



T. C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**POSTERİOR MAKSİLLADA UYGULANAN AÇILI
İMLANTLARIN FARKLI AÇI, ÇAP VE BOYDAKİ
TASARIMLARLA UYGULANMASININ ETKİLERİNİN ÜÇ
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE
İNCELENMESİ**

Melek RAMOĞLU
DOKTORA TEZİ

AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMANLAR

Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ

Prof. Dr. Erkan ERKMEN

Gaziantep

2015

T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**POSTERİOR MAKSİLLADA UYGULANAN AÇILI İMPLANTLARIN FARKLI
AÇI, ÇAP VE BOYDAKİ TASARIMLARLA UYGULANMASININ
ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Melek RAMOĞLU

Tez Savunma Tarihi:24/02/2015
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Onayı

Prof.Dr. Mehmet TARAKÇIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Bu tez çalışmasının bir “Doktora” derecesi için uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Doktora” tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ
Tez Danışmanı

Prof. Dr. Erkan ERKMEN
Ortak Tez Danışmanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir “Doktora” tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi İmzası

Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ

Prof. Dr. Erkan ERKMEN

Prof. Dr. Hakan Alpay KARASU

Doç. Dr. Mutan Hamdi ARAS

Doç. Dr. Oral SÖKÜCÜ

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

24.02.2015

Melek RAMOĞLU

TEŐEKKÜR

Doktora eğitimimde, tez çalıőmalarım boyunca benden yardımlarını esirgenemeyen ve bana güvenen değerli hocam, dekanım, tez danıőmanım Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ'e,

Tez çalıőmama olan katkısının haricinde doktora hayatıma baőladığım ilk günden bu yana her zaman yanımda olan ve benden desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Erkan ERKMEN'e,

Doktora eğitimim boyunca bilgi, tecrübe ve sevgisini esirgemeyen kıymetli hocalarım Doç. Dr. Mutan Hamdi ARAS'a,

Tezime olan katkıları ve kıymetli zamanlarından harcadıkları vakit için Prof. Dr. Hakan Alpay KARASU'ya ve tez izleme komitemde yer alan Doç. Dr. Oral SÖKÜCÜ'ye

Doktoram süresince bana destek olan tüm asistan arkadaőlarıma,

Tez çalıőmamda kullanılan modellerin hazırlanmasında ve analizlerin gerçekleştirilmesinde özverili ve hassas çalıőmalarından dolayı Teknolus Enerji Eğitim Mühendislik Ltd. Şti. 'ne

Bugünlere gelmemde en büyük destekçim olan, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini hiç bir suretle esirgemeyen dünyadaki en kıymetli varlıklarım annem, babam ve kardeőime,

Doktora hayatım boyunca her türlü nazıma katlanan, koőulsuz sevgisini hep bana hissettiren, kıymetlim, eőim Serhat RAMOğLU'na

Sevgi, sayđı ve tüm itenliğim ile...

TEŐEKKÜR EDERİM.

İÇİNDEKİLER

Özet	1
Abstract	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon	5
2.1.1. Dental implantlar	5
2.1.1.1 Dental implant sınıflaması	6
2.1.1.2. İmplant geometrisi	11
2.1.1.2.A. Dental implantlarda çap	11
2.1.1.2.B. Dental implantlarda uzunluk	13
2.1.1.3. Dental implantlarda başarı ve başarısızlık	14
2.1.2. Osseointegrasyon	15
2.1.2.1. Osseointegrasyon Süreci	16
2.2. Kemik Dokusu ve Kemik Graft Materyalleri	18
2.2.1. Kemik Yapısı	18
2.2.2. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar	19
2.2.3. Kemik Graft Materyalleri	23
2.3. Dişsiz posterior maksiller kemikte rezorpsiyon yönleri	25
2.4. Dental implantolojide biyomekanik ve kuvvet	26

