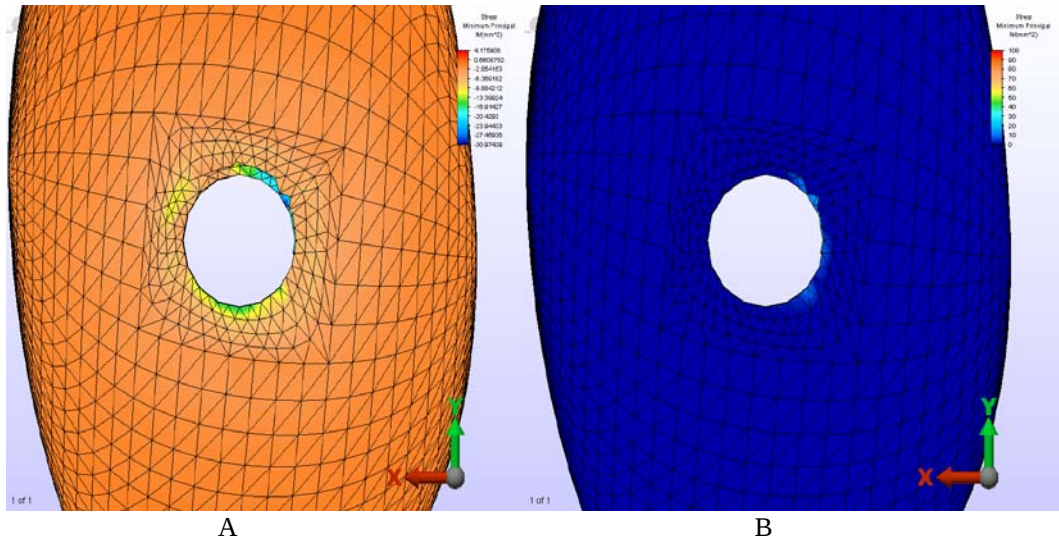
Şekil 3.29. Model 1 için sinüs kortikal ve greft bölgesi minimum principal stres değerleri.



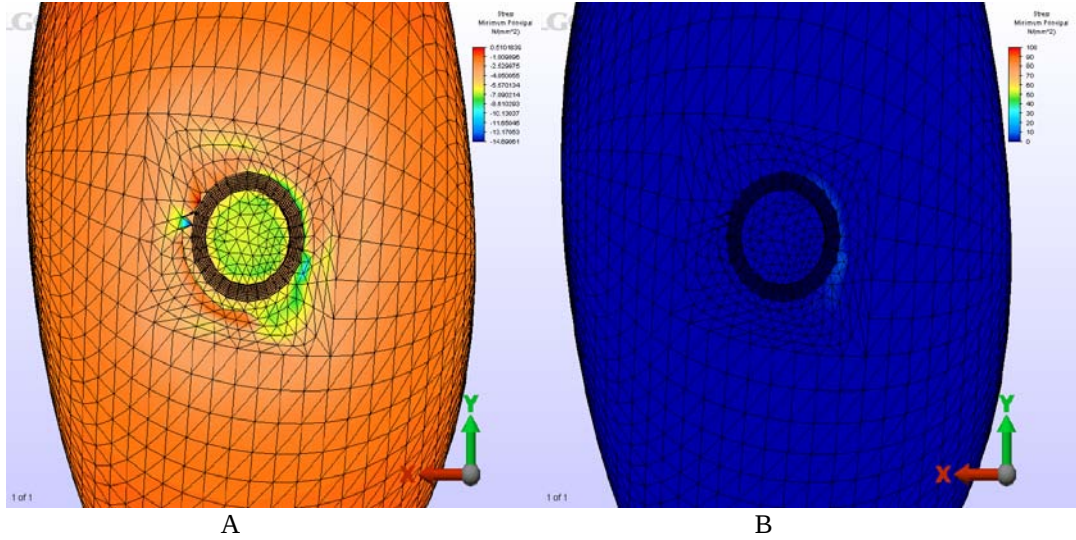
Şekil 3.30. Model 1 için kret kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.31. Model 1 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.32. Model 1 için sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı. (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

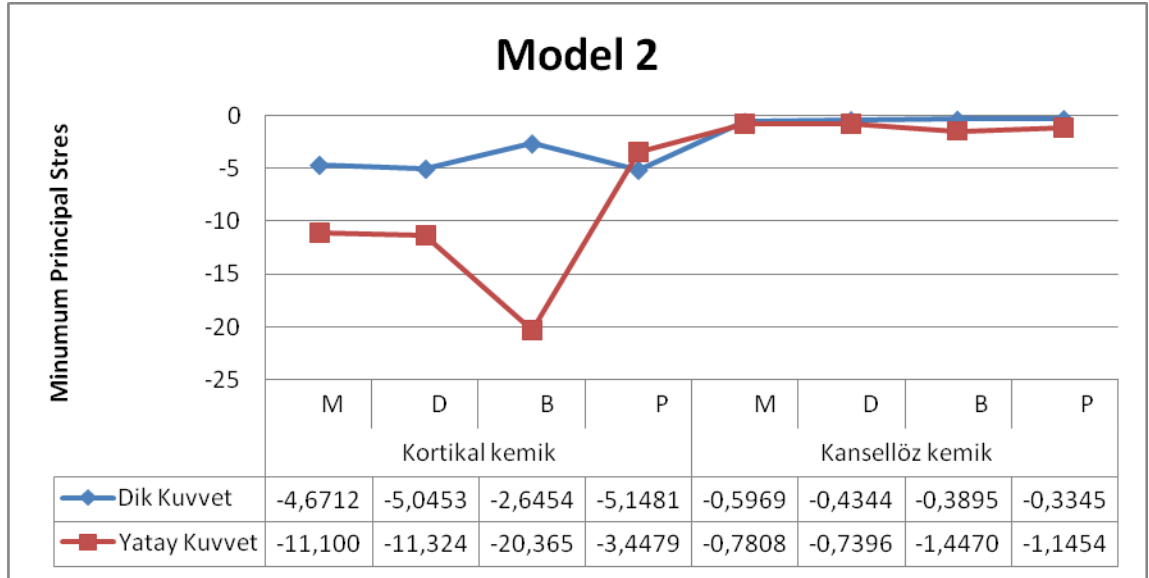


Şekil 3.33. Model 1 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı(A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

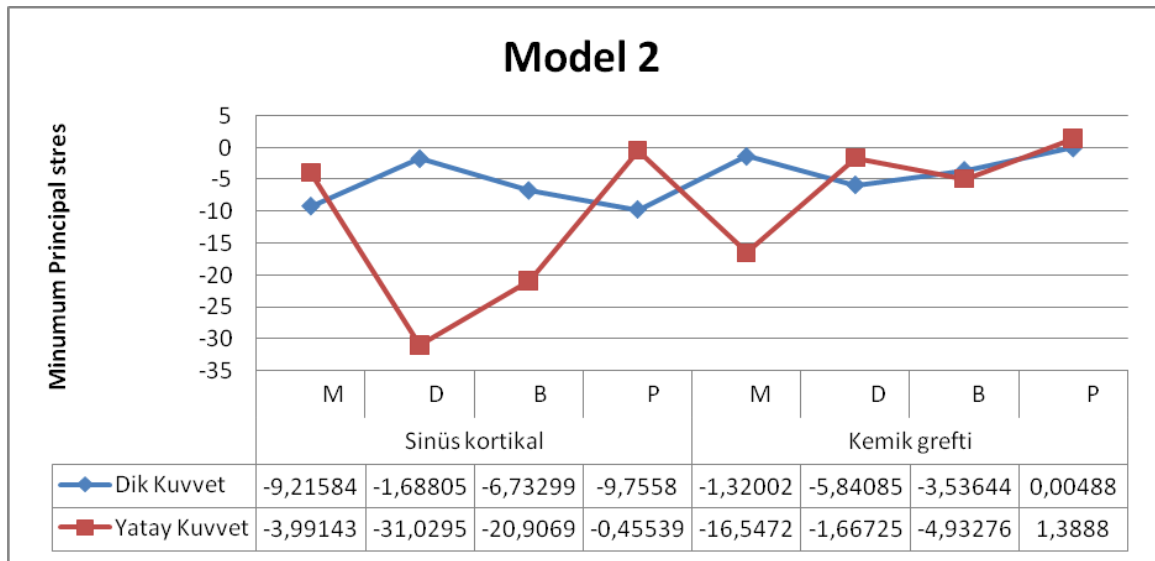
Model 2:

Model 2 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0,62 mm, Kansellöz kemik:3,52 mm, Sinüs kortikal kemik: 0,50 mm, Greft bölgesi: 9,36 mm

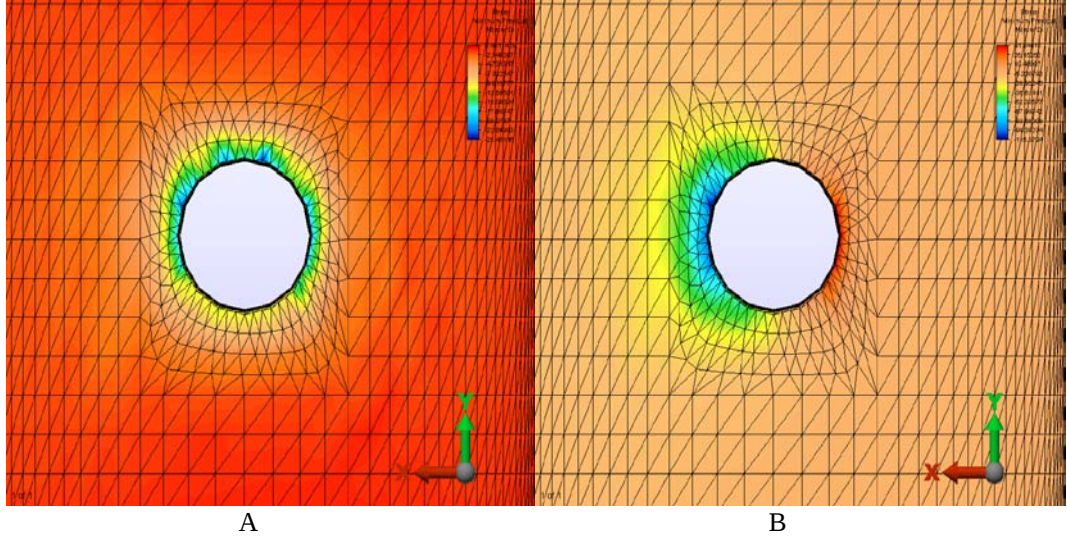
Model 2 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu minimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.34 ve Şekil 3.35). En yüksek değerler kret kortikal ve sinüs kortikal tabakalarında izlenmektedir. En düşük stresler kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemede bukkal referans noktasında -20,36 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.36). Kansellöz kemik içerisinde oluşan minimum principal stres değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.37). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stresler yatay yüklemede distal referans noktasında -31,02 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.38). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek minimum principal stres değerleri yatay yüklemede mezial referans bölgesinde -16,54 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.39).



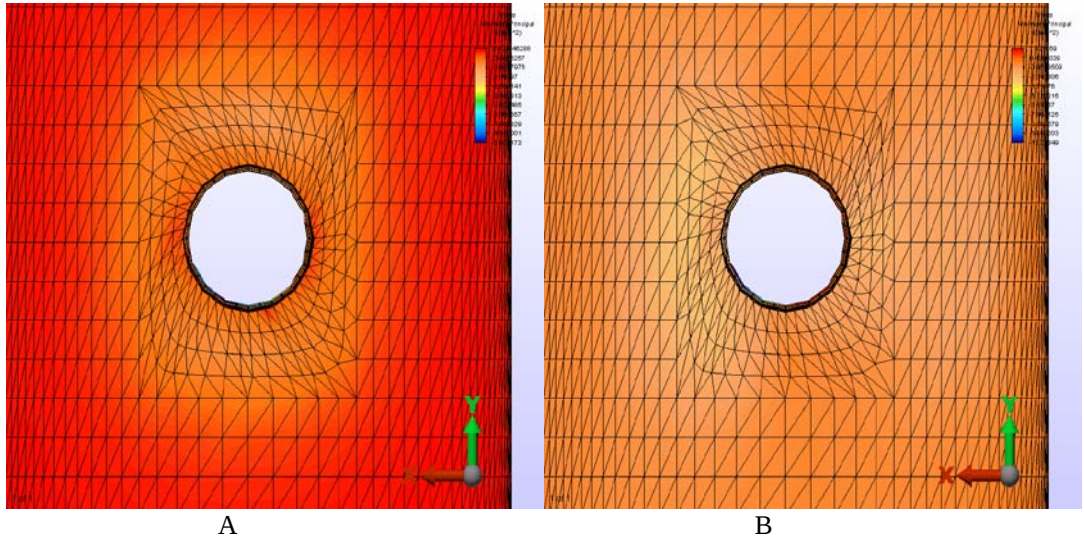
Şekil 3.34. Model 2 için kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres değerleri



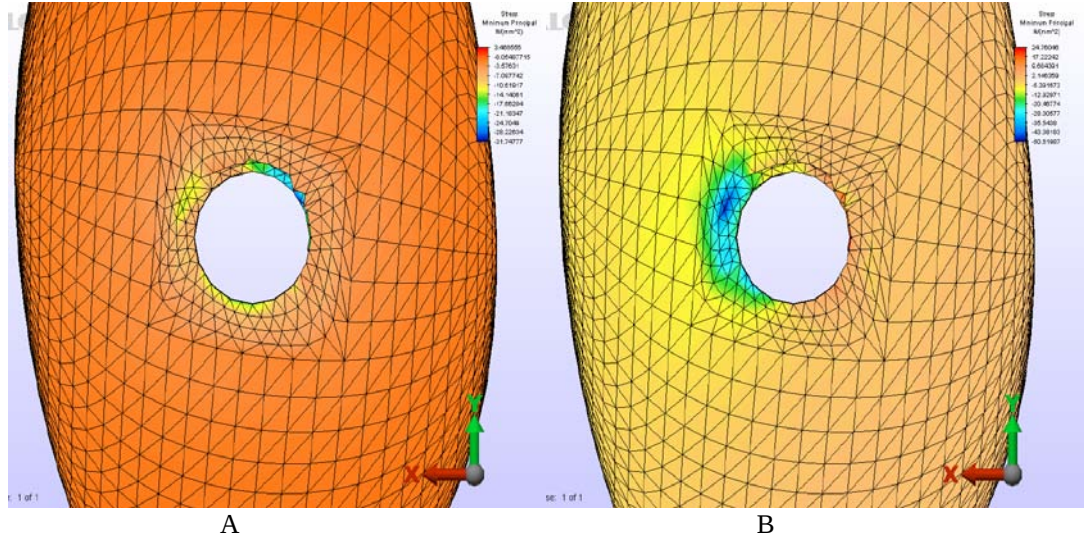
Şekil 3.35. Model 2 için sinüs kortikal ve greft bölgesi minimum principal stres değerleri.