2.4.1. Biyomekanik	26
2.4.2. Kuvvet ve kuvvetin komponentleri	27
2.4.3. Dental implantlara iletilen oklüzal yükler	27
2.4.4. Oklüzal yüklerin periimplant bölgeye iletimi	28
2.4.5. Kemik dokunun mekanik strese yanıtı	29
2.5 Dişsiz posterior maksiller bölge tedavi seçenekleri	31
2.6. Maksiller Sinüs Anatomisi	33
2.7 Sinüs lifting uygulamaları	35
2.7.1. Sinüs lifting uygulamalarının endikasyon ve kontrendikasyonları	36
2.7.2. Açık ve kapalı sinüs lift uygulamaları	37
2.7.3. Otojen kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemede kullanımı	42
2.7.4. Allojen kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemede kullanımı	43
2.7.5. Alloplastik kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemede kullanımı	44
2.7.6. Ksenogreftlerin kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemede kullanımı	45
2.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)	45
2.8.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	46
2.8.2. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri	48
2.8.3. Sonlu elemanlar stres analizi aşamaları	49
2.8.4. Sonlu elemanlar stres analizi avantaj ve dezavantajları	52
2.8.5. Diş hekimliğinde kullanılan sonlu eleman stres analiz programları	54

3. GEREÇ VE YÖNTEM	55
3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapının Modellenmesi	56
3.2. Dişsiz Posterior Maksillanın ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi	57
3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	58
3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	67
3.5. Sistemin Birleştirilmesi	69
3.6. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları	70
3.7. Materyal Özellikleri	71
3.8. Yükleme Koşulları	71
3.9. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması	72
4. BULGULAR	73
4.1. 4.0 mm İmplant	73
4.1.1. İmplant Von Mises Değerleri	73
4.1.1.1. Vertikal Yükleme Koşulu	73
4.1.1.2. Horizontal Yükleme Koşulu	75
4.1.1.3. Oblik Yükleme Koşulu	77
4.1.2. Kemik Principle Maximum Değerleri	79
4.1.2.1. Vertikal Yükleme Koşulu	79
4.1.2.2. Horizontal Yükleme Koşulu	83
4.1.2.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	86

4.1.3. Kemik Principle Minimum Değerleri.....	90
4.1.3.1. Vertikal Yükleme Koşulu.....	90
4.1.3.2. Horizontal Yükleme Koşulu.....	93
4.1.3.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	97
4.2. 4.5 mm implant.....	100
4.2.1. İmplant Von Mises Değerleri.....	100
4.2.1.1. Vertikal Yükleme Koşulu.....	100
4.2.1.2. Horizontal Yükleme Koşulu.....	103
4.2.1.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	105
4.2.2. Kemik Principle Maximum Değerleri.....	107
4.2.2.1. Vertikal Yükleme Koşulu.....	107
4.2.2.2. Horizontal Yükleme Koşulu.....	111
4.2.2.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	114
4.2.3. Kemik Principle Minimum Değerleri.....	118
4.2.3.1. Vertikal Yükleme Koşulu.....	118
4.2.3.2. Horizontal Yükleme Koşulu.....	121
4.2.3.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	124
4.3. 5.0 mm implant.....	128
4.3.1. İmplant Von Mises Değerleri.....	128
4.3.1.1. Vertikal Yükleme Koşulu.....	128

4.3.1.2. Horizontal Yükleme Koşulu.....	130
4.3.1.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	132
4.3.2. Kemik Principle Maximum Değerleri.....	134
4.3.2.1. Vertikal Yükleme Koşulu.....	134
4.3.2.2. Horizontal Yükleme Koşulu.....	138
4.3.2.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	141
4.3.3. Kemik Principle Minimum Değerleri.....	145
4.3.3.1. Vertikal Yükleme Koşulu.....	145
4.3.3.2. Horizontal Yükleme Koşulu.....	148
4.3.3.3. Oblik Yükleme Koşulu.....	152
4.4. Modeller ile İlgili Genel Değerlendirmeler.....	155
4.4.1. İmplant – Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi.....	155
4.4.1.1. Vertikal Yükleme.....	156
4.4.1.2. Horizontal Yükleme.....	157
4.4.1.3. Oblik Yükleme.....	158
4.4.2. Kortikal Kemik Principle Maximum Streslerin Değerlendirilmesi.....	159
4.4.2.1. Vertikal Yükleme.....	159
4.4.2.2. Horizontal Yükleme.....	160
4.4.2.3. Oblik Yükleme.....	161
4.4.3. Spongioz Kemik Principle Maximum Streslerin Değerlendirilmesi.....	162
4.4.3.1. Vertikal Yükleme.....	162

4.4.3.2. Horizontal Yükleme.....	163
4.4.3.3. Oblik Yükleme.....	164
4.4.4. Kortikal Kemik Principle Minimum Stres Değerleri.....	165
4.4.4.1 Vertikal Yükleme.....	165
4.4.4.2. Horizontal Yükleme.....	166
4.4.4.3. Oblik Yükleme.....	167
4.4.5. Spongioz Kemik Principle Minimum Stres Değerleri.....	168
4.4.5.1. Vertikal Yükleme.....	168
4.4.5.2. Horizontal Yükleme.....	169
4.4.5.3. Oblik Yükleme.....	170
5. Tartışma ve sonuç.....	171
KAYNAKLAR.....	189
ÖZGEÇMİŞ.....	205

SİMGELER ve KISALTMALAR

- $^{\circ}$: derece
- L_0 : Orijinal Uzunluk
- mm : milimetre
- MPa : Megapaskal
- N : Newton
- SESA : Sonlu Elemanlar Stres Analizi
- ν : Poisson Oranı
- ΔL : Deformasyon
- E : Elastisite Modülü
- ϵ : Strain
- σ : Stres
- σ_e : Eşdeğer Stres

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları	6
Şekil 2.2: Subperiosteal İmplantlar	7
Şekil 2.3: Endosteal İmplantlar	7
Şekil 2.4: Blade İmplantlar	8
Şekil 2.5: Vent İmplantlar	9
Şekil 2.6: Vida tip implantlar	9
Şekil 2.7: Silindirik tip implant	10
Şekil 2.8: Transosteal İmplantlar	10
Şekil 2.9: Kortikal ve spongiyoz kemik	19
Şekil 2.10: Lekhom ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması	20
Şekil 2.11: Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması	22
Şekil 2.12: Dişsiz maksilla ve mandibulada zamanla kemik yıkımı modeli	26
Şekil 2.13: Sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve kesme (makaslama) tipi kuvvetler ...	27
Şekil 2.14: Frost'un Diagramı	29
Şekil 2.15: Maksiller sinüs anatomisi	34
Şekil 2.16: Konvansiyonel implant yerleşimi	38
Şekil 2.17: Osteotomi ile kapalı sinüs lifting ve implant yerleşimi	38
Şekil 2.18: İmplant yerleşimi öncesi açık sinüs lifting	38
Şekil 2.19: İmplant yerleşimi öncesi açık sinüs lifting	39

Şekil 2.20: Sinüsün greftlenmesi ve geç implantasyon	40
Şekil 2.21: Sinüsün greftlenmesi ve immediat implantasyon	40
Şekil 2.22: SESA’da kullanılan çizgisel elemanlar	49
Şekil 2.23: İki boyutlu elemanlar	50
Şekil 2.24: Üç boyutlu elemanlar	50
Şekil 2.25: Bir sonlu elemanlar modelinde ana yapıyı oluşturan düğüm ve elemanların yapısı	51
Şekil 2.26: Elemanlara ayrılmış bir modelde stres analizi	54
Şekil 3.1: Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı	55
Şekil 3.2: Kullanılan implant ve protetik üst yapı modelleri	56
Şekil 3.3: Posterior maksilla, greft materyali ve maksiller sinüsün üç boyutlu modelleri	58
Şekil 3.4: Model 1 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	59
Şekil 3.5: Model 2 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	59
Şekil 3.6: Model 3 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	60
Şekil 3.7: Model 4 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	60
Şekil 3.8: Model 5 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	61
Şekil 3.9: Model 6 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	61
Şekil 3.10: Model 7 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	62
Şekil 3.11: Model 8 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	62
Şekil 3.12: Model 9 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	63