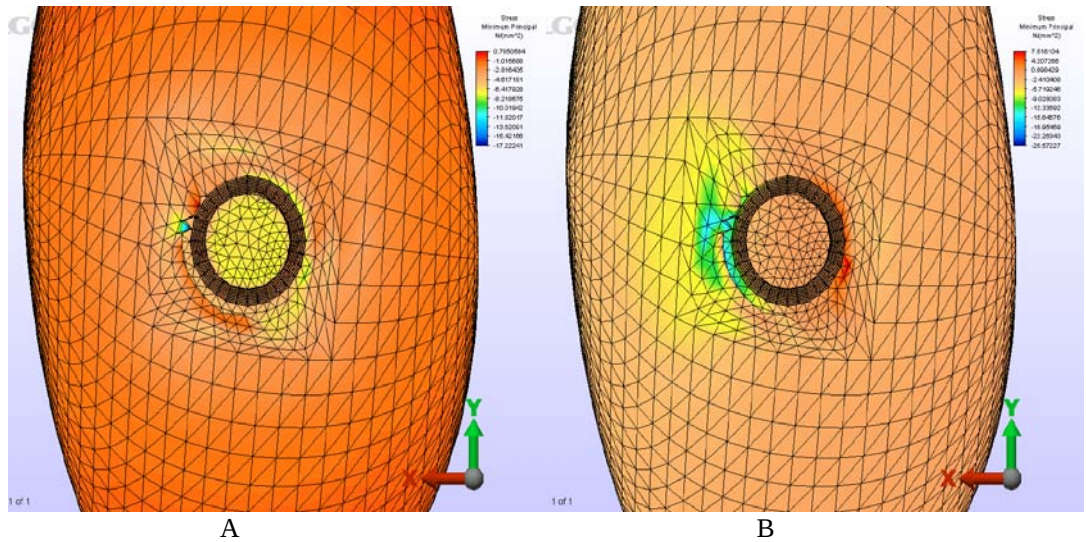
Şekil 3.36. Model 2 için kret kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.37. Model 2 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.38. Model 2 için sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



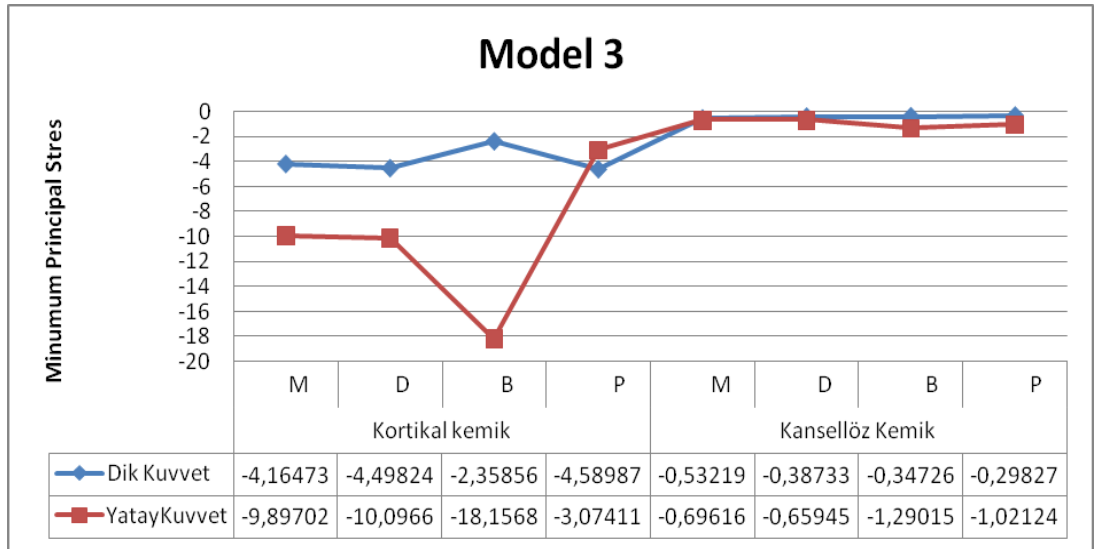
Şekil 3.39. Model 2 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

Model 3:

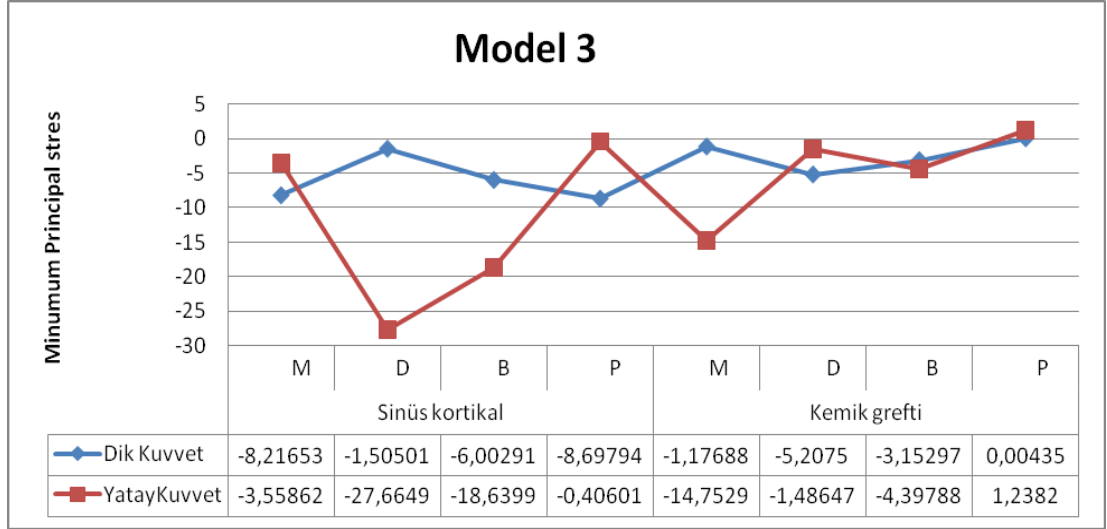
Model 3 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0,81 mm, Kansellöz kemik:2,87 mm, Sinüs kortikal kemik: 0,49 mm, Greft bölgesi: 9,83 mm

Model 3 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu minimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres

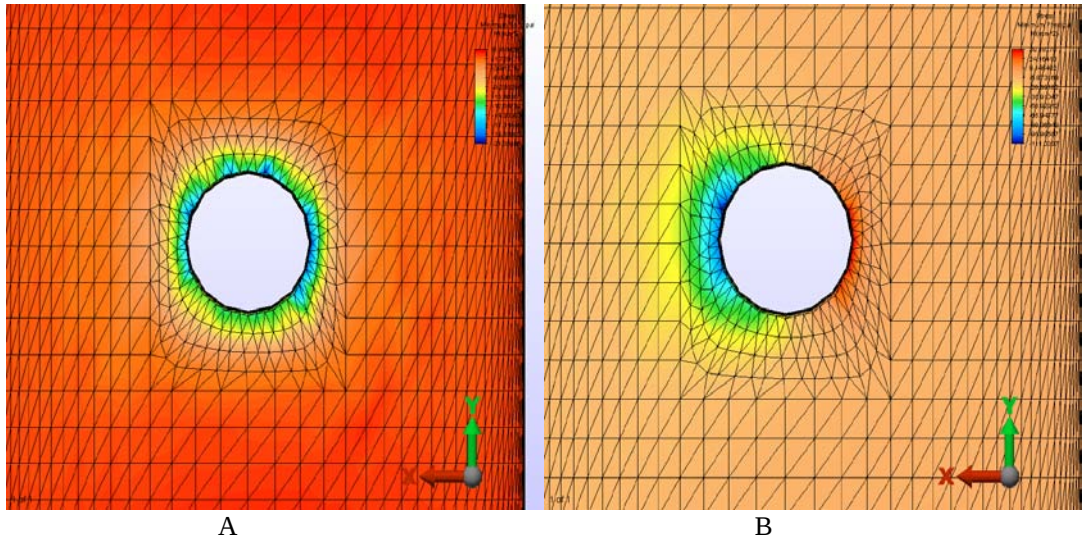
değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.40 ve Şekil 3.41). En yüksek değerler kret kortikal ve sinüs kortikal tabakalarında izlenmektedir. En düşük stresler kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemde bukkal referans noktasında -18,15 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.42). Kansellöz kemik içerisinde oluşan maksimum principal değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.43). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stres değeri yatay yüklemde distal referans noktasında -27,66 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.44). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek minimum principal stres değerleri yatay yüklemde mezial referans bölgesinde -14,75 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.45).



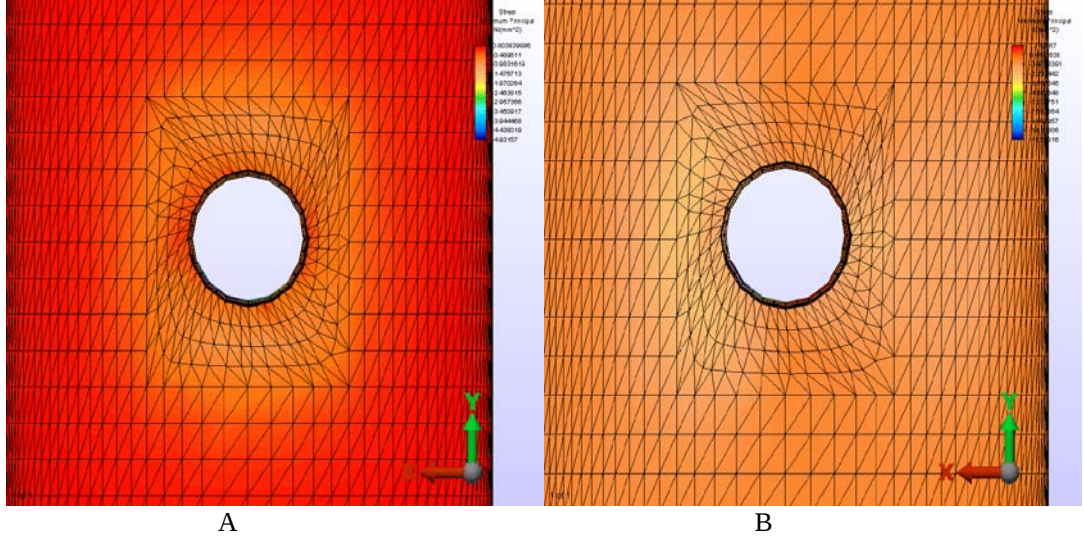
Şekil 3.40. Model 3 için kret kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres değerleri



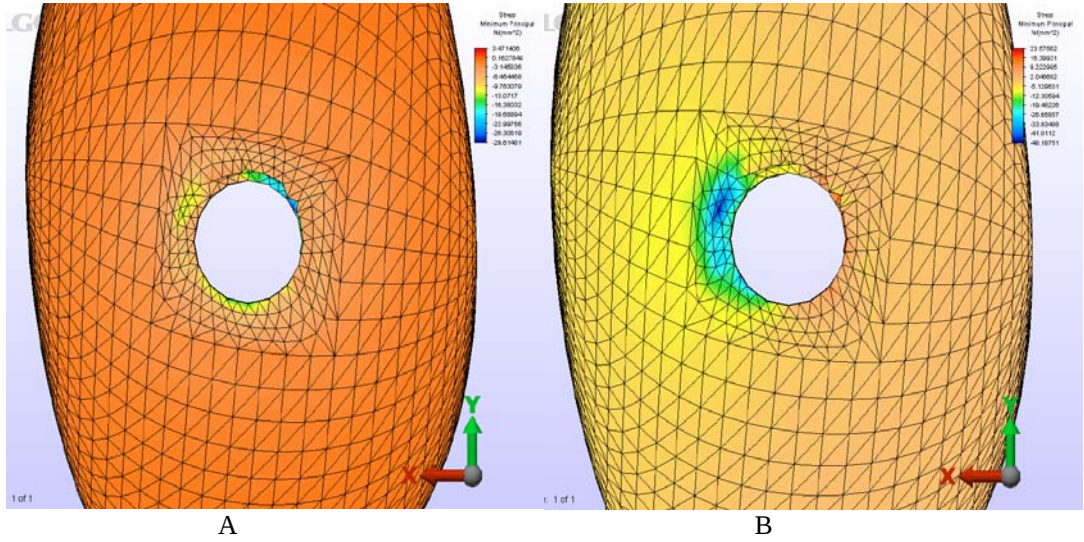
Şekil 3.41. Model 3 için sinüs kortikal ve kemik grefti minimum principal stres değerleri.



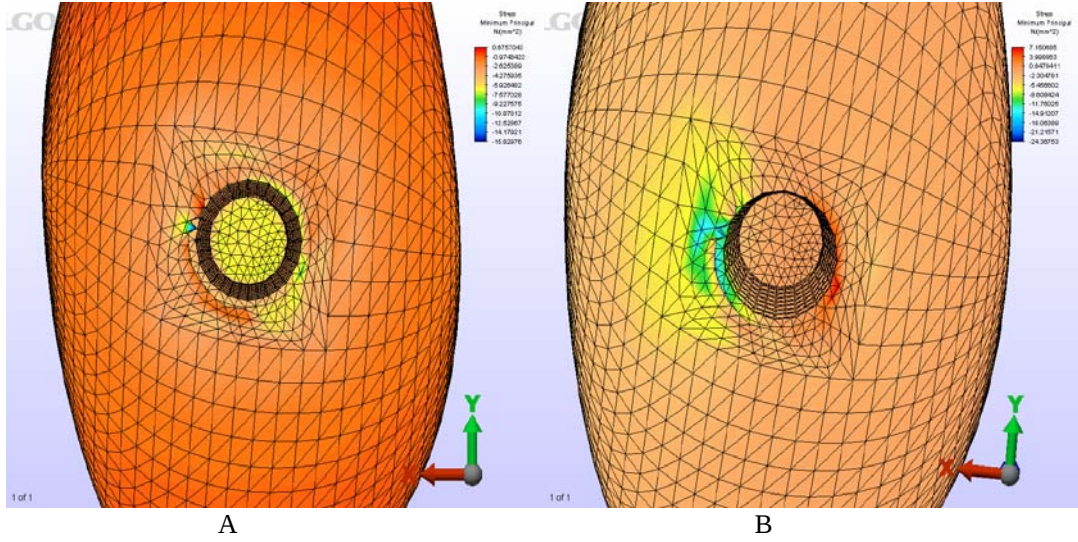
Şekil 3.42. Model 3 için kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.43. Model 3 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.44. Model 3 için sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

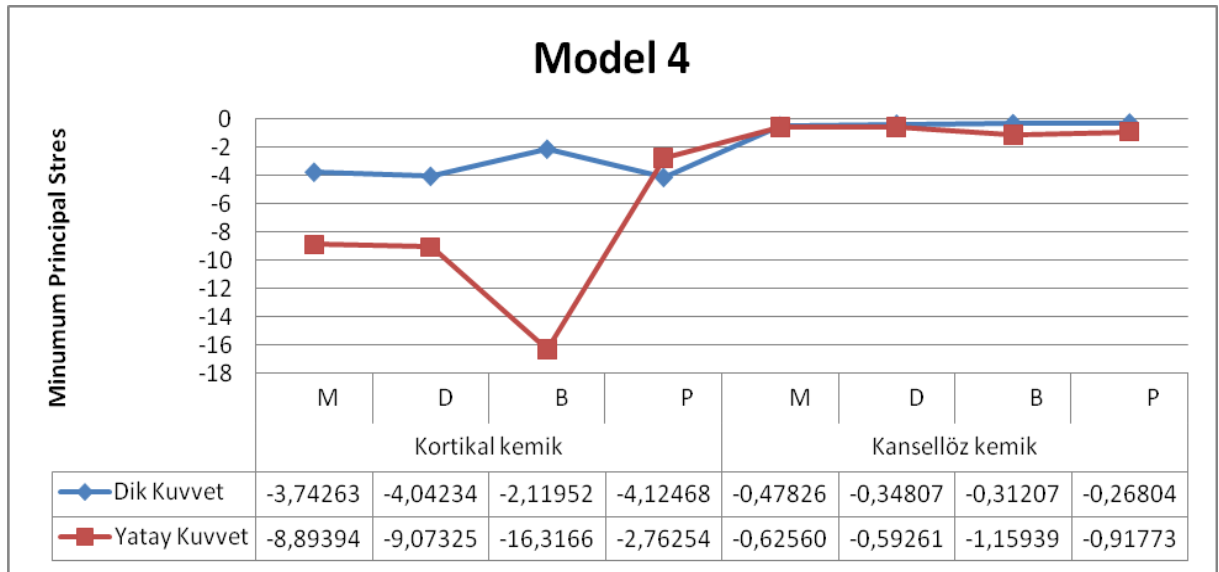


Şekil 3.45. Model 3 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

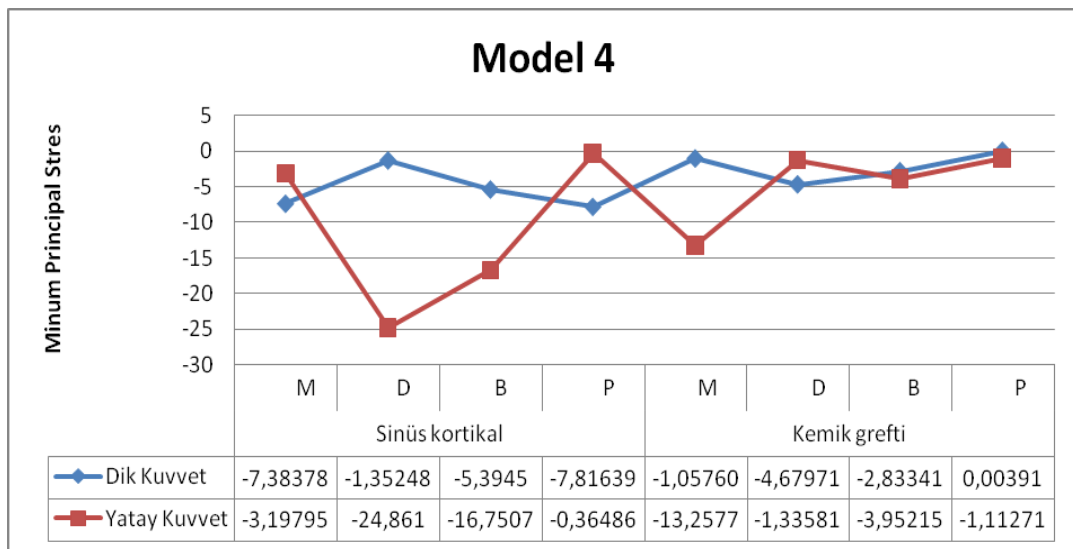
Model 4:

Model 4 için ölçülen değerler: Kortikal kemik:0,80 mm, Kansellöz kemik:2,35 mm, Sinüs kortikal kemik: 0,65 mm, Greft bölgesi: 10,2 mm