Şekil 3.13: Model 10 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	63
Şekil 3.14: Model 11 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	64
Şekil 3.15: Model 12 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	64
Şekil 3.16: Model 13 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	65
Şekil 3.17: Model 14 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	65
Şekil 3.18: Model 15 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	66
Şekil 3.19: Model 16 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	66
Şekil 3.20: Model 17 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	67
Şekil 3.21: Model 18 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü	67
Şekil 3.22: Mesh uygulanmış haliyle matematiksel model	68
Şekil 3.23: Model 8 'de vertikal yükleme koşuluna göre convergence analizi sonuçları ve eleman sayılarındaki yakınsama izlenmektedir	69
Şekil 3.24: Oluşturulan modele kullanılan parçaların tanıtılması ve birleştirilmesi	70
Şekil 3.25: Sınırları Belirlenmiş ve Uzayda Sabitlenmiş Posterior Maksilla	71
Şekil 3.24: Modellere uygulanan kuvvet bölgeleri, yönleri ve miktarları	72
Şekil 4.1: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi	73
Şekil 4.2: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	74
Şekil 4.3: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	75

Şekil 4.4: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi	75
Şekil 4.5: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	76
Şekil 4.6: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	77
Şekil 4.7: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi	78
Şekil 4.8: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.	78
Şekil 4.9: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	79
Şekil 4.10: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	80
Şekil 4.11: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	80
Şekil 4.12: 4.0 mm çapında, 13mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	81
Şekil 4.13: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	82

Şekil 4.14: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	82
Şekil 4.15: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	83
Şekil 4.16: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	84
Şekil 4.17: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	84
Şekil 4.18: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	85
Şekil 4.19: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	86
Şekil 4.20: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	87
Şekil 4.21: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	87
Şekil 4.22: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	88

Şekil 4.23: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	89
Şekil 4.24: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	89
Şekil 4.25: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	90
Şekil 4.26: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	91
Şekil 4.27: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	91
Şekil 4.28: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	92
Şekil 4.29: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	93
Şekil 4.30: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	94
Şekil 4.31: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	94

Şekil 4.32: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	95
Şekil 4.33: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	96
Şekil 4.34: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	96
Şekil 4.35: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	97
Şekil 4.36: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	98
Şekil 4.37: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	98
Şekil 4.38: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	99
Şekil 4.39: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	100
Şekil 4.40: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi.....	101

Şekil 4.41: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.	102
Şekil 4.42: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.	102
Şekil 4.43: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi.....	103
Şekil 4.44: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.	104
Şekil 4.45: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	105
Şekil 4.46: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi	105
Şekil 4.47: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	106
Şekil 4.48: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	107
Şekil 4.49: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	108
Şekil 4.50: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	108

Şekil 4.51: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	109
Şekil 4.52: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	110
Şekil 4.53: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	110
Şekil 4.54: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	111
Şekil 4.55: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	112
Şekil 4.56: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	112
Şekil 4.57: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	113
Şekil 4.58: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	114
Şekil 4.59: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	115

Şekil 4.60: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	115
Şekil 4.61: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	116
Şekil 4.62: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	117
Şekil 4.63: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	117
Şekil 4.64: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	118
Şekil 4.65: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	119
Şekil 4.66: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	119
Şekil 4.67: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	120
Şekil 4.68: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	121

- Şekil 4.69: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi122
- Şekil 4.70: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri122
- Şekil 4.71: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri123
- Şekil 4.72: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri123
- Şekil 4.73: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri124
- Şekil 4.74: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi125
- Şekil 4.75: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri125
- Şekil 4.76: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri126
- Şekil 4.77: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri127

Şekil 4.78: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	127
Şekil 4.79: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi	128
Şekil 4.80: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	129
Şekil 4.81: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	130
Şekil 4.82: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi	131
Şekil 4.83: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	131
Şekil 4.84: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	132
Şekil 4.85: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi	133
Şekil 4.86: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	133
Şekil 4.87: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi	134

Şekil 4.88: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	135
Şekil 4.89: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	135
Şekil 4.90: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	136
Şekil 4.91: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	137
Şekil 4.92: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	137
Şekil 4.93: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	138
Şekil 4.94: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	139
Şekil 4.95: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	139
Şekil 4.96: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	140

Şekil 4.97: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	141
Şekil 4.98: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	142
Şekil 4.99: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	142
Şekil 4.100: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	143
Şekil 4.101: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	144
Şekil 4.102: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri	144
Şekil 4.103: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	145
Şekil 4.104: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	146
Şekil 4.105: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	146

Şekil 4.106: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	147
Şekil 4.107: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	148
Şekil 4.108: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	149
Şekil 4.109: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	149
Şekil 4.110: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	150
Şekil 4.111: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	151
Şekil 4.112: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	151
Şekil 4.113: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi	152
Şekil 4.114: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	153

Şekil 4.115: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	153
Şekil 4.116: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	154
Şekil 4.117: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri	155
Şekil 4.118: Vertikal yükleme koşulu altında implant üzerinde görülen von mises stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	156
Şekil 4.119: Horizontal yükleme koşulu altında implant üzerinde görülen von mises stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	157
Şekil 4.120: Oblik yükleme koşulu altında implant üzerinde görülen von mises stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	158
Şekil 4.121: Vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	159
Şekil 4.122: Horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	160
Şekil 4.123: Oblik yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	161
Şekil 4.124: Vertikal yükleme koşulu altında spongios kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	162
Şekil 4.125: Horizontal yükleme koşulu altında spongios kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	163

Şekil 4.126: Oblik yükleme koşulu altında spongios kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	164
Şekil 4.127: Vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	165
Şekil 4.128: Horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	166
Şekil 4.129: Oblik yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	167
Şekil 4.130: Vertikal yükleme koşulu altında spongios kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	168
Şekil 4.131: Horizontal yükleme koşulu altında spongios kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	169
Şekil 4.132: Oblik yükleme koşulu altında spongios kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi.....	170

TABLO LİSTELERİ

Tablo 2.1: Dental implantlar için Sağlık Ölçeği	15
Tablo 2.2.: Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı	22
Tablo 2.3: Jensen'e göre tedavi alternatiflerin avantaj ve dezavantajları	41
Tablo 3.1: Modellenen implantların boy ve çap özellikleri	56
Tablo 3.2: Wheeler'e göre maksiller dişlerin boyutsal değerleri	57
Tablo 3.3: Her bir modelde kullanılan eleman ve node sayıları	68
Tablo 3.4: Çalışmamızda kullanılan materyal özellikleri	71

ÖZET

POSTERİOR MAKSİLLADA UYGULANAN AÇILI İMPLANTLARIN FARKLI AÇI, ÇAP VE BOYDAKİ TASARIMLARLA UYGULANMASININ ETKİLERİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Melek RAMOĞLU

Doktora Tezi, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Tez danışmanları: Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ, Prof. Dr. Erkan ERKMEN