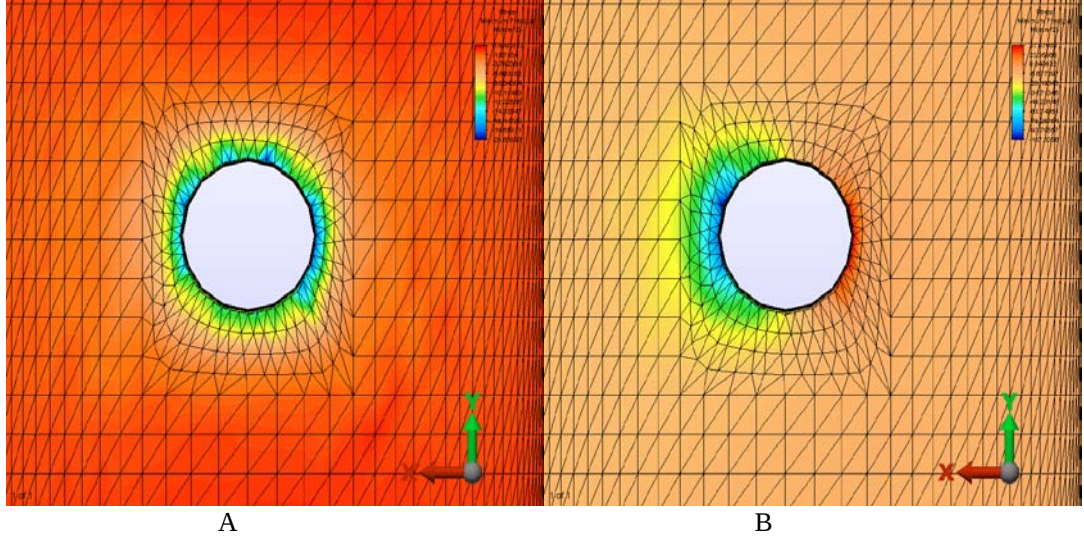
Model 4 için elde edilen stres değerlerine bakıldığında yatay kuvvetlerin oluşturduğu minimum principal stres değerlerinin aksiyal yükleme sırasında oluşan stres değerlerinden daha büyük olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.46 ve Şekil 3.47). En yüksek değerler kret kortikal ve sinüs kortikal tabakalarında izlenmektedir. En düşük stres değerleri kansellöz kemik içerisinde bulunmuştur. Kret kortikal kemiğinde oluşan en yüksek stres değeri yatay yüklemede bukkal referans noktasında -16,31 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.48). Kansellöz kemik içerisinde oluşan maksimum principal değerleri düşük değerler olup her iki yükleme şeklinde de benzer dağılım görülmektedir (Şekil 3.49). Sinüs kortikal bölgesinde en yüksek stres değerleri yatay yüklemede distal referans noktasında -24,86 MPa olarak izlenmiştir (Şekil 3.50). Greft bölgesi değerlerine bakıldığında en yüksek minimum principal stres değerleri yatay yüklemede mezial referans bölgesinde -13,25 MPa olarak görülmektedir (Şekil 3.51).



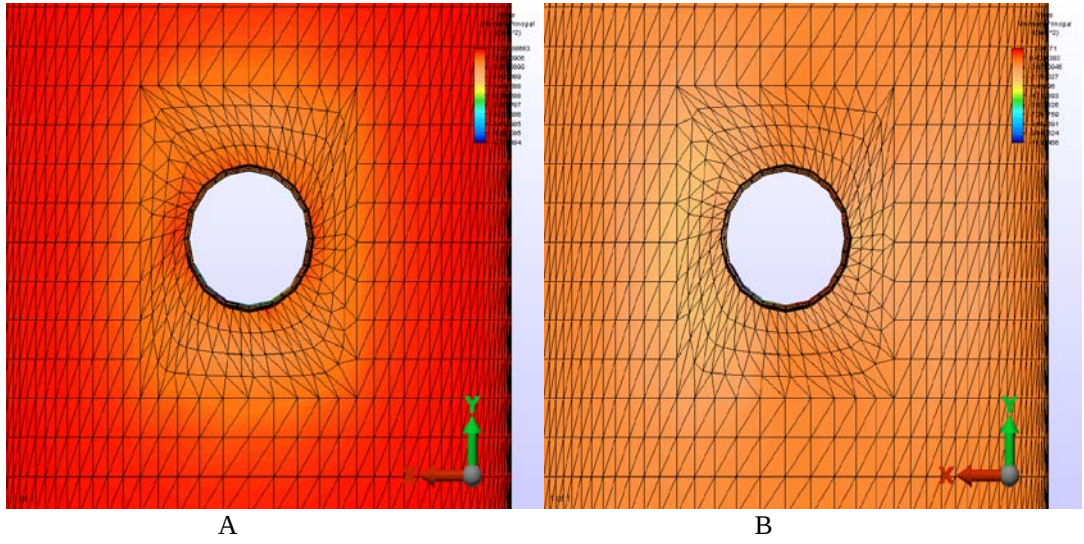
Şekil 3.46. Model 4 için kortikal ve kansellöz kemik bölgesi minimum principal stres değerleri



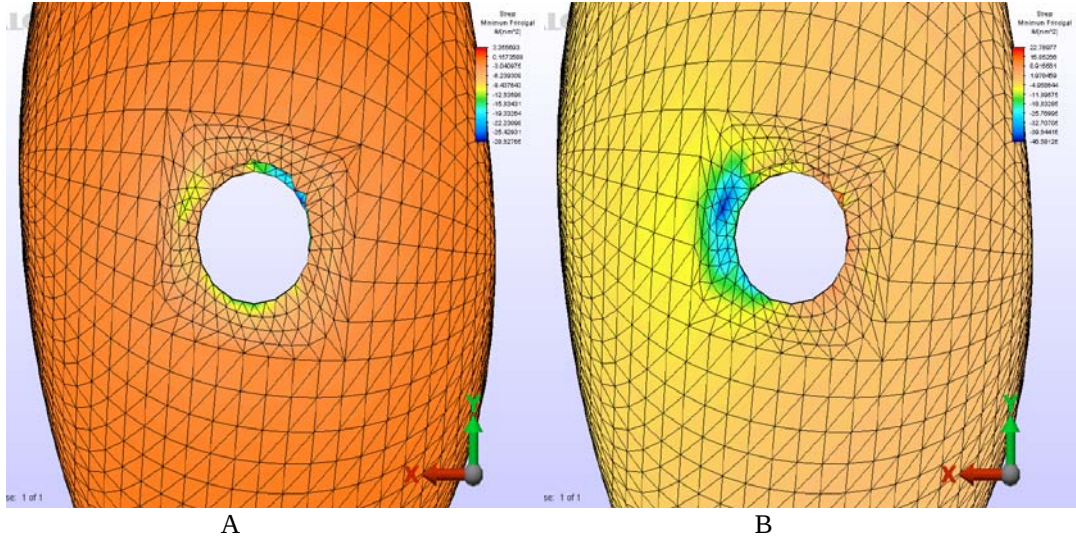
Şekil 3.47. Model 4 için sinüs kortikal ve greft bölgesi minimum principal stres değerleri.



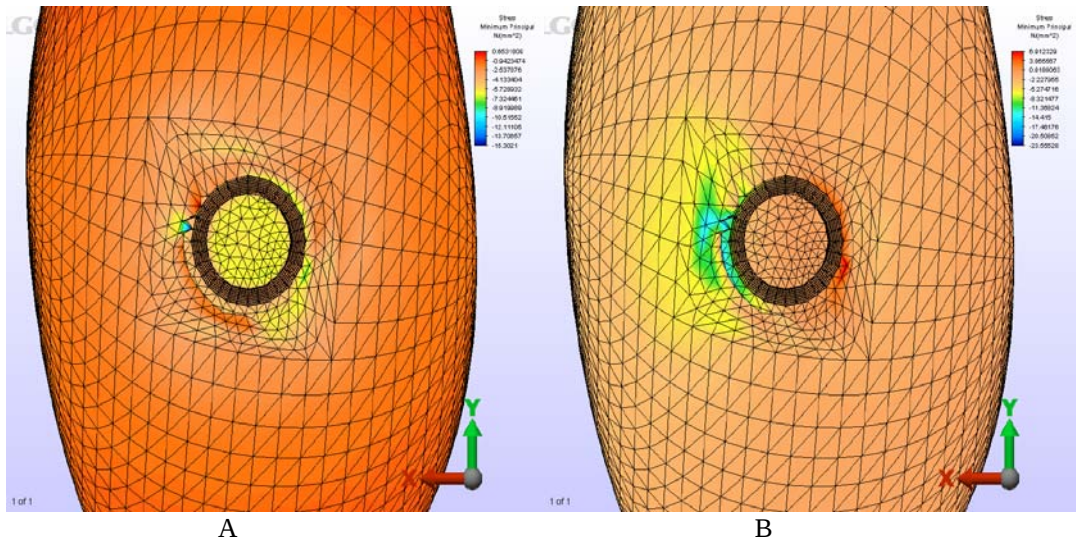
Şekil 3.48. Model 4 için kret kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.49. Model 4 için kansellöz kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.50. Model 4 için dik yükleme koşulunda sinüs kortikal kemik seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)



Şekil 3.51. Model 4 için kemik grefti seviyesi minimum principal stres dağılımı (A- Dik yükleme koşulu. B- Yatay yükleme koşulu.)

Minimum principal stres değerleri ve dağılımı açısından bakıldığında kret kortikal kemik kalınlığının daha az olduğu modellerde (Model 1 ve Model 2) oluşan stres değerleri, kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu modellerden (Model 3 ve Model 4) daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca sinüs kortikal kalınlığının fazla olduğu modellerde (Model 2 ve Model 4) oluşan stres değerleri, sinüs kortikal kemik kalınlığının az olduğu modellerden (Model 1 ve Model 3) görece daha az bulunmuştur. Genel olarak bu sonuçlara bakıldığında kret kortikal ve sinüs kortikal kemik kalınlığının fazla olması stres oluşumunu azaltarak daha başarılı bir tedavi

yapılmasına izin verdiği ileri sürülebilir. Buna ek olarak implant üzerine yatay kuvvet uygulamasının kemik bölgeleri ve greft materyali üzerinde dik kuvvetlere göre daha fazla stres birikimine neden olduğu gözlenmektedir.

3.2. Sinüs Lifting İşlemi Sonucunda Elde Edilen Kemik Miktarı

Maksiller bölgede gelişen kemik atrofisi nedeniyle implant yerleştirebilmek için sinüs lifting işlemine tabi tutulan hastalardan cerrahi sonrasında elde edilen kemik yüksekliği miktarları ölçüldü. Bu işlem için sinüs lifting işlemi sonrasında alınan CT görüntüleri kullanılarak her hasta için elde edilen değerler ölçüldü ve operasyon öncesinde alınan CT görüntüleriyle kıyaslanarak kazanılan kemik yüksekliği ortaya çıkarıldı. Elde edilen sonuçlar Çizelge 3.2’ de gösterilmektedir. Panoramik radyografi üzerinden elde edilen sonuçlar Çizelge 3.3’ de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. Sinüs lifting işlemi sonrasında CT’den elde edilen kemik yüksekliği miktarları.

	Vaka 1	Vaka 2	Vaka 3	Vaka 4	Vaka 5	Vaka 6	Vaka 7	Vaka 8
Op. Ön. Vertikal Kemik Yük. (mm)	4,52	4,64	4,7	3,8	3,56	3,87	3,47	3,76
Op. Son. Vertikal Kemik Yük. (mm)	13,83	10,51	13,36	11,56	14,52	14,83	14,47	11,52

Bu ölçümler CT üzerinden en yüksek dikey boyutun olduğu kesitten alınan görüntü üzerinden ölçülmüştür.

Çizelge 3.3. Sinüs lifting işlemi sonrasında panoramik radyografiden elde edilen kemik yüksekliği miktarları.

	Vaka 1	Vaka 2	Vaka 3	Vaka 4	Vaka 5	Vaka 6	Vaka 7	Vaka 8
Op.Ön. Vertikal Kemik Yük.	5 mm	5 mm	4 mm	4 mm	4 mm	4 mm	4 mm	4 mm
Op.Son. Vertikal Kemik Yük.	16 mm	12 mm	15 mm	12 mm	17 mm	18 mm	15 mm	13 mm

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel olarak preoperatif ve postoperatif dönemde yapılan ölçümler değerlendirildiğinde, panoramik radyografi ile CT'den elde edilen veriler arasında anlamlı bir fark bulunduğu saptanmıştır (preoperatif ölçümler için $p<0,005$, postoperatif ölçümler için $p<0,001$). CT'den yapılan ölçümler referans kabul edilirse panoramik radyografide hem preoperatif hem postoperatif ölçümler CT'den yapılan ölçümlerden daha yüksek bulunmuştur. Postoperatif ölçümler değerlendirildiğinde kemik miktarındaki artış hem CT ölçümleri hem panoramik radyografide ölçümleri için anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Kemik yüksekliğinde CT'den yapılan ölçümlerde ortalama 9 mm, panoramik radyografiden yapılan ölçümlerde ortalama 10,5 mm kazanç sağlanmıştır. Preoperatif ölçümlerde panoramik radyografi CT'ye göre $0,28 \pm 0,23$ mm daha fazla ölçmektedir. Postoperatif ölçümlerde de panoramik radyografi CT'ye göre $1,68 \pm 0,93$ mm daha fazla ölçmektedir (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4. Ölçümlerin istatistiksel analizi

	Preoperatif Ölçüm Ort. $\pm$ SD	Postoperatif Ölçüm Ort. $\pm$ SD	Kazanılan Kemik Miktarı	P
CT	$3,97 \pm 0,43$	$13,07 \pm 1,65$	$9,1 \pm 1,87$	$<0,001$
Panoramik	$4,25 \pm 0,46$	$14,75 \pm 2,25$	$10,5 \pm 2,39$	$<0,001$
Panoramik -CT farkı	$0,28 \pm 0,23^*$	$1,68 \pm 0,93^{**}$		

*: $P<0,05$

** : $P<0,01$

4. TARTIŞMA

İmplant destekli restorasyonların uzun dönemde başarılı olması teşhis ve tedavi planlamasının dikkatli yapılmasına bağlıdır. Hasta değerlendirilirken radyografik olarak kemiğin kalite ve kantitesi hakkında bilgi sahibi olunmalıdır.

Konvansiyonel radyografik teknikler, görüntülemenin doğruluğunu sınırlayan özelliklere sahiptir. Panoramik ve periapikal radyografların en büyük dezavantajı iki boyutlu görüntü elde edilmesidir. Bilgisayarlı tomografi, implant yerleştirilmesinin planlandığı kemik sahalarının doğru değerlendirilmesini sağlayan her üç boyutta kesitsel radyografik görüntüler verir. Bu görüntülerde çene kemiklerinde implant yerleştirilmesi planlanan sahalar ve anatomik oluşumların lokalizasyonu hakkında detaylı bilgi edinilir. Son on yılda bilgisayarlı tomografi implant yerleştirilmesinden önce çene kemiklerinin değerlendirilmesi için en sık kullanılan görüntüleme tekniği olmuştur (İplikçioğlu ve ark., 2002).

Dental implantlar kullanılarak, yeterli kemik hacmi ve dansitesine sahip dişsiz hastaların tedavisi yüksek başarı oranına sahiptir ve geçerli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Ancak aşırı rezorbe alveoler kretlerde kortikal kemik ince olduğu veya hiç olmadığı için özellikle posterior maksiller alanlarda implantın primer stabilizasyonunu sağlamak oldukça zordur. Özellikle dişsiz posterior maksilla, kemik atrofisi ve sinüs hacminin artması nedeniyle implant tedavisi açısından yetersizlik göstermektedir. Bu durum başarılı bir osseointegrasyonu ve fonksiyonel, estetik özelliklere sahip olan implant destekli restorasyonların oluşturulmasını zorlaştırmaktadır (Zinner ve Small, 1996). 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 lift işlemleri uygulanmaktadır (Karabuda ve ark., 2001).

Marx ve ark.'ın 1994 yılında farklı tipteki kemik modellere yerleştirilmiş implantlar kullanılarak yaptıkları 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 dansitesine sahip alanlarda kullanılması önerilmiştir.

Boyne ve James (1980) blade implantların kullanıldığı durumlarda, sinüs augmentasyonu için protez öncesi cerrahi tanımlamışlardır. Bu teknikte bukkal insizyonu takiben sinüs için lateral pencere hazırlanmasının ardından iliak kemik kullanılarak yapılan greftleme işleminden sonra implant yerleşimi için 6 aylık bir iyileşme zamanı gerekmektedir. Sinüs lifting (sinüs augmentasyonu) işlemi 1976’da Tatum tarafından tasarlanmıştır (Tatum, 1986). 1990’lı yılların ortalarından itibaren, implant uygulaması için gerekli olan kemiğin vertikal yüksekliğini arttırmak amacıyla 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. Tatum beş farklı doku insizyonu (krestal, palatal, tam kalınlık palatal, vertikal, horizontal vestibüler), üç tip kemik girişi (krestal, bukkal ve Le Forte I) ve kullanılan greft materyali olarak otojen, alloplast ve allogreft augmentasyonu tanımlamıştır. Buna ek olarak Tatum tek ve çift aşamalı sinüs augmentasyonu tekniğini tarif etmiştir (Tatum, 1986). Günümüzde otojen greft kullanımında lateral pencere tekniği kullanılarak yapılan sinüs lifting işlemi güvenilir bulunmaktadır (Wallace ve Froum, 2003; Del Fabbro ve ark., 2004). Summers (1994), daha konservatif “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. Summers (1994), 6 mm’den daha az kemik seviyesine sahip hastalarda çift aşamalı tekniğin uygulanması tavsiye etmektedir. Cosci ve Luccioli (2000) bu tekniği modifiye ederek atravmatik drill kullanılarak yapılan sinüs augmentasyonunda, 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 azdır ve implant stabilizasyonu için en az 3 mm’lik kemik yüksekliğine ihtiyaç vardır.