Şubat 2015, 234 sayfa

Dental implantlar günümüzde, doğal dişlerin kaybı nedeniyle oluşan estetik, fonksiyon ve fonasyon gibi problemlerin çözümünde rutin olarak kullanılmaktadır. Genel sağlık durumu iyi olan bireylerde maksilla, mandibulaya göre daha düşük yoğunlukta kemik yapısına sahiptir ve dikey yöndeki kemik kaybı maksillada daha fazladır. Fizyolojik rezorpsiyona ek olarak maksiller sinüslerin çeşitli sebeplerle alveolar kret tepesine yakın konumlanmaları da posterior maksiller bölgeye implant uygulamalarını zorlaştırmaktadır. Bu gibi durumlarda posterior maksiller bölgede yeterli miktarda kemik elde etmek için uygulanan yöntemler, ilave cerrahi işlemler ve buna bağlı tedavi maliyetlerinin artması, iyileşme süresinin uzaması gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Bu olumsuzlukları elimine etmek amacıyla bir çok çalışmacının alternatif çözüm yollarına başvurduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir. Bu çalışma ile, maksiller posterior bölgede yeterli kemik seviyesi bulunmayan vakalarda sinüs lifting gibi ikinci bir cerrahi işleme gerek kalmaksızın tek bir cerrahi işlem ile hastanın fonksiyonlarını yerine getirmeyi sağlamak konusunda değişik bir alternatif oluşturmak amaçlanmıştır. Bu amaçla Visible Human Project data veriyle oluşturan atrofik maksilla modeli üzerine farklı açılarla implantlar yerleştirilmiştir. İmplantlarda çap ve boy değiştirilerek; tüm sisteme çığneme kuvvetlerini taklit eden vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler uygulanarak sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara en yüksek stres değerleri implantlar üzerinde ölçülmüş ve stresler implantların boyun bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Kortikal ve spongioz kemik üzerine gelen stresler değerlendirildiğinde ise en ideal tedavi seçeneğinin sinüs lift işlemi ile implantların yerleştirilmesi olduğu karşımıza çıksa da 15° açı ile posterior implantın açıldırılarak sinüs lift işleminden kaçınılmasının alternatif bir tedavi yöntemi olabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar sözcükler: Açılı implant, Atrofik maksilla, Dental implant, Sinüs lift, Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

THE INVESTIGATION OF ANGLED IMPLANTS WITH DIFFERENT ANGLE, DIAMETER AND LENGTH DESIGNS APPLICATION ON POSTERIOR MAXILLA USING THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS METHOD.

Melek RAMOĞLU

Doctoral Thesis, Department of Oral and Maksillofacial Surgery
Supervisors: Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŞ, Prof. Dr. Erkan ERKMEN
February 2015, 234 pages

Dental implants are routinely used in solving problems such as aesthetic, function and phonation due to the loss of natural teeth in the contemporary dentistry. General health status of individuals with good maxilla has a lower density than the mandible and bone loss in the vertical direction is greater than in the maxilla. In addition to the physiological resorption, implant application to the posterior maxillary region makes difficult if maxillary sinus are situated close to alveolar crest hill with a variety of reasons. In such cases, the methods applied to obtain a sufficient amount of bone of the posterior maxillary region brings disadvantages such as additional surgical procedures, cost of treatment associated therewith and prolonged healing time. In order to eliminate these drawbacks, alternative solutions have been shown in several studies by a lot of researchers. The aim of this study is to create a different alternative method to fulfill the function of the patient with a single surgical procedure, without the need for a second surgical procedure such as sinus lifting in maxillary posterior region without adequate bone level cases. For this purpose; implants were placed at different angles on the atrophic maxilla model that formed with Visible Human Projects data's. The finite element stress analysis was performed by changing the implant diameter and length with the application of vertical, horizontal and oblique forces that mimic the chewing forces to the entire system. The highest stress levels were measured on implants and the highest stress was concentrated in the implant neck region according to the results obtained from this study. The conclusion of this study that the most ideal treatment option is placing the implant with sinus lift procedure however placing posterior implants with 15° angle may be an alternative treatment method to avoid sinus lift when the stress are evaluated on the cortical and cancellous bone.

Key Words: Atrophic maksilla, Dental implant, Finite element method, Sinüs lift, Tilted implant

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında estetiğe katkıları nedeniyle tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna; doğumsal veya kazanılmış çene yüz deformitelerinin rehabilitasyonundan ortodontik ankraj uygulamalarına kadar çok geniş kullanım alanına sahiptir (1).

İmplant başarısı için en önemli faktörlerden biri implantın yerleştirileceği bölgedeki kemik miktarı, kalitesi ve kantitesidir (2, 3). Posterior maksillar bölgede düşük kemik kalitesi ve maksiller sinüsün çeşitli sebeplere bağlı olarak alveolar kret tepesine yakın olarak konumlanması ile maksillada sıklıkla görülen vertikal kemik kaybı nedeniyle implant yerleştirilmesi büyük ölçüde kısıtlanmaktadır. Bu gibi durumlarda posterior maksiller bölgedeki kemik miktarını arttırarak implant yerleşimine olanak sağlamaya yönelik birçok çalışma yapılmış ve yöntem tanımlanmıştır (4-7).

Posterior maksiller bölgede kemik hacmini arttırmaya yönelik uygulanan yöntemler, ilave cerrahi işlemler ve buna bağlı tedavi maliyetlerinin artması, iyileşme süresinin uzaması gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Bu olumsuzlukları elimine etmek amacıyla bir çok araştırmacının alternatif çözüm yollarına başvurduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (8-11).

Bu noktada, atrofik posterior maksillada sinüs lifting yapılmadan yine de implant desteği oluşturulacaksa uygulanabilecek yöntemlerden hangisinin tercih edilmesi gerektiği cevaplanması gereken ilk sorudur. Hangi tedavi planlaması uygulanırsa uygulansın çiğneme kuvvetlerinin protetik üstyapılar aracılığıyla implantlar ve destek dokulara doğru şekilde iletilmesi biyomekanik şartların tam olarak anlaşılması ile sağlanmaktadır.

Dental implantların etrafında görülen streslerin, implantların başarısındaki etkisi literatürde bildirilmiş bir noktadır. Ancak dental implantların çevresindeki kemik içi streslerin invivo olarak ölçülememesi nedeniyle, streslerin niteliği ve niceliği kesin olarak bilinmemektedir. Bu doğrultuda konu ile ilgili in vitro çalışmalar oldukça önem kazanmıştır (12). Kullanılan in vitro çalışmalar arasında sonlu elemanlar analiz yöntemi, dental implantın bütün parçalarında ve kemik içerisinde oluşan stresleri daha net ve kesin bir şekilde gösterebilecek özelliktedir. Bu nedenle planladığımız

çalışmamızda kullanacağımız sonlu elemanlar analiz yöntemiyle oluşabilecek olan stresler doğru bir şekilde yorumlanıp, mevcut durum karşısında alternatif bir tedavi planlamasının uygulanabilirliğine açıklık getirilebildiğimiz düşünülmektedir.

Planlanan alternatif tedavi yöntemi ile, hastalara uygulanan ekstra tedavi maliyetlerin önlenmesi, ilave cerrahi işlemlerin ve sonrasında meydana gelebilecek komplikasyonların önüne geçilmesi ile hastaların iyileşme ve dişsiz kalma süresinin kısaltılabilmesi hedeflenmiştir. Ayrıca, çalışmada kullanılan analiz yöntemi ile kullanılacak implantların olması gereken optimum açı, boy ve çap hakkında literatüre bilgiler vererek ileride yapılacak olan in-vivo çalışmalar öncüllük edebilmesi hedeflenmektedir. Bunlara ek olarak kontrol modelleri geleneksel yöntemler doğrultusunda sinüs lifting işlemi yapılmış olarak hazırlandığından, geleneksel yöntemler ile detaylı bir karşılaştırılma yapılabilmesine olanak sağlanmıştır.

Bu çalışma ile, maksiller posterior bölgede yeterli kemik seviyesi bulunmayan vakalarda sinüs lifting gibi ikinci bir cerrahi işleme gerek kalmaksızın tek bir cerrahi işlem ile hastanın fonksiyonlarını yerine getirmeyi sağlamak konusunda değişik bir alternatif oluşturmak amaçlanmıştır. Ayrıca literatürde implantların açılı konumlandırılmalarıyla ilgili birçok çalışma olmasına rağmen, bu çalışmalar tam dişsizlik olgularında uygulanan tedavi teknikleri ile alakalıdır (13, 14). Literatürde yapılan araştırma sonucunda tek taraflı atrofik maksillaya uygulanabilecek açılı implantlar ile ilgili çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu çalışma ile bu konuda eksiklik bulunan literatüre açıklık getirilebileceği düşünülmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon

2.1.1. Dental implantlar

Latince ‘in=içerisinde’ ve ‘planto=ekme, dikme, yerleştirme’ sözcüklerinin birleşiminden oluşan implant tıbbi olarak; kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacıyla, canlı dokularda uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen addır (15). Diş hekimliği sözlüklerinde ise “cerrahi olarak bir dokunun içine veya üstüne gelen genellikle alloplastik parçalar” olarak ifade edilmektedir (16).