Kent ve Block (1989), Duran (2001) ve Davarpanah ve ark (2004)'nın yaptıkları çalışmalardan elde ettikleri sonuçlara dayanarak bildirdiği üzere 5 mm'den daha az kemik yüksekliği olan vakalarda çift aşamalı sinüs augmentasyonu tekniği uygulanması benimsenmiştir.

Jensen ve ark. (1998) 'consensus' 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 (2001) sinüs augmentasyonu ve implant uygulamaları yaptığı klinik bir çalışmada, kemik yüksekliği 5 mm'nin üzerinde olduğunda sinüs augmentasyonu işlemini aynı seansta, 5 mm'nin altında olduğunda ise iki aşamalı olarak gerçekleştirdiğini 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 (Misch, 1987; Chanavaz 1990; Block ve Widner 1993; Wheeler ve ark., 1996; Duran, 2001)

Çalışmamıza dahil edilen vakaların operasyon öncesi kemik seviyeleri 5 mm'den daha az olması sebebiyle, mevcut risk değerlendirilerek, sinüs lifting işlemini takiben iyileşme döneminden sonra, ikinci bir cerrahi işlem ile implantların yapılması uygun bulunmuştur. İmplant çevresinde kemik yapının oluşturulabilmesi için diğer bir faktör de implant yüzey konfigürasyonudur. Yapılan histolojik çalışmalarda pürüzlü yüzeye sahip dental implantlarda pürüzsüz yüzeye sahip implantlara göre daha fazla kemik-implant kontağı olduğu gösterilmiştir. Garcia-Vives ve ark.(2009) tip IV kemik üzerinde yaptıkları çalışmada iki farklı tipte

implant sistemini primer stabilite yönünden karşılaştırmışlardır. Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde tapered şeklinde olan Swiss Plus implant sisteminin yüksek primer stabilite değerine sahip olduğu görülmektedir. Maksiller posterior bölgedeki kemik kalitesinin tip IV kemik özelliği göstermesi nedeniyle bu bölgedeki primer stabilite değerleri implant tedavisinin uzun dönemli başarısı açısından önemlidir. Bu verilere dayanarak çalışmamızda pürüzlendirilmiş yüzeye sahip tapered konfigürasyonunaki Swiss Plus dental implant sistemi kullanılmıştır.

Maksiller sinüs augmentasyonunda kullanılan greft materyallerinin araştırılması konusu, dünya bilim gündeminde son yıllarda önemli bir yer almaktadır. Otogreftler, allogreftler, ksenogreftler, alloplastik materyaller ve bunların kombinasyonları sinüs augmentasyonunda kullanılmaktadır. Bu materyallerin birbirlerine göre avantaj ve dezavantajlarının değerlendirildiği çok sayıda çalışma vardır (Fugazzotto ve Vlassis, 1998; Kökden ve Türker, 1999; Aybar ve ark., 2001; Durmuş ve ark., 2001; Güven, 2008; Lee ve ark., 2009).

Otojen kemik greftleri uzun zamandan beri altın standart olarak kabul edilmektedir ve diğer greftlere olan üstünlüğü bilinmektedir (Alfaro, 2006). Otojen kemik greftleri osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklere sahiptir. Fakat ikinci bir operasyon gerektirmesi, donör sahada komplikasyon görülebilmesi, sınırlı miktarda elde edilmesi gibi dezavantajlara sahiptir. Diğer yandan otogreft yerine, allojen ve ksenojen kemik greftleri uygulandığında alıcıda immün tepki oluşmaktadır. Bu tepki çoğu zaman transplantasyonun başarısız olması ile sonuçlanmaktadır. Bu nedenle allojen ve ksenojen kemik greftlerinin antijenik özellikleri azaltılarak kullanılabilir hale gelmesi için bir takım işlemlere tabi tutulmuşlardır (Mould ve ark., 1965; Brown ve ark., 1986; Conto, 1994; Moreau ve ark., 2000). Bu işlemlerden demineralizasyon işlemi sırasında antijenik özelliklerinin de elimine edildiği ve ideal biyomateryallerde olması beklenen özelliklerin çoğunu taşıdıkları düşüncesi ile demineralize kemik greftleri birçok çalışmaya konu olmuştur (Cılbır ve ark., 1999; Peterson et al., 2004; Öztürk ve ark., 2006; Han ve ark., 2008; Kim ve ark. 2010; Moore ve ark. 2010; Bartlett ve Foo, 2010).

Otogreftlere popüler alternatif partikül formundaki demineralize kemik matriksidir (DBM). DBM, mineral komponenti uzaklaştırılmış, kemik formasyonunu indükleyen kollojen ve çeşitli büyüme faktör proteinleri için yapı iskelesinin geriye kaldığı kadavra kemiğidir (Garg, 2004).

Hosny ve Sharawy (1985), Rhesus maymunları üzerinde demineralize kemik allogreftlerinin osteoindüksiyon etkisini incelemek için yaptıkları çalışmada, allojenik demineralize kemik tozunun maymunlarda kemik formasyonunu indükleyebileceğini bildirmişlerdir. Sonuçların insanlarda kemik formasyonunu indüklemek için demineralize kemik tozunun kemik bankası materyal olarak kullanımını doğruladığını bildirmişlerdir.

Karabuda ve ark. (2001), yaptıkları klinik çalışmada sinüs augmentasyonunda deproteinize sığır kemiği granülleri, demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik tozu ve poröz hidroksilapatit greft materyallerini kullanmışlardır. İyileşme periyodunun 6. ayında greft materyallerinin histolojik ve klinik incelemelerini yapmışlardır. Demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik tozu ile greftlenen alanlardan alınan örneklerde greftlenen alanın büyük bölümünde yeni kemik formasyonu (%70-75) gözlemlemişlerdir. Hiçbir inflamatuvar hücre gözlemlemediklerini bildirmişlerdir.

Groeneveld ve arkadaşları (1999), maksiller sinüs augmentasyonunda kullandıkları demineralize kemik matriksinde yeni kemiğin osteokondüksiyon mekanizması ile oluştuğunu bildirmişlerdir. İlave olarak DKM partiküllerinin remineralizasyonunun mineral miktarını arttırdığını ve bunun da partiküllerin birleşmelerini tamamlamalarına yol açtığını düşünmüşlerdir.

Sohn ve ark. (2009) 5 hastaya ait tek taraflı maksiller sinüs bölgelerinde demineralize kemik matriksi ile sinüs augmentasyonu uygulaması yapmışlardır. Altı aylık iyileşme periyodundan sonra histolojik inceleme için hastalardan kemik örneği almışlardır. Histolojik incelemede greftlenmiş kemik etrafında yeni kemik formasyonunun aktif

olduğunu ve greftlenmiş kemiğin yeni oluşmuş kemik matriksine iyi bütünleştiğini bildirmişlerdir. Demineralize kemik matriksi pastasının sinüs augmentasyonunda kemik hacmini arttırmak için klinik olarak faydalı olduğunu bildirmişlerdir.

Günümüze kadar kullanılan allogreftlere yeni bir alternatif de solventlerle dehidrate edilmiş kemiktir. Tutoplast-Spongioza, insan orijinli, seçilmiş donörlerden elde edilen bir allogrefttir. Donör olarak seçilen kadavralarda, özellikle taşınabilen viral hastalıkların olmamasına dikkat edilmektedir. Donörlerden elde edilen kemikler temizleme ve prezervasyon işleminden geçirilmekte, solventlerle ve güçlü alkalilerle dehidrate edilirken, muhtemel virüsler de elimine edilmektedir. Solventlerden sodyum hidroksit, hidrojen peroksit ve aseton özellikle Creutzfeldt-Jakob Disease, HIV ve hepatit virüslerini inaktive etmektedir. Bu şekilde virüslerden arındırılan kemik greftlerinin sterilizasyonu da gamma radyasyonu ile olmaktadır. Anlatılan işlemler esnasında osteoindüktif proteinlerde çok az bir kayıp olmaktadır. Greftin iyileşmesi osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon ile olmaktadır (Kessler ve ark., 2001; Noubissi ve ark., 2005; Lee ve ark., 2009).

Duran (2001), maksiller posterior bölgeye implant yerleştirilmesi planlanan ve sinüs augmentasyonu endikasyonu konulan hastalarda yaptığı klinik çalışmada solventlerle dehidrate kemik grefti kullanmış ve sinüs augmentasyonu yapılan bölgelerde yeterli ve başarılı bir kemik iyileşmesi sağlandığı ve implantların rahatça yerleştirildiğini bildirmiştir.

Çalışmamızda osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon yoluyla başarılı bir kemik iyileşmesi sağlayan, klinik uygulama kolaylığı olan, doku reddine yol açan immünolojik reaksiyon oluşturmeyen, sterilizasyon ve prezervasyon yönünden oldukça güvenilir olan, solventlerle dehidrate edilmiş, allojenik kemik grefti (Tutodent spongioza, Tutogen Medical GmbH, Germany) kullanılmıştır.

Greft materyalinin defekt bölgesinde muhafaza edilmesi, migrasyonun önlenmesi ve defektin yeni kemik dokusu ile dolması çok büyük bir öneme sahiptir. Partiküllerin

defekt bölgesinden migrasyonu, defektin yetersiz rejenerasyonu ve ektopik kemik oluşumu riski nedeniyle greftin başarısı düşebilir. Membranlar inflamatuvar periodontal hastalıklar sonucunda oluşan periodontal doku kayıplarının tedavisinde uygulanan yönlendirilmiş doku rejenerasyonu için geliştirilmiştir. Ancak zaman içerisinde sinüs lifting, kemik defektlerinin telafisi, kist boşluklarının üzerinin örtülmesi, implant çevresi defektlerin örtülmesi gibi farklı alanlarda da tek başlarına veya kemik greftleriyle beraber yönlendirilmiş doku rejenerasyonunun sağlanması amacıyla membran kullanılmaya başlanmıştır (Becker ve ark., 1992; Kışnişçi ve ark., 1992 ; Kışnişçi ve ark., 1996 ;Vest ve ark., 1999; Babbush, 2003; Şenel ve ark., 2006; Choi ve ark., 2009).

Zaman içerisinde çeşitli özelliklerde membranlar geliştirilmiştir. Bunlardan başlıcaları rezorbe olmayan selüloz filtreler, politetrafloroetilen esaslı membranlar ve kendiliğinden rezorbe olan kollojen membranlar, dondurulmuş kurutulmuş duramater, polilaktik asit ve poliglikolik asit membranlar, kalsiyum sülfat, PRP membranlardır (Garg, 2004).

Prato ve ark.(1995)'nın yaptıkları çalışmada rezorbe olabilen membranlar ile rezorbe olmayan ve bu konudaki klinik başarısı kanıtlanmış e-PTFE membranlar karşılaştırılmış ve rezorbe olabilen membranların klinik sonuçlarının daha iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Sayan ve ark.(1995) rezorbe ve nonrezorbe membranları kıyasladıkları deneysel çalışmada her iki membranın da kemik iyileşmesi üzerinde birbirine benzer ve olumlu özellikleri olduğunu bildirmişlerdir.

Rezorbe olabilen membranların avantajları: 1) Ağız ortamına açıldıklarında görülen enflamasyonun hafif olması ve membranın tamamen kapandığı durumlarda enflamasyonun hiç olmaması 2) İkinci cerrahiyi gerektirmedikleri için rejenere olmuş dokunun zarar görmemesi. Ancak kullanım esnasında ıslanmaları sebebiyle yumuşamaları ve diş eti çekilmesi görülen defektlerde boşluk oluşturabilmelerinin

güçleşmesi, bu tür defektelerde başarılarını azaltmaktadır. Ayrıca membranların ağız ortamına açılmalarının, rejenerasyon üzerine kötü bir etkisinin olduğu bilinmektedir (Polson ve ark., 1995; Garg, 2004).

Bizim çalışmamızda da greft partiküllerinin migrasyonunun önlenmesi ve başarılı bir kemik iyileşmesi elde edilmesi amacıyla kemik grefti ile birlikte sığır aşil tendonu kaynaklı kollojen membran kullanılmıştır. İkinci bir cerrahi saha gerektirmemeleri, kendiliğinden rezorbe olabilmeleri gibi avantajları göz önüne alınmış ve hiçbir vakada üzerleri açılmamış, tam bir iyileşme olmuştur.

Şenel ve ark. (2006), sinüs augmentasyonu yaptıkları klinik bir çalışmada greft olarak solventlerle dehidrate edilmiş kansellöz kemik cipsleri ve kollojen membran kullanmışlardır. Hastalardan aldıkları MRI görüntülerinde implant yerleştirmek için yeterli kemik yüksekliğini elde ettiklerini rapor etmişlerdir.

Yapılan histolojik çalışmalara göre otojen kemik grefti uygulandığında greftin canlı mineralize doku hacmi % 26- 69 arasındadır (Moy ve ark.,1993; Lorenzetti ve ark., 1998).

Çalışmamızda histopatolojik değerlendirme yapılmamıştır ancak yapılan greftleme işlemi sonucunda CT'den elde edilen bulgulara göre önemli miktarlarda kemik dokusu elde edilmiştir. Solventlerle dehidrate allojenik kemik grefti ve kollojen membran kullandığımız sinüs lift vakalarında ortalama $9,1 \pm 1,87$ mm yeni kemik kazancı sağlanmıştır.

Gher ve Richardson (1995) mandibulaya 4 adet implant yerleştirerek periapikal, panoramik radyografi, lineer tomogram, BT (dental program) ile inceleme yapmışlardır. BT yönteminin en başarılı sonuçları verdiğini tespit etmişlerdir.

Lindh ve ark. (1995), kadavralardan elde ettikleri 6 adet mandibuladan BT ve panoramik radyograf üzerinde inceleme yapmışlar ve BT'nin daha kusursuz ölçüm yaptığını tespit etmişlerdir.

Duran (2001), panoramik radyograflar üzerinde yaptığı ölçümlerde implant yerleştirilecek maksiller bölgede sinüs lift ve greft uygulaması ile toplam 13-22 mm (ortalama 16,39 mm) kemik yüksekliği elde edildiğini bildirmiştir.

Bizim çalışmamızda da panoramik radyograflar üzerinde yaptığımız ölçümlerde toplam 12-18 mm ($14,75 \pm 2,25$ mm) kemik yüksekliği elde edilmiştir. Bu da implant yerleştirmek için yeterli bir kemik yüksekliğidir.

Terzioğlu (1996) 12 mandibüler kemik üzerinde CT ve panoramik radyografi yöntemlerini gerçek boyutlar ile karşılaştırdığı çalışmasında, Bilgisayarlı Tomografi yöntemi ile yapılan ölçümler ve gerçek boyutlar arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığını fakat panoramik yöntem ölçümlerinin gerçek boyutları ile arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu bildirmiştir ($p < 0,001$). Panoramik yöntemin gerçek boyutları % 22,5 oranında fazla gösterdiğini, CT yönteminin ise % 0,05 oranında az gösterdiğini fakat bu azlığın istatistiksel olarak önemli olmadığını tespit etmiştir ($p > 0,05$).

Bizim çalışmamızda da postoperatif radyograflar değerlendirildiğinde panoramik radyografin CT'ye göre % 12,9 oranında daha fazla ölçtüğü bulunmuştur. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,01$). Bu sonucun da panoramik yöntemin gerçek boyutları fazla göstermesine bağlı olarak ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Bu çalışmada; dişsiz maksiller posterior bölgeye sahip, kemik atrofisine bağlı olarak implant yerleşimi için yeterli kemik hacmine sahip olmayan dört hastadan elde edilen CT görüntülerine dayanılarak oluşturulan modeller üzerine yerleştirilen implantlara uygulanan yatay ve dikey kuvvetlere bağlı olarak kemik bölgeleri ve implant

içerisinde meydana gelen stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelendi. Model seçimi yapılırken kalın kret kortikal-kalın sinüs kortikal (Model 4), kalın kret kortikal-ince sinüs kortikal (Model 3), ince kret kortikal-kalın sinüs kortikal (Model 2), ince kret kortikal-ince sinüs kortikal tabaka (Model 1) kalınlıklarına sahip olanlar alındı. Dental implantlar sinüs tabanının alveoler kret tepesine en yakın olan kısmına yerleştirilerek dikey ve yatay yönde 300 N kuvvet uygulandı. Ölçüm bölgeleri implanta komşuluk yapan farklı kemik bölgelerinden (kret kortikal, kansellöz, sinüs kortikal kemiği ve greft materyali) mezial, distal, bukkal ve palatinalde alınan referans bölgeleri olarak belirlenerek, elde edilen değerler üzerinde karşılaştırma yapıldı.

Çalışmada kullanılan matematik modellerde elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle, bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmadı.

Dental implant uygulamalarının uzun dönemli başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri biyomekaniktir (Misch, 2005). Sonlu elemanlar analizi, dental implant ve restorasyonların biyomekanik incelemesi açısından kullanılan etkili bir yöntemdir (Van Staden ve ark., 2006). Bu yöntem uzun yıllardır mekanik ve yapısal problemlerin çözülmesinde kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizinde bütün yapı daha küçük ve basit düzeydeki şekil ve elemanlara bölünmektedir. Bu elemanlar birleşerek nodları oluşturmaktadır. Bilgisayar analizi yapıldığında bütün bir yapıdaki stres değerleri ve yer değiştirme miktarları hesaplanabilmektedir. Böylece bütün elemanlar ve yapı içerisindeki stres değerleri ve yoğunlaşmaları incelenebilir. Bu özellikleri nedeniyle sonlu elemanlar analizi ortopedi, kardiyoloji ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Rieger, 1988). Diş hekimliğinde canlı dokular bilgisayar üzerinde, birtakım programlar yardımı ile modellenerek stres analizi yapılması yolu seçilmektedir.

Çeşitli stres analiz yöntemleri bulunmaktadır. Bunlardan gerilim ölçer ile stres analizi yönteminde, sadece yerleştirildikleri yüzeyde oluşan sıkıştırma stresleri

ölçülebilirken, derin ve iç bölgelerdeki streslerin değerlendirilebilmesi mümkün değildir. Gerilim ölçerlerin *invivo* şartlarda, ağız içinde uygulanması da oldukça zordur (Hart ve ark., 1992; Özçelik, 2002).

Diğer bir stres analizi yöntemi, fotoelastik stres analiz metodu, farklı tasarımlara sahip yapılarda oluşan gerinim ve gerilmelerin rahatlıkla belirlenmesini sağladığı için kullanışlı bir deneysel metottur. Bir diğer avantajı ise gerçek restoratif materyaller ve laboratuvar işlemleri uygulanarak protezlerin yapılmasıdır. Bununla beraber fotoelastik stres analiz yönteminde; model için kullanılan yapay malzemenin biyolojik dokularla aynı olmaması, ışığın kalitesinin, stres tiplerini ve miktarını belirlenmesinde yetersiz kalması, sonuçların değerlendirilmesinde araştırmacıların yorumlarında kişisel farklılıkların olabilmesi ve yapının üç boyutlu hassas bir model olarak yansıtılmasının oldukça güç olması gibi dezavantajlar vardır. Fotoelastik stres analiz yöntemi genel stres dağılımını kalitatif olarak verebilmesine rağmen, yöntem kantitatif olarak çok sınırlı bilgi vermektedir (Özçelik, 2002).

Sonuç olarak karmaşık geometriye sahip yapıların stres analizi için sonlu elemanlar analizi çok daha uygun bir yöntemdir (Geng ve ark., 2001). Bu yöntem karmaşık modellere ait malzeme bilgilerinin tam olarak tanımlanabilmesi, gerektiğinde modelin modifiye edilebilmesi, modelde oluşan stres tipi, dağılımı ve deformasyon hakkında bilgi edinilmesi, stresin rakamsal değerler şeklinde ifade edilebilmesi gibi avantajları nedeniyle literatürde yaygın olarak kullanılmaktadır (Rieger, 1988; Stegaroiu ve ark., 1998; Çankaya, 2005). Bu nedenle yaptığımız bu çalışmada sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır.

Bununla birlikte yöntemin doğruluğu, simüle edilecek modellerin gerçeğe çok yakın olarak hazırlanmasına bağlıdır (Brunski ve ark., 2000; DeTolla ve ark., 2000). İlk başlarda sonlu elemanlar analizi için hazırlanan modellerde kemik-implant ilişkisi köşeli olacak şekilde basitleştirilmiştir. Bazı üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında tüm bir kemik arkı dikdörtgen şeklinde modellenmiştir. Son zamanlarda ise yazılım programlarındaki gelişmeler sonucunda gerçeğe uygun doğru

anatomik forma sahip modeller elde edilebilmektedir. Bu yazılımlar CT ve MRI görüntülerini direkt olarak sonlu elemanlar analizi modeline çevirerek gerçekçi ve doğruluğu yüksek sonuçlar alınmasını sağlamaktadır (Geng ve ark., 2001). Bu bilgiler ışığı altında çalışmamızda modelleri oluştururken hastalardan elde edilen CT görüntüleri kullanılarak modelleme yapıldı.

Garcia-Vives ve ark. (2009) Swiss Plus ve Nobel Biocare marka implant sistemini karşılaştırdıkları çalışmada primer stabilite değerlendirmesi karşılaştırmalı olarak yapılmıştır. Sonuçta Swiss Plus dental implant sisteminin primer stabilite yönünden daha başarılı olduğu sonucuna varılmıştır. Maksiller posterior bölgede kemik kalitesinin düşük olması nedeniyle bu bölgede yapılacak implant tedavisinde primer stabilite önemli bir parametredir. Bu nedenle çalışmamızda Swiss plus dental implant sistemi kullanılmıştır.

Yapılan çalışmalarda geniş çaplı implant kullanılmasının daha düşük stres değerlerinin oluşmasını sağladığı gösterilmiştir. Sonlu elemanlar analizinde vertikal ve horizontal yükleme koşullarında kortikal kemikte oluşan stresin implant çapının büyüklüğü ile ters orantılı olarak değiştiği gösterilmektedir (Matsushita ve ark., 1990). Ancak Holmgren ve ark (1998) yaptıkları çalışmada çevre kemiğe iletilen stres değerleri düşünüldüğünde en geniş implantın uygun bir seçim olmadığı göstermiştir. Bu nedenle implant çapı belli morfolojik sınırlar içerisinde seçilmelidir. Genel olarak kemik-implant arayüzünü artırmak istenilmesi nedeniyle kısa implantların kullanılması da önerilmemektedir.

Sevimay ve ark. (2005) mandibulada implant biyomekaniğini inceledikleri çalışmalarında 2. premolar diş bölgesine 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implant modellemişlerdir. Maksiller sinüs bölgesinde implant biyomekaniğini inceleyen Fanuşcu ve ark. (2004) 3.75 mm x 11,5 mm, Koca ve ark. (2005) 4.1 mm x 10 mm boyutlarındaki implantları çalışmalarında modellemişlerdir. Tepper ve ark. (2002) atrofik posterior maksillada, uygulanan greft miktarının implant stabilitesine etkisini inceledikleri çalışmalarında 8 farklı greft miktarını temsil eden her bir

durum için 3.75 mm x 13.5mm, 5 mm x 7mm, 3.75 mm x7 mm boyutlarındaki implantlardan birini modellemişlerdir.

Sonuç olarak uzun süreli başarı için optimum uzunluk ve genişliğe sahip implantların kullanılması tavsiye edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda 4.1x12 mm'lik dental implant kullanımına karar verilmiştir.

Tepper ve ark. (2002) 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. Bu çalışmadan elde edilen diğer bir sonuç ise greft materyali ile çevrelenmeyen implant bölgesinin desteklemeye katılmadığı yönündedir. Bu nedenle çalışmamızda CT görüntülerine dayanılarak elde edilen modellerde implant ucunun 6 mm apikaline kadar uzanan greft materyali tanımlaması yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin başarısı ve gerçeğe yakın bir simülasyon için hazırlanan matematik modeldeki eleman sayısı ve şekli de çok önemli bir parametredir. Gerçek modele en yakın geometrinin elde edilebilmesi için eleman ve düğüm sayısı mümkün olduğunca fazla olmalıdır. Sonuçta sonlu elemanlar analiz yöntemi ile daha gerçekçi sonuçlar elde etmek mümkündür. Ancak, yöntemin esasını matematiksel denklem çözümü oluşturduğundan, kullanılan bilgisayar programı ve analizi yapan kişiye bağlı faktörler nedeniyle de; alınan sonuçların 'yaklaşık sonuçlar' olduğu unutulmamalıdır (Maezawa ve ark., 2007).

Kemik gibi canlı dokuların karmaşık ve adaptif yapısı nedeniyle özelliklerinin bilgisayar modeline tam olarak aktarılması mümkün değildir. Bu nedenle karmaşık yapıya sahip olan implant, çene kemiği ve implant-çene kemiği ilişkisini oluşturabilmek için bir takım basitleştirmeler yapılmaktadır. Materyal özellikleri yapı içerisindeki stres dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Bu yapısal özellikler sonlu elmanlar analizinde izotropik, ortotropik, anizotropik olarak modellenebilir.

İzotropik bir materyalde özellikler bütün yönlerde benzerlik göstermektedir. Bu nedenle sadece iki materyal sabiti bulunmaktadır; Elastisite modülü, Poisson oranı. Oysaki anizotropik materyal farklı yönlerde farklı özellikler göstermektedir. Bu nedenle anizotropinin derecesine göre çok sayıda materyal sabiti vardır. Gerçekte kemik gibi dokular anizotropik özelliğe sahip olmasına rağmen sonlu elemanlar analizinde basitleştirme yapılarak izotropik olduğu varsayılmaktadır (Mihalko ve ark., 1992; Nishihara ve Nakagiri, 1994). Bu çalışmada da daha önceki çalışmalarda olduğu gibi homojen, izotropik ve lineer özellikler gösterdiği kabul edilen kemik model oluşturulmuştur.

Birçok çalışmada maksiller sinüs bölgesinde greftli kemik bölgesine yerleştirilen implantların kemik-implant kontak değeri araştırılmıştır (Jensen ve Sennerby, 1998). Bu çalışmanın sonucunda greft kemik bölgesinde doğal kemik bölgesine göre daha az osseointegrasyon değeri bulunmuştur. Her ne kadar düşük kemik-implant kontak değeri ile stres dağılımı arasındaki ilişki tam olarak bilinmiyorsa da potansiyel olarak doğal kemik dokusu ile daha fazla kontak olması, greft bölgesi ile kontak olması durumuna göre daha az strese neden olacaktır. Bu nedenle kemik ile implant arasındaki kemik-implant kontak değerinin analiz sonuçlarına etkisi büyüktür. Birçok sonlu elemanlar analizinde kortikal, kansellöz kemik ve greft bölgesi ile implantın birbirine tam olarak yapışık olduğu varsayılarak analiz yapılmıştır (Papavasiliou ve ark., 1997; Kohal ve ark., 2002; Menicucci ve ark., 2002). Bu çalışmada da her ne kadar klinik olarak gerçekçi değilse de, basitleştirme yapılarak, önceki çalışmalarda olduğu gibi kemik ile implantın %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

Yükleme şekli için de bir takım basitleştirmeler yapılmaktadır. Gerçekte çiğneme kuvvetleri implant yüzeyine oblik ve dinamik olarak etkilidir. Ancak bu durumun sonlu elemanlar analizi yöntemi ile oluşturulması tam olarak mümkün değildir (Geng ve ark., 2001). Bu nedenle bizim çalışmamızda, yapılan birçok çalışmada da olduğu gibi aksiyal ve horizontal olarak statik yüklenme yapılmıştır (Fanusçu ve ark., 2004).

Yapılan sonlu elemanlar analizi yönteminde sınır koşullarının belirlenmesi de stres değerleri ve dağılımı açısından önemli diğer bir parametredir. Zhou ve ark. (1999)

mandibula üzerinde yaptıkları çalışmada analizi yapılacak anatomik yapının tümünün modellenmesi gerektiğini ve sınır koşulları için kas bağlantılarının kullanılması gerektiğini ileri sürmüşlerdir. Ancak Teixeira ve ark.(1998) yaptıkları çalışmada ilgili anatomik yapının mezial ve distal bölgesinde implanttan 4,2 mm'lik mesafe kadar kemik modellenmesinin sonlu elemanlar analizi sonucu için yeterli bir sınır olduğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda sınır koşulları bu bilgiler ışığı altında mezial ve distalden 13 mmlik sınırdan 0^0 serbestlikte olacak şekilde belirlenmiştir.

Yapılan stres analizi çalışmalarında iki boyutlu ve üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi uygulanmıştır. Bu analiz çeşitlerini karşılaştıran çalışmalar üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin stres değerleri ve dağılımı hakkında daha detaylı bilgi verdiğini göstermektedir (İsmail ve ark., 1987; Detolla ve ark., 2000). Bu nedenle çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar h yöntemi kullanılmıştır.

Literatürde, sonlu elemanlar analizi için belirtilen materyal özellikleri çok çeşitlilik göstermektedir. Alveoler kemiği ve greft materyalinin elastisite modülü değeri tam olarak bilinmemekle beraber sertlik değeri açısından birbirlerine göre farklı oldukları belirtilmiştir. Literatüre göre kortikal kemiğin elastisite modülü kansellöz kemiğin elastisite modülünün yaklaşık 10 katı kadardır. Bu çalışmada her bir model için krestal, kortikal, kansellöz ve sinüs kortikal materyal özellikleri literatür taraması sonucu belirlenmiştir. Ancak greftlenmiş kemiğin elastisite modülü tam olarak bilinmemektedir. Buna ek olarak sinüs içerisindeki greftin materyal özellikleri kullanılan greft materyaline ve maturasyona göre de değişiklik gösterebilmektedir. Bu nedenle greft materyalinin elastisite modülü için başarılı bir greftleme yapıldığı varsayılarak literatürdeki kortikal kemiğin özelliklerine yakın değerler kullanılmıştır (Fanusçu, 2004).

Sonlu elemanlar yöntemi sonucunda, incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Veri belirlenmesinde, incelenen materyallerin mekanik özellikleri rol oynamaktadır. Literatürde, hangi tip streslerin hangi değerlendirmede kullanılacağına dair belirgin bir ifade yoktur. Gerilme ve basma

streslerine ait değerler, kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde kullanılır. Kemik içerisinde oluşan gerilme stresi, en yüksek gerilme stresi kadar ya da daha fazlaysa; basma stresi, en yüksek basma stresi kadar ya da daha fazlaysa başarısızlık meydana gelir. Bu nedenle principal stres kullanılması gerilme ve basma stresleri arasındaki farklılığı belirleyerek değerlendirme yapılabilmesini sağlar. Von Misses stres değerleri ise metal gibi bükülebilir özelliklere sahip materyallerin analizinde kullanılmaktadır (Akça ve İplikçioğlu, 2001). Bu nedenle; çalışmamızda kemik içerisindeki stres değerlerinin saptanmasında gerilme ve basma stres analizleri, implant içerisinde oluşan stres değerlerinin analizinde ise Von-Misses stres analizi yöntemi kullanılmıştır.

İmplant destekli restorasyonların biyomekanik olarak incelenmesinde uygulanan oklüzal kuvvetlerin değeri ve yönü önemli bir parametredir (Rangert ve ark., 1997). Rapor edilen çiğneme kuvvetleri 130 N' dan (Helkimo ve ark., 1977) 178 N'a (Clelland ve ark., 1991) kadar farklılık göstermektedir. Kuvvetin miktarının yanında uygulanma yönü de önemli bir parametredir. Literatürdeki sonlu elemanlar analizlerinde uygulanan kuvvet değerleri ve yönleri arasında farklılık vardır. Koca ve ark. (2005) maksiller sinüs bölgesine yerleştirdikleri implantlar üzerine yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında implant üzerine yerleştirdikleri protetik yapı üzerinden palatal tüberkülden 150 N, mezial fossadan 150 N olmak üzere toplam 300 N aksiyal yükleme yapmışlardır. Tepper ve ark. (2002) posterior atrofik maksiller bölgeye yerleştirdikleri implantlar üzerine yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında direkt implant üzerinden uzun eksene 30 derece eğimli olarak 100 N kuvvet uygulamışlardır. Fanuşu ve ark. (2004) maksiller sinüs bölgesine greftleme yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında direkt implant üzerine yatay ve dikey yönde 300 N kuvvet uygulaması yaptığı görülmektedir. Maksiller bölgede alveoler kemiğin rezorpsiyonu palatal yönde olduğundan implantlar daha palatinalde yerleştirilmek zorundadır. Bu durumda yapılan restorasyonlar implant üzerinde bukkal kantilever oluştururlar. Fanuşu ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada kullanılan horizontal yükleme bu tip protezlerin varlığını simüle etmektedir. Çalışmamızda da bu verilere dayanarak direkt implant üzerinden yatay ve dikey yönde 300 N olmak üzere iki tip yükleme yapılmıştır.

İmplant destekli protezlerde kemik bölgesindeki streslerin kortikal kemik bölgesinde daha yoğun seyretmesi nedeniyle çalışmamızda referans bölgeleri oluşturulurken kansellöz ve greft bölgesi referans noktaları kortikal kemiğe yakın olan bölümlerde alınmıştır.

İmplant çevresinde oluşan streslerin incelenmesi ile ilgili yapılan birçok çalışmada büyük streslerin krestal kortikal kemikte olduğu belirtilmiştir. İmplant ile kemik arasında rijit bir bağlantının olması, implantların alveol kemiği içerisinde hareketliliğinin mikron seviyesinde olmasına neden olur. Bu nedenle implantların dönme merkezi doğal dişlere göre çok daha koronale yakındır. Meydana gelen stresler, implantın bu dönme merkezi etrafında hareket ederek streslerin kortikal kemikte birikmesine yol açarlar. Aynı zamanda implant çevresindeki kemik dokusunun farklı elastisite modüllerine sahip spongioz ve kortikal kemikten oluşması ve elastisite modülü yüksek olan rijit karakterdeki kortikal kemiğin dış yüzeyde bulunması da streslerin bu bölgede birikmesinin bir başka nedenidir (Meijer ve ark., 1992; Weinberg ve Kruger, 1994; Weinberg ve Kruger, 1995; Özçelik, 2002). Çalışmamızda elde edilen bulgular bu çalışmalarla paralellik göstermektedir. Sonuçlara bakıldığında kortikal kemik seviyesinde yüksek stres değerleri izlenmektedir.

Streslerin implant boynunda yoğunlaşmasının sebebi kemik ile implant arasındaki rijit bağlantı sebebiyle olabilir. Kortikal kemiğin elastisite modülü kansellöz kemikten daha büyük olduğu için daha güçlü ve deformasyona karşı dirençlidir (Koca ve ark., 2005). Bu çalışmanın sonuçlarına göre sinüs tabanı altında düşük hacimli kemik dokusunun bulunması kortikal kemikte özellikle de implantın koronal kısmında stres birikimine neden olabilir. Ayrıca kemiğin yükleme kapasitesi aşılacak olursa bu bölgede marjinal kemik kaybı meydana gelebilir.

Fanusçu ve ark. (2004) maksiller posterior bölgede sinüs lifting işlemi üzerine yaptıkları sonlu elemanlar analizinde farklı kortikal ve kansellöz kemik tabakaları

oluşturarak greftlenmiş posterior maksillayı modellemişlerdir. Yapılan stres analizinde kortikal kemik kalınlığının fazla olması daha düşük streslerin oluşumunda etkili bulunmuştur. Ancak en büyük etkinin yükleme şekli olduğunu ileri sürmüşlerdir. Yatay kuvvetlerin dikey kuvvetlerden daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar bulunmuştur. Buna ek olarak sinüs kortikal kemik kalınlığının da stresi etkileyen bir faktör olduğu görülmüştür. Sinüs kortikal kemik kalınlığının fazla olduğu modellerde (Model 2 ve Model 4) daha düşük stres değerleri görülmüştür. Stres oluşma değerleri açısından bakıldığında;

Model 4 < Model 3 < Model 2 < Model 1 şeklindedir. Bu durumda Model 4 'ün daha iyi bir örnek olduğu görülmektedir.

Uygulanan kuvvetlerin kemik içerisinde oluşturduğu stres değerleri kemiğin fizyolojik eşiğini aştığı zaman kemik-implant arayüzünde başarısızlık meydana gelir. Yetersiz stresler kemiğin kullanılmamasına bağlı olarak atrofiye neden olurken, artmış lokal kuvvetler implant çevresindeki kemiğin nekrozuna, mikrofraktürlere, potansiyel implant başarısızlığı ile sonuçlanan marjinal kemik kaybına neden olur. Kortikal kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığı 121 MPa, en yüksek basma dayanıklılığı 167 MPa'dır (Brunski, 2000). Çalışmamızda kemik üzerinde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde en yüksek gerilme stres değerleri Model 1'de yatay yükleme koşulunda kortikal kemik seviyesinde implantın palatinal referans noktasında 26.68 MPa olarak izlenmiştir. Bu değer kemiğin en yüksek gerilme dayanıklılığından düşüktür. Elde edilen en yüksek basma stres değerleri Model 1'de yatay yükleme koşulunda sinüs kortikal kemik düzeyinde implantın distal referans noktasında -31.96 MPa olarak izlenmiştir. Bu değer kemiğin en yüksek basma dayanıklılığından düşüktür.

Tepper ve ark. (2002) maksiller posterior atrofik bölgeye yerleştirdikleri implantlar üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar analizinde en yüksek stres değerlerinin implant içerisinde olduğunu belirtmişlerdir. Fanuşçu ve ark. (2004) farklı kalınlıktaki kemik tabakalarının oluşturulduğu maksiller posterior bölgeye yerleştirdikleri implantlar üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar analizinde aynı şekilde en yüksek stresler

implant içerisinde bulunmuştur. Çalışmamızda önceki çalışmalarda olduğu gibi en yüksek stresler implantlar içerisinde görülmektedir. İmplant içerisindeki en yüksek stres miktarı Model 4’de yatay yüklemede 132,44 MPa olarak izlenmiştir. Bu durum titanyumun yüksek elastisite modülüne bağlı olarak meydana gelmiştir. Titanyum alaşımlar 900 N/mm² strese kadar irreversible deformasyon göstermedikleri için çalışmamızda uygulanan 300 N kuvvet karşısında implant içerisinde bir başarısızlık meydana gelmeyeceği görülmektedir. İmplant içerisinde oluşan stresler bukkal bölgede birikim göstermektedir. Yatay yükleme şeklinde aksiyal yükleme şekline göre çok daha fazla stres yoğunlaşmaları görülmüştür. Kortikal kemik tabakalarının daha kalın olduğu modellerde implant içerisindeki stres artmıştır. Bu durumun kortikal kemik tabakasının kaldırıcı kolunu uzatması nedeniyle olduğu düşünülmektedir.

Yapılan analiz sonucunda kortikal kemik ve sinüs kortikal kemik bölgelerinin kalınlığının stres oluşumunda etkili olduğu görülmektedir. Ancak en önemli parametrenin yükleme şekli ve yönü olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sonuçlar önceki çalışmalarla uyumludur. Hiçbir örnekte elde edilen stres değerlerinin yıkıcı sınıra yaklaşmadığı görülmektedir. Ancak bu çalışmada matematiksel özelliklere sahip kemik modeller üzerinde bilgisayar ortamında alınan sonuçlar söz konusudur. Üstelik analizin bilgisayar ortamında gerçekleştirilebilmesi için basitleştirmeler ve sadeleştirmeler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar karşılaştırmalı ve yaklaşık sonuçlardır. Bundan yola çıkarak gerekli kemik miktarı ve greftleme ile ilgili birtakım bilgilere yorumsal olarak ulaşmak mümkünse de daha gerçekçi sonuçlara ulaşabilmek için klinik takip çalışmalarına gereksinim vardır.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dâhilinde elde edilen sonuçlara göre;

- İmplantın boyun kısmındaki kortikal kemik seviyesi streslerin yoğunlaştığı bir bölgedir.
- Kansellöz kemikte oluşan stresler, kortikal kemikte oluşan streslerden daha düşük seviyededir. Stresler en çok kortikal kemikte, daha az greftte ve en az kansellöz kemikte görülmektedir.
- Yatay yüklemede oluşan stres değerleri aksiyal yüklemede oluşan stres değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.
- İmplantın boyun kısmındaki kortikal kemiğin kalınlığı stresi etkileyen önemli bir parametredir. Kret kortikal kemiğinin kalınlığının fazla olması stres oluşumunu azaltmaktadır.
- Kansellöz kemik kalınlığının stres üzerinde önemli bir etkisi yoktur.
- Sinüs kortikal seviyesi kalınlığının artması stresi azaltan diğer bir faktördür.
- Panoramik radyografi ile CT' den elde edilen veriler arasında anlamlı fark vardır ($p<0,01$) . Panoramik radyografi CT'ye göre daha fazla ölçmektedir. Bu da panoramik yöntemin gerçek boyutları fazla göstermesine bağlanmaktadır. Sonuçlar implant ve sinüs lift hastalarının değerlendirilmesi ve ölçümünde en güvenilir görüntüleme yönteminin CT olduğunu desteklemektedir.
- Solventlerle dehidrate edilmiş allojenik kemik greftleri kullanılarak yapılan sinüs lift işleminde implant yerleştirmek için yeterli kemik elde edilmiştir.

Elde edilen bulgular doğrultusunda kortikal kemik ve sinüs kortikal kemik kalınlığı fazla olan örneklerde stres değerlerinin daha düşük olduğu görülmektedir. Bu durumda klinik açıdan kortikal ve sinüs kortikal kemik kalınlığı fazla olan hastalarda prognoz daha iyi olacağı söylenebilir. İmplantlara gelen yatay kuvvetlerin daha fazla stres oluşturması nedeniyle implantların mümkün olduğunca dik kuvvetlere maruz kalacak şekilde yerleştirilmesi gereklidir. Bu sonuçlar simüle edilen modellerden elde edilmiş olup biyolojik farklılıklar meydana gelebilir.

Dolayısıyla bu sonuçların klinik kararlar bakımından sadece bir yardımcı olabileceği unutulmamalıdır.

Solventlerle dehidrate allojenik kemik greftlerinin sinüs lift işlemi için uygun ve güvenilir bir greft materyali olabileceği düşünülmektedir.

ÖZET

Allojenik Kemik Grefti ile Maksiller Sinüs Augmentasyonu Uygulanan Atrofik Posterior Maksillada İmplant Biyomekaniği: Sonlu Eleman Analizi

Maksillanın posterior bölgesinde dişsiz alveoler kretlerde gelişen vertikal kemik kaybı ve sinüsün sarkması, bu bölgede implant uygulamasını zorlaştırırken sinüs lift işlemini gerekli kılmaktadır. Yeterli kemik yüksekliği ve kalitesinin sağlanması dental implantların stabilitesini ve başarısını etkiler. Bu çalışmada sinüs lift uygulanmış posterior maksillada, implant çevresindeki kemikte stres dağılımının incelenmesi, panoramik radyograf ve CT üzerinde sinüs lift işleminde kazanılan kemik yüksekliğinin değerlendirilmesi ve yapılan ölçümlerin hassasiyetinin kıyaslanması amaçlanmaktadır.

Bu çalışmaya; dişsiz maksiller posterior bölgeye sahip, kemik atrofisine bağlı olarak implant yerleşimi için yeterli kemik hacmine sahip olmayan 6 hastaya ait 8 maksiller sinüs bölgesi dâhil edildi. Sinüs lift işlemi ayrı bir seansta yapıldı ve implantları yerleştirmek için 6 ay beklendi. Preoperatif ve postoperatif 6 aylık dönemlerde panoramik radyograflar ve CT görüntüleri alındı.

Çalışmanın ilk bölümünde, 8 maksiller sinüs bölgesinden 4 tanesine ait CT görüntülerine dayanılarak maksiller sinüs bölgesini temsil eden kemik ve implant modellendi. Bu yöntem için sınır koşulları belirlenerek sadece 2. premolar bölgesini içine alan bir model kullanıldı. Uygulanan yatay ve dikey kuvvetlere bağlı olarak kemik bölgeleri ve implant içerisinde meydana gelen stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

Çalışmanın diğer bölümünde 8 maksiller sinüs bölgesinden preoperatif CT ve panoramik radyograflar alındı. Allojenik kemik grefti ve kollojen membran kullanılarak maksiller sinüs augmentasyonu uygulandı. Postoperatif 6. ayda CT ve panoramik radyograflar alındı ve maksiller sinüs tabanı ile kret tepesi arasındaki mesafe ölçüldü. Panoramik radyograf ile CT görüntülerinden elde edilen ölçümler kıyaslandı ve istatistiksel değerlendirmeleri yapıldı.

Sonuç olarak; elde edilen veriler ışığında streslerin en çok kortikal kemikte, daha az greftte ve en az kansellöz kemikte yoğunlaştığı saptanmıştır. Solventlerle dehidrate allojenik kemik greftlerinin sinüs lift işlemi için uygun ve güvenilir bir greft materyali olabileceği düşünülmektedir.

Panoramik radyograf ile CT'den elde edilen veriler arasında anlamlı bir fark bulunduğu saptanmıştır. Bunun da panoramik yöntemin gerçek boyutları fazla göstermesine bağlı olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Sözcükler: atrofik posterior maksilla, implant, maksiller sinüs augmentasyonu, solventlerle dehidrate edilmiş allojenik kemik grefti, sonlu eleman analizi, stres.

SUMMARY

Implant Biomechanics in Atrophic Posterior Maxilla Where Maxillary Sinus is Augmented with Allogenic Bone Graft: A Finite Element Analysis

Vertical alveolar bone resorption in the posterior maxillary edentulous region may necessitate sinus lift procedures in order to achieve adequate bone height for implant placement. Providing adequate bone height and bone quality affects the stabilization and success rate of implants. The aim of this study is to investigate the stress distribution in the bone surrounding an implant placed in the posterior maxilla with augmented maxillary sinus, to evaluate the bone height gained in sinus augmentation procedure and compare the measurements obtained on panoramic radiographs and CT.

Eight maxillary sinus regions in six patients with inadequate bone height for implant placement in edentulous posterior maxilla were included in this study. Sinus augmentation operations were performed six months before the placement of implants. Pre-operative and post-operative 6 months CT and panoramic radiographs were taken.

In the first part of the study CT views of 4 out of 8 maxillary sinus regions were used to simulate the implant inserted models. For this method, boundary conditions of the models were defined and only the second premolar tooth region of bone was represented in the models. Stress levels, distribution, stress concentrated areas on bone and implant were investigated from the axial and lateral loads. In this research, a static linear analysis was performed by using 3 dimensional finite element analysis method.

In the second part of the study pre-operative CT and panoramic radiographs of 8 maxillary sinus regions were obtained. Sinus lifts were performed by using allogenic bone grafts and collagen membranes. Post-operative panoramic radiographs and CT views were obtained and the distance between the maxillary sinus floor to alveolar crestal bone after a healing period of 6 months were measured. The measurements obtained from panoramic radiographs and CT were compared and statistically evaluated.

Results showed that the stress was highest in the cortical bone, lower in the grafted bone and the lowest in the cancellous bone. The differences of the measurements between panoramic radiographs and CT views were statistically significant. It was due to the magnification rate of panoramic radiographs.

It was concluded that solvent dehydrated allogenic bone grafts can be used safely in sinus lift procedures and CT is the most reliable imaging technique for sinus augmentation and implant dentistry.

Key Words: Atrophic posterior maxilla, finite element analysis, implant, maxillary sinus augmentation, solvent dehydrated allogenic bone graft, stress.

KAYNAKLAR

- ACIL, Y., SPRINGER, I. N., BROEK, V., TERHEYDEN, H., JEPSEN, S. (2002). Effects of bone morphogenetic protein-7 stimulation on osteoblasts cultured on different biomaterials. *J. Cell Biochem.*, **86**: 90-98
- AKAL, Ü.K., CAMBAZOĞLU, M. (1995). Kistektomi, kronik enfeksiyon bölgelerinin küretajı ve apikal rezeksiyon operasyonları sonucunda oluşan kemik defektlerinde solventlerle dehidrate edilmiş spongiöz kemik çipslerinin kullanılması. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **22** (2): 103-108
- AKÇA, K., İPLİKÇİOĞLU, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **16**: 722-730.
- ALFARO, F.H. (2006). Bone Grafting in Oral Implantology: Techniques and Clinical Applications. UK. Quintessence Publishing Co. Ltd.
- ALTUĞ, H., ŞENOCAK, F., SUNAR, O. (1973). Otolarengoloji: İstanbul Hilal Matbaacılık Koli. Şti.
- ARAL, A. (2006). Enjekte edilebilen kalsiyum fosfat esaslı greft materyalinin üst çene arka bölgede maksiller sinüs augmentasyonu için implantlar etrafında kullanılması: Koyunlar üzerinde yapılan karşılaştırmalı çalışma. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- AU-YEUNG, K.M., AHUJA, A.T., CHING, A.S.C., METREWELI, C. (2001). Dentascan in oral imaging. *Clinical Radiology*, **56**: 700-713
- AYBAR, B., YALÇIN, S., GÜREL, A., YAZAR, T.T., EMES, Y., YILDIRIM, F., YEŞİLDERE, T. (2001). Histopathological Examination Of The Effects Of Guided Tissue Regeneration (gtr) And Different Bone Graft Materials On The Repair Of Experimentally Created Bone Defects. *T. Klin. J. Dental. Sci.*, **7**: 22-28
- BABBUSH, C.A. (2003). Histologic evaluation of human biopsies after dental augmentation with a demineralized bone matrix putty. *Implant dentistry*, **12**(4): 325-332
- BARTLETT, S.P., FOO, R. (2010). Demineralized bone matrix and resorbable mesh bilaminate cranioplasty. *Plast. Reconstr. Surg.*, **125**(1): 416-7.
- BECKER, J., NEUKAM, F.W., SCHLIEPHAKE, H. (1992). Restoration of the lateral sinus wall using a collagen type I membrane for guided tissue regeneration *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **21**(4): 243-6.

- BLOCK, M.S., WIDNER, J.S. (1993). Maxillary sinus grafting for totally and partially edentulous patients. *J. Am. Dent. Assoc.*, **124**(5): 139-43.
- BOYNE, P.J. (1988). Comparison of porous and non-porous hydroxyapatite and anorganic xenografts in the restoration of alveolar ridges. Special technical publication 953. Washington, DC: American Society for Testing and Materials.
- BOYNE, P.J., JAMES, R.A. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **38**: 613-617.
- BROWAEYS, H., BOUVRY, P., DE BRUYN, H. (2007). A literature review on biomaterials in sinus augmentation procedures. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.*, **9**(3): 166-77
- BROWN, P., ROHWER, R.G., GAJDUSEK, D.C. (1986). Newer data on the inactivation of scrapie virus or Creutzfeldt-Jakob disease virus in brain tissue. *J. Infect. Dis.*, **153**(6): 1145-8.
- BRUNSKI, J.B., PULEO, D.A., NANJI, A. (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **15**: 15-46
- CAFFESSE, R.G., QUINONES, C.R. (1992). Guided tissue regeneration: Biologic rationale, surgical technique, and clinical results. *Compendium*, **13**: 166- 170
- CAWOOD, J.I., HOWELL, R.A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **17**: 232-236
- CHANAFAZ, M. (1990). Maxillary sinus: Anatomy, physiology, surgery and bone grefting related to implantology eleven years of sugical experience (1979-1990). *J. Oral Implantol.*, **16**(3): 199-209.
- CHOI, K.S., KAN, J.Y., BOYNE, P.J., GOODACRE, C.J., LOZADA, J.L., RUNGCHARASSAENG, K. (2009). The effects of resorbable membrane on human maxillary sinus graft: a pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **24**(1): 73-80.
- CILBIR, H.Ö., KARACA, İ., SABUNCUOĞLU, B., AKBAY, C. (1999). Demineralize Kemik Tozunun Kemik İyileşmesi Üzerindeki Etkilerinin Deneysel Olarak İncelenmesi. *Cumhuriyet Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* **2**(2): 117-121
- CLELLAND, N.L., ISMAIL, Y.H., ZAKI, H.S., PIPKO, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **6**(4): 391-398.
- CONTO, A. (1994). Determination of the clearance factor for unconventional slow viruses during the processing of dura mater. Erişim: [http://www.zimmerdental.com/pdf/lib_artTutoplastProcessSchoepf.pdf]. Erişim Tarihi: 14.9.2010

- COSCI, F., LUCCIOLI, M. (2000). A new sinus lift technique in conjunction with placement of 265 implants: a 6-year retrospective study. *Implant Dent.*, **9**(4):363-368.
- COWIN, C.S. (2001). Bone Mechanics Handbook. United States of America: CRC Pres. LLC
- CRAIG, G.R., POWERS, M.J. (2002). Restorative Dental Materials. Missouri: Mosby Year Book Inc.
- ÇANKAYA, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- ÇELİK, İ., TORAMAN, M., MIHCIOĞLU, T., CERİTOĞLU, D. (2007). Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J. Dental Sci.*, **13**:21-28
- DAVARPANA, M., MARTINEZ, H., KEBİR, M., TECUCIANU, J.F. (2004). Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.
- DEL FABBRO, M., TESTORI, T., FRANCETTI, L., WEINSTEIN, R. (2004). Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, **24**(6): 565-577. Review.
- DETOLLA, D. H., ANDREANA, S., PATRA, A., BUHITE, R., COMELLA, B. (2000). Role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.*, **26**(2): 77-81.
- DULA, K., MINI, R., VAN DER STELT, P.F., BUSER, D. (2001). The radiographic assessment of implant patients: Decision-making criteria. *Int. J. Oral Maxillofac. Imp.*, **16**: 80
- DURAN, S. (2001). Sinüs Lift ve Maksiller İmplant Uygulamalarının Klinik ve Radyografik olarak Değerlendirilmesi. *Türk Oral Maksillofas. Cer. Derg.*, **5**:1-8
- DURMUŞ, E., UÇKAN, S., KÜÇÜKKOLBAŞI, H., ÇELİK, İ. (2001). Deneysel olarak oluşturulan tavşan kafatası kemik defektlerine yerleştirilen doğal mercan dens ve poröz hidroksilapatitin histopatolojik olarak değerlendirilmesi. *Selçuk Üniv. Dişhek. Fak. Derg.*, **11**(2): 72-78
- EFEÖĞLU, A. (2009). Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu. Erişim: http://www.istanbul.edu.tr/dishekimligi/notlar/Yonlendirilmis_Doku_Rejenerasyonu.pdf Erişim Tarihi: 18.08.2009

- EGGERS, G., RIEKER, M., FIEBACH, J., KRESS, B., DICKHAUS, H., HASSFELD, S. (2005). Geometric accuracy of magnetic resonance imaging of the mandibular nerve. *Dentomaxillofacial Radiology*, **34**: 285-291
- FALLSCHUSSEL, G. (1986). Zahnärztliche Implantologie. Berlin, Quintessenz.
- FANUSCU, M.I., VU, H.V., PONCELET, B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *J. Oral Implantol.*, **30**(2): 59-68.
- FEDERICO, H.A. (2006). Bone grafting in oral implantology. U.K.: Quintessence Publishing Co. Ltd.
- FONTANA, E., TRISI, P., PIATTELLI, A. (1994). Freeze-dried dura mater for guided tissue regeneration in post-extraction dental implants: a clinical and histologic study. *J. Periodontol.*, **65**(7): 658-65
- FROUM, S.J., GOMEZ, C., BREAUULT, M.R. (2002). Current concepts of periodontal regeneration. A review of the literature. *N. Y. State Dent. J.*, **68**: 14-22
- FUGAZZOTTO, P.A., VLASSIS, J. (1998). Long-term success of sinus augmentation using various surgical approaches and grafting materials. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **13**(1):52-8.
- GARCIA-VIVES, N., ANDRÉS-GARCÍA, R., RIOS-SANTOS, V., FERNÁNDEZ-PALACIN, A., BULLÓN-FERNÁNDEZ, P., HERRERO-CLIMENT, M., HERRERO-CLIMENT, F. (2009). In vitro evaluation of the type of implant bed preparation with osteotomes in bone type IV and its influence on the stability of two implant systems. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.*, **14**(9): 455-60.
- GARG, A.K. (2004). Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants. Miami: Quintessence Publishing Co, Inc
- GASHI, B. (2009). Posterior maksillada yeterli kemik hacminin olmadığı durumlarda implant uygulamasında kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- GENG, J.P., TAN, K.B., LIU, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **85**: 585-598.
- GHOR, M.E., RICHARDSON, A.C. (1995). The accuracy of dental radiographic techniques used for evaluation of implant fixture placement. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, **15**(3): 268-83
- GİRAY, B., MERAL, G. (2007). Allogenic Grafts in Oral Surgery: Clinical Findings and Follow-up Case Report. *Hacettepe Dişhek. Fak. Derg.*, **31**(2): 31-37

- GOTTLOW, J. (1993). Guided tissue regeneration using bioresorbable and non-resorbable devices: Initial healing and long- term results. *J. Periodontol.*, **64**(11): 1157-1165
- GREENSTEIN, G., CATON, J.G. (1993). Biodegradable barriers and guided tissue regeneration. *Periodontol. 2000*, **1**: 36-45
- GROENEVELD, E.H.J., VAN DEN BERG, J.P.A., HOLZMANN, P., TEN BRUGGENKATE, C.M., TUINZING, D.B., BURGER, E.H. (1999). Mineralization processes in Demineralization Bone Matrix Grafts in Human Maxillary Sinus Floor Elevations. *J. Biomed. Mater. Res., (Appl. Biomater.)* **48**: 393- 402
- GUILLEMIN, G., PATAT, J.L., FOURNIE, J., CHETAIL, M. (1987). The use of coral as a bone graft substitute. *J. Biomed. Mater. Res.*, **21**: 557-567.
- GÜRÜ, M., YALÇIN, H. (2006). Malzeme Bilgisi. Ankara: Palme Yayıncılık
- GÜVEN, A.A. (2008). Maksiller sinüs augmentasyonunda kemik gelişiminin radyolojik olarak değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- GÜVEN, O., KESKİN, A. (2001). Preprotetik Cerrahi. Ankara: Özyurt Matbaası.
- HÄMMERLE, C.H., JUNG, R.E. (2003). Bone augmentation by means of barrier membranes. *Periodontol. 2000*, **33**: 36-53.
- HAN, B., YANG, Z., NIMNI, M. (2008). Effects of gamma irradiation on osteoinduction associated with demineralized bone matrix. *J. Orthop. Res.*, **26**(1): 75-82.
- HART, R.T., HENNEBEL, V.V., THONGPRED, A.N., VAN BUSKIRK, W.C., ANDERSON, R.C. (1992). Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J. Biomech.*, **25**(3): 261-286.
- HELKIMO, E., CARLSSON, G.E., HELKIMO, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta. Odontol. Scand.*, **35**(6): 297-303.
- HOLMGREN, E.P., SECKINGER, R.J., KILGREN, L.M., MANTE, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J. Oral Implantol.*, **24**(2): 80-8.
- HORARLI, E. (1980). Maksiller sinüs patolojilerinde ortopantomografinin tanı değeri ve bulguların waters pozisyonunda çekilen paranasal sinüs radyogramı ile karşılaştırılması. Doktora tezi, Atatürk üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- HORARLI, A., AKGÜL, M., DAĞISTAN, S. (2006). Dişhekimliği radyolojisi. Erzurum: Eser Ofset Matbaacılık

- HOSNY, M., SHARAWY, M. (1985). Osteoinduction in Rhesus Monkeys using demineralized bone powder allografts. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **43**: 837-844
- HYDER, P.R., DOWELL, P., SINGH, G., DOLBY, A.E. (1992). Freeze- dried cross-linked bovine type I collagen: Analysis of properties. *J. Periodontol.*, **63**:182-186
- ISAKSSON, S., ALBERIUS, P. (1992). Comparion of regenerative capacity elicited by demineralized bone matrix of different embryonic origins. *J. Craniomaxillofac. Surg.*, **20**(2): 73-80.
- ISMAİL, Y.H., PAHOUNTIS, L.N., FLEMING, J.F.(1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int. J. Oral Implantol.*, **4**(2): 25-31.
- İPLİKÇİOĞLU, H., AKÇA, K., ÇEHRELİ, M.C. (2002). The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *J. Oral Implantol.*, **28**(1): 29-36
- JARCHO, M. (1981). Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, (157): 259-278.
- JENSEN, O.T., SENNERBY, L. (1998). Histologic analysis of clinically retrieved titanium microimplants placed in conjunction with maxillary sinus floor augmentation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **13**: 513–521.
- JENSEN, O.T., SHULMAN, L.B., BLOCK, M.S., IACONO, V.J. (1998). Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **13** Suppl: 11-45.
- JENSEN, O.T. (2006). The sinus bone graft. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc
- KARABUDA, C., OZDEMİR, O., TOSUN, T., ANİL, A., OLGAC, V. (2001). Histological and clinical evaluation of 3 different grafting materials for sinus lifting procedure based on 8 cases. *J. Periodontol.* **72**(10): 1436-1442.
- KARRING, T., NYMAN, S., GOTTLOW, J., LAURELL, L. (1993). Development of the biological concept of guided tissue regeneration – animal and human studies. *Periodontol.* **2000**, **1**: 26-35
- KENT, J.N., BLOCK, M.S. (1989). Simultaneous maxillary sinus floor bone grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **47**(3): 238-42.
- KESSLER, S., MAYR-WOHLFART, U., IGNATIUS, A., PUHL, W., CLAES, L., GÜNTHER, K.P. (2001). Solvent dehydrated bone transplants to bridge segmental bone defects: histomorphological and biomechanical investigations in an animal model. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, **121**(8): 472-475.

- KHATIBLOU, F.A. (2005). Sinüs floor augmentation and simultaneous implant placement, part II: the 2-stage approach. *J. Oral Imp.*, **31**: 209-212
- KIM, Y.K., YUN, P.Y., KIM, S.G., LIM, S.C. (2009). Analysis of the healing process in sinus bone grafting using various grafting materials. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, **107**(2): 204-11.
- KIM, Y.K., KIM, S.G., LIM, S.C., LEE, H.J., YUN, P.Y. (2010). A clinical study on bone formation using a demineralized bone matrix and resorbable membrane. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **109**(6): 6-11.
- KİŞNİŞÇİ, R., DURAN, S., TUĞCU, F., ERDEM, E. (1996). An experimental evaluation of guided bone regeneration in rat tibias. *J. Ankara Medical. School.*, **18**(3): 159-163.
- KİŞNİŞÇİ, R., TUĞCU, F., DURAN, S. (1992). Klinik olarak yönlendirilmiş doku rejenerasyonu tekniğinin apikal rezeksiyon vakalarında kullanımı. *Dicle Ü. Diş. Hek. Fak. Derg.*, **3**: 126-131
- KOCA, O.L., ESKİTASÇIOĞLU, G., USUMEZ, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J. Prosthet. Dent.*, **93**(1): 38-44.
- KOHAL, R.J., PAPAVALİİOU, G., KAMPOSİORA, P., TRİPODAKİS, A., STRUB, J.R. (2002). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int. J. Prosthodont.*, **15**: 189-194.
- KÖKDEN, A., TÜRKER, M. (1999). Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan kemik greftleri ve biyomateryaller. *Cumhuriyet Üniv. Dişhek. Fak. Derg* **2**(2): 134-140
- KURTIŞ, B., BALOŞ, K., SABUNCUOĞLU, B.T., ÖZDEMİR, A. (1999). Klas II Furkasyon Defektlerinin Tedavisinde Spongios Kemik Çipsleri ve Kalsiyum Karbonat Kemik Graft Materyallerinin Histolojik iyileşme cevapları, *G.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **16**(3): 7-12
- LANE, J.M. (1995). Bone graft substitutes. *West J. Med.*, **163**: 565-566
- LEE, D.W., PI, S.H., LEE, S.K., KIM, E.C. (2009). Comparative histomorphometric analysis of extraction sockets healing implanted with bovine xenografts, irradiated cancellous allografts, and solvent-dehydrated allografts in humans. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **24**(4): 609-15.
- LEKHOLM, U., ZARB, G.A. (1985). Patient selection and preparation. *Tissue Integrated Prosthesis*, **1**: 199-209.

- LEKOVIC, V., KENNEY, E.B., WEINLAENDER, M., HAN, T., KLOKKEVOLD, P.R., NEDIC, M., ORSINI, M. (1997). A bone regenerative approach to alveolar ridge maintenance following tooth extraction. Report of 10 cases. *J. Periodontol.*, **68**: 563-570
- LEKOVIC, V., CAMARGO, P.M., KLOKKEVOLD, P.R., WEINLAENDER, M., KENNEY, E.B., DIMITRIJEVIC, B., NEDIC, M. (1998). Preservation of alveolar bone in extraction sockets using bioabsorbable membranes. *J. Periodontol.*, **69**: 1044-1049
- LINDH, C., PETERSSON, A., KLINGE, B. (1995). Measurements of distances related to the mandibular canal in radiographs. *Clin. Oral Implants Res.*, **6**(2): 96-103.
- LORENZETTI, M., MOZZATI, M., CAMPANINO, P.P., VALENTE, G. (1998). 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 Maxillofac. Implants.*, **13**: 69-76.
- MAEZAWA, N., SHIOTA, M., KASUGAI, S., WAKABAYASHI, N. (2007). Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **22**: 710-718.
- MANSO, M.C., WASSAL, T. (2010). A 10-year longitudinal study of 160 implants simultaneously installed in severely atrophic posterior maxillas grafted with autogenous bone and a synthetic bioactive resorbable graft. *Implant Dent.*, **19**(4): 351-60.
- MARX, R.E. (1994). Clinical application of bone biology to mandibular and maxillary reconstruction. *Clin. Plast. Surg.*, **21**(3): 377-392.
- MATSUSHITA, Y., KITO, M., MIZUTA, K., IKEDA, H., SUETSUGU, T. (1990). Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J. Oral Implantol.*, **16**(1): 6-11.
- MCGOWAN, D.A., BAXTER, P.W., JAMES, J. (1993). *The Maxillary Sinus and It's Dental Implications*. London: Butterworth-Heinemann Ltd.
- MEIJER, H.J., KUIPER, J.H., STARMANS, F.J., BOSMAN, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, **68**(1): 96-102.
- MENICUCCI, G., MOSSOLOV, A., MOZZATI, M., LORENZETTI, M., PRETI, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin. Oral Implants Res.*, **13**(3):334-41.

- MIHALKO, W.M., MAY, T.C., KAY, J.F., KRAUSE, W.R. (1992). Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent.*, **1**: 212-217.
- MISCH, C.E. (1987). Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. *Int. J. Oral Implantol.*, **4**(2): 49-58
- MISCH, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. 2nd ed., USA, Mosby, Inc.
- MISCH, C.E. (2009). Dental İmplant Protezler. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Ltd. Şti
- MISCH, C.E., DIETSH, F. (1993). Bone- grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent.*, **2**: 158-167
- MOORE, S.T., KATZ, J.M., ZHUKAUSKAS, R.M., HERNANDEZ, R.M., LEWIS, C.S., SUPRONOWICZ, P.R., GILL, E., GROVER, S.M., LONG, N.S., COBB, R.R. (2010). Osteoconductivity and Osteoinductivity of Puros(R) DBM Putty. *J. Biomater. Appl.* Jun 21. [Epub ahead of print]
- MOREAU, M.F., GALLOIS, Y., BASLÉ, M.F., CHAPPARD, D. (2000). Gamma irradiation of human bone allografts alters medullary lipids and releases toxic compounds for osteoblast-like cells. *Biomaterials*. **21**(4): 369-76.
- MOULD, D.L., DAWSON, A.M., SMITH, W. (1965). Scrapie in mice. The stability of the agent to various suspending media, pH and solvent extraction. *Res. Vet. Sci.*, **6**: 151-4.
- MOY, P.K., LUNDGREN, S., HOLMES, R. (1993). Maxillary sinus augmentation: histomorphometric analysis of graft materials for maxillary sinus floor augmentation. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **51**: 857-862.
- MUTLU, M.N. (1995). Sinüs tabanı yükseltilmesinde dondurulmuş kurutulmuş allojenik kemik greftinin kullanılması. Doktora tezi, Selçuk üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- NISHIHARA, K., NAKAGIRI, S. (1994). Biomechanical studies on newly tailored artificial dental root. *Biomed. Mater. Eng.*, **4**: 141-149.
- NKENKE, E., STELZLE, F. (2009). Clinical outcomes of sinus floor augmentation for implant placement using autogenous bone or bone substitutes: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res.*, **20**(4):124-133.
- NOUMBISSI, S.S., LOZADA, J.L., BOYNE, P.J., ROHRER, M.D., CLEM, D., KIM, J.S., PRASAD, H. (2005). Clinical, histologic, and histomorphometric evaluation of mineralized solvent-dehydrated bone allograft (Puros) in human maxillary sinus grafts. *J. Oral Implantol.*, **31**(4): 171-179.

- OĞUZ, Y. (2007). Kilitli vida ve plak sisteminin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- OZAN, O. (2007). 3 boyutlu CT destekli bilgisayar programı ile yönlendirilmiş implant destekli protezlerin planlama başarısının değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- ÖZÇELİK, T.B. (2002). Doğal diş-implant destekli sabit bölümlü protez tasarımlarının iki farklı stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- ÖZTÜRK, A., YETKİN, H., MEMİS, L., CİLA, E., BÖLÜKBAŞI, S., GEMALMAZ, C. (2006). Demineralized bone matrix and hydroxyapatite/tri-calcium phosphate mixture for bone healing in rats. *Int. Orthop.*, **30**(3): 147-52.
- PALACCI, P. (2001). İmplant Diş Hekimliğinde Estetik: Yumuşak ve Sert Doku Düzenlemeleri. İstanbul: İyi işler Matbaacılık Ltd. Şti
- PAPAVASILIOU, G., KAMPOSİORA, P., BAYNE, S.C., FELTON, D.A. (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J. Dent.*, **25**: 485-491.
- PAREL, S.M., TRIPLETT, R.G. (2004). Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **62**: 41-47
- PETERSON, B., WHANG, P.G., IGLESIAS, R., WANG, J.C., LIEBERMAN, J.R. (2004). Osteoinductivity of commercially available demineralized bone matrix. Preparations in a spine fusion model. *J. Bone Joint Surg. Am.*, **86**(10): 2243-2250
- PETROKOWSKI, C.G., PHAROAH, N.J. (1989). Presurgical radiographic assessment of implants. *J. Prosthet. Dent.* **61**: 59-64
- POLSON, A.M., GARRETT, S., STOLLER, N., GREENSTEIN, G., POLSON, A.P., HARROLD, C.Q., LASTER, L. (1995). Guided tissue regeneration in human furcation defects after using a biodegradable barrier: A multi-center feasibility study. *J. Periodontol.*, **66**: 377-385
- PRATO, G.P., CLAUSER, C., MAGNANI, C., COORTELLINI, P. (1995). Resorbable membranes in the treatment of human buccal recession: A nine-case report. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, **15**: 258-267
- RANGERT, B.R., SULLIVAN, R.M., JEMT, T.M. (1997). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **12**(3): 360-70.

- RIEGER, M.R. (1988). Finite element stress analysis of root-form implants. *J. Oral Implantol.*, **14**(4): 472-484.
- ROTHMAN, S.L.G. (1998). Dental Applications of Computerized Tomography: Surgical Planning for Implant Placement. Chicago, Quintessence Publishing Co. Inc.
- ROWE, D.J., LEUNG, W.W., DEL CARLO, D.L. (1996). Osteoclast inhibition by factors from cells associated with regenerative tissue. *J. Periodontol.*, **67**: 414-421
- SAYAN, N.B., DURAN, S., AKAL, Ü., GÜNHAN, Ö. (1995). Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda rezorbe ve nonrezorbe membran kullanımının kıyaslamalı araştırılması. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **22**(2):125-129
- SERRA, E., SILVA, F.M., RÍCARDO DE ALBERGARIA-BARBOSA, J., MAZZONETTO, R. (2006). Clinical evaluation of association of bovine organic osseous matrix and bovine bone morphogenetic protein versus autogenous bone graft in sinus floor augmentation. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **64**(6): 931-5.
- SEVİMAY, M., TURHAN, F., KİLİÇARSLAN, M.A., ESKİTASCIÖĞLU, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J. Prosthet. Dent.*, **93**(3): 227-34.
- SHETTY, V., HAN, T.J. (1991). Alloplastic materials in reconstructive periodontal surgery. *Dent. Clin. North Am.*, **35**: 521-530
- SOHN, D.S., BAE, M.S., CHOI, B.J., AN, K.M., SHIN, H.I. (2009). Efficacy of demineralized bone matrix paste for maxillary sinus augmentation: a histologic and clinical study in humans. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **108**(5):30-5.
- SONUGELEN, M., ARTUNÇ, C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir: Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi.
- STEGAROIU, R., KUSAKARİ, H., NISHIYAMA, S., MIYAKAWA, O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **13**(6): 781-790.
- SUMMERS, R.B. (1994). A new concept in maxillary implant surgery: The osteotome technique. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **15**: 152-162
- ŞAKUL, U.B. (1999). Baş ve Boynun Topografik Anatomisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi
- ŞENEL, F.C., DURAN, S., İÇTEN, O., İZBUDAK, I., ÇİZMECİ, F. (2006). Assessment of the sinus lift operation by magnetic resonance imaging. *Br. J. Oral Maxillofac Surg.* **44**(6): 511-514.

- ŞİMŞEK, C. (2006). Anatomi. Ankara: Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti.
- TANYEL, C. (2008). Greft materyalleri. *Dişhekimliği Dergisi*, **84**: 28-33
- TATUM, H.J.R. (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent. Clin. North Am.*, **30**(2): 207-29.
- TEIXEIRA, E.R., SATO, Y., AKAGAWA, Y., SHINDOI, N. (1998). A Comparative Evaluation of Mandibular Finite Element Models with Different Lengths and Elements for Implant Biomechanics, *J. Oral Rehabil.*, **25**: 299-303.
- TEPPER, G., HAAS, R., ZECHNER, W., KRACH, W., WATZEK, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin. Oral Implants Res.*, **13**(6): 657-65.
- TERZİOĞLU, H. (1996). Bilgisayar tomografi yardımıyla oral implantolojide implant yerleştirilecek bölgenin tesbiti ve uygulanacak implant tipinin seçimi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü
- TÜRKER, M., YÜCETAŞ, Ş. (1999). Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara: Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti
- ULUSOY, M., AYDIN, K. (1988). Bölümlü Protezler. Ankara: A.Ü. Basımevi.
- VAN DEN BERGH, J.P.A., BRUGGENKATE TEN, C.M., DISCH, F.J.M., TUINZING D.B. (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 256-265.
- VAN STADEN, R.C., GUAN, H., LOO, Y.C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, **9**: 257-270
- VEST, T.M., GREEWELL, H., DRISKO, C., WITTWER, J., BICHARA, J., YANCEY, J., GOLDSMITH, J., REBITSKI, G. (1999). The effect of postsurgical antibiotics and a bioabsorbable membrane on rejeneratif healing in Class II furcation defects. *J. Periodontol.*, **70**: 878-887
- WALLACE, S.S., FROUM, S.J. (2003). Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann. Periodontol.*, **8**(1): 328-43.
- WEINBERG, L.A., KRUGER, B. (1994). Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* **78**(1): 22-7

- WEINBERG, L.A., KRUGER, B. (1995). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int. J. Prosthodont.*, **8**(5): 421-33.
- WHEELER, S.L., HOLMES, R.E., CALHOUN, C.J. (1996). Six-year clinical and histologic study of sinus-lift grafts. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **11**(1): 26-34.
- WHITE, S.C., PHAROAH, M.J. (2004). *Oral Radiology: Principles and Interpretation*. 5nd ed., Philadelphia, Mosby. Inc.
- WIKESJO, U.M., SORENSEN, R.G., KINOSHITA, A., WOZNEY, J.M. (2002). RhBMP-2 α BSM induces significant vertical alveolar ridge augmentation and dental implant osteointegration. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **4**: 174-182
- WYATT, C.C.L., PHOROAH, M.J. (1998). Imaging techniques and image interpretation for dental implant treatment. *Int. J. Prosthodont.*, **11**(5): 442-452
- YUKNA, R.A. (1992). Clinical human comparison of expanded polytetrafluoroethylene barrier membrane and freeze-dried dura mater allografts for guided tissue regeneration of lost periodontal support. I. Mandibular molar Class II furcations. *J. Periodontol.*, **63**(5): 431-42.
- YUKNA, R.A. (1994). Clinical evaluation of coralline calcium carbonate as a bone replacement graft material in human periodontal asseaus defects. *J. Periodontol.*, **65**: 177-185.
- YUKNA, C.N., YUKNA, R.A. (1996). Multi-center evaluation of bioabsorbable collagen membrane for guided tissue regeneration in human Class II furcations. *J. Periodontol.*, **67**: 650-657
- ZHOU, X., ZHAO, Z., ZHAO, M., FAN, Y. (1999). The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua. Xi. Kou. Qiang. Yi. Xue. Za. Zhi.*, **17**(1):29-32.
- ZINNER, I.D., SMALL, S.A. (1996). Sinus-lift graft: using the maxillary sinuses to support implants. *J. Am. Dent. Assoc.*, **127**(1): 51-57.
- ZITZMANN, N.U., NAEF, R., SCHARER, P. (1997). Resorbable versus nonresorbable membranes in combination with Bio-oss for guided bone regeneration. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **12**: 844-852

EKLER

EK-1

Hasta Aydınlatılmış Bilgi Formu Örneği

Sizden Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda yürütülmekte olan “Allojenik kemik grefti ile maksiller sinus augmentasyonu uygulanan atrofik posterior maksillada implant biyomekaniği” konulu çalışmaya katılmanız istenmektedir. Bu çalışmada ileri derecede atrofik posterior maksillalara sahip hastalarda klinik olarak yapılan maksiller sinüs augmentasyonunu takiben yerleştirilen dental implantları çevreleyen kemik dokusuna gelen stres dağılımının sonlu eleman analizi ile model üzerinde incelenmesi planlanmaktadır.

Bu çalışmada size uygulanacak işlemler; diş eksikliğinizin olduğu üst çene arka bölgede implant uygulanabilmesi için önce sarkmış olan sinüs duvarınız yukarıya kaldırılarak alt kısmına greft materyali (kemik ürünleri) doldurulacak ve üzeri membranla örtülecektir. Çalışma sırasında kullanılan greftler (kemik ürünleri) ve membran rutin piyasada kullanılan materyaller olup normal dışı bir uygulama yapılmayacaktır.

Bu işlemten 6 ay sonra implant uygulamadan önce gerekli kontroller için CT istenecek ve değerlendirmeye göre implantınız yerleştirilecektir.

Elde edilen CT'den daha sonra modeller elde edilerek modeller üzerinde de gerekli değerlendirmeler yapılacaktır.

Normal uygulanan bir prosedür olması nedeniyle siz yada kurumunuz, gerekli olan harcamalar dışında ücret ödemeyecektir.

Çalışmaya katılmak istemediğiniz veya çalışmadan çekilmek istediğiniz takdirde sizi aksine zorlayan herhangi bir durum yoktur. Bu durumda da tedavinize devam edilecektir.

Bana yukarıda okuduğum çalışma ile ilgili bilgiler Dt. Pınar TEKMEYEN tarafından da sözlü olarak ifade edilmiştir. Bu çalışmaya gönüllü olarak kendi rızamla katılmak istiyorum.

Hasta Adı Soyadı:.....

İmza:.....

Tarih:.....

Doktor Adı Soyadı: Diş Hekimi Pınar TEKMEN

EK-2

ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ARAŞTIRMA ETİK KURULU KARARLARI

Karar tarihi 24.01.2007
Karar sayısı: 112

1- Prof.Dr.Serpil Duran sorumluluğunda yürütülecek olan “**Allojenik kemik grefti ile maksiller sinüs augmentasyonu uygulanan atrofik posterior maksillada smplant biyomekaniği: Sonlu eleman analizi**” başlıklı çalışmanın raportör raporu doğrultusunda düzeltilerek yeniden incelenmiş, proje desteklendiği takdirde etik açıdan uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.


Prof.Dr.Hayriye SÖNMEZ
Başkan

Prof.Dr.A.Ersan ERSOY **Prof.Dr.Ayşegül KÖKLÜ** **Prof.Dr.Murat AKKAYA**

Prof.Dr.Bade SONAT **Prof.Dr.Tamer YILMAZ** **Prof.Dr.Funda TUĞCU**


Prof.Dr.Sebahat GÖRGÜN

Prof.Dr. Hikmet SOLAK
 (Katılmadı)

Doç.Dr.Serap ŞAHİNOĞLU
 (Katılmadı)

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı :Pınar
 Soyadı :TEKMEN
 Doğum Yeri ve Tarihi :Konya 25/07/1978
 Uyruğu :T.C.
 Medeni Durumu :Bekar
 İletişim Adresi :100. Yıl Bulvarı İkizler Apartmanı 9/13 Antalya
 Telefonu :05326545336

II -Eğitim

2004- 2010 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Programı
 1997- 2003 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
 1992-1996 : Antalya Karatay Lisesi
 1989-1992 : Atatürk Ortaokulu
 1988-1989 : Ferda Kahraman İlkokulu
 1984-1988 : Çağlayan İlkokulu
 Yabancı Dil : İngilizce

III-Ünvanları

2004- 2010 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı / Doktora Öğrencisi
 2003 : Diş Hekimi

IV- Mesleki Deneyimi

2004- 2010 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı / Doktora Öğrencisi

V- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

VI- Bilimsel İlgi Alanları

Yayınları:

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar:

TEKMEN, P., DURAN S., ASKAR M. Chronic Osteomyelitis of the Mandible Caused By Escherichia Coli: Case Report. Poster Bildirisi. AÇBİD 3. Uluslararası Kongresi Nisan 2009-Antalya

TEKMEN, P., DURAN S.,DERECİ Ö., ASKAR M., SAHER D. Clinical and Radiographic Assesment of Sinus Lift and Implant Placement in a Series of Cases. Poster Bildirisi. AÇBİD 4. Uluslararası Kongresi Mayıs 2010-Antalya

SAHER D., DURAN S., TEKMEK P., ASKAR M. A Recurrent Huge Pyogenic Granuloma: A Case Report. Poster Bildirisi. AÇBİD 4. Uluslararası Kongresi Mayıs 2010-Antalya

DERECİ Ö., TEKMEK, P., SAHER D. Traumatic Cyst: A Case Report. Poster Bildirisi. AÇBİD 4. Uluslararası Kongresi Mayıs 2010-Antalya

VII- Katıldığı Bilimsel Etkinlikler

Ağız ve Çene Yüz Cerrahisi Birliği Derneği 1. Uluslararası Bilimsel Kongresi
16-20 Mayıs 2007, Antalya-Türkiye

Ağız Kanseri Ulusal Sempozyumu 18-19 Nisan 2008 Ankara-Türkiye

Temporomandibular Eklem İnternal Düzensizliklerinde Protetik ve Cerrahi Rehabilitasyon, Araştırmalar/ Konseptler 26-27 Nisan 2008 Ankara-Türkiye

Ağız ve Çene Yüz Cerrahisi Birliği Derneği 2. Uluslararası Bilimsel Kongresi
16-20 Mayıs 2008, Antalya-Türkiye

Ağız ve Çene Yüz Cerrahisi Birliği Derneği 3. Uluslararası Bilimsel Kongresi
22-26 Nisan 2009, Antalya-Türkiye

İmplantolojiye 4 Boyuttan Bakış 4-5 Aralık 2009 Ankara-Türkiye

Ağız ve Çene Yüz Cerrahisi Birliği Derneği 4. Uluslararası Bilimsel Kongresi
26-30 Mayıs 2010, Antalya-Türkiye