Dental implantlar tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna; doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonundan, ortodontik ankraj uygulamalarına kadar çok geniş bir kullanım alanına sahiptir (1).

Kaybedilmiş dişlerin yerine koyulma çabası insanlık tarihi kadar eski bir sürece dayanmakla birlikte tarih boyunca çok değişik yöntemler kullanılmıştır. Arkeolojik kazılardan elde edilen kafa iskeletlerinde tahta, deniz kabuğu, taş ve hayvan dişlerinin alt ve üst çenelere yerleştirilerek dayanak olarak kullanıldığı belirtilmiştir (17, 18). Dental implantlar hakkında ilk bulgu 1931 yılında Hondurasta Ulva Vadisinde, milattan sonra 600 yılları civarında yaşamış olan mayalara ait bir mezar kazısından elde edilmiş olup Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi’nde sergilenen kafatasında çene kemiğinde eksik olan üç alt kesici dişin yerine, diş formu verilmiş deniz kabuklarının yerleştirildiği şekil 2.1’ de görülmektedir (19).



Şekil 2.1: Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları (20).

19. yüzyılın başlarında kemik içi implantların ilk şekli olarak kabul edilebilecek tipte çalışmalar Maggiolo'nun altından yaptığı kökleri ayak olarak kullanarak doku iyileşmesi sonrası üzerine kuronlar yapmasıyla başlamıştır (21). Yirminci yüzyılın başlarında ise artık kemik içi implantasyondan söz edilmeye başlanmış ve birçok araştırmacı değişik materyallerden elde ettikleri vida tipi implantları geliştirmişlerdir. 1960'lı yıllarda Branemark, titanyumun kemik dokusuna çok iyi uyum sağlayarak yumuşak dokuda da herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını ortaya koyarak osseointegrasyon kavramı ile modern implantasyonun doğmasını sağlamıştır (22).

2.1.1.1 Dental implant sınıflaması

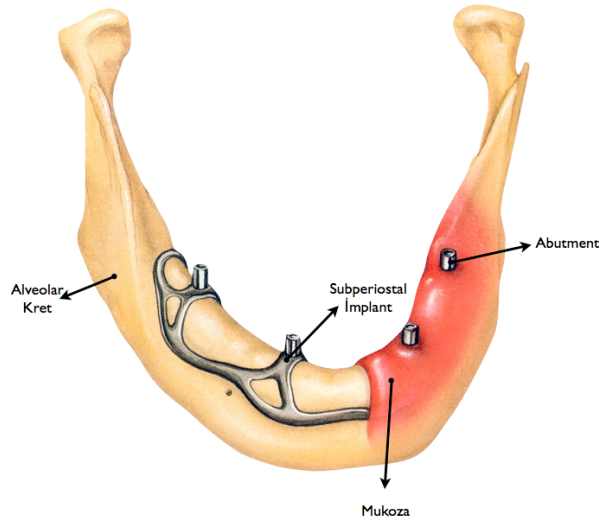
Dental implantlarla ilgili değişik sınıflandırmalar bulunsa da implant üretiminde kullanılan materyal ile implantın yerleştirildiği yer ve destek dokulara göre yapılan sınıflandırmalar en sık kullanılanlardır (23, 24).

İmplantın yerleştirildiği yer ve destek dokulara göre yapılan sınıflandırmada implantlar kemikle olan ilişkilerine göre 3 grupta incelenebilir:

- a. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar
- b. Endosseoz (kemik içi) implantlar
- c. Transosseoz (kemik boyunca) implantlar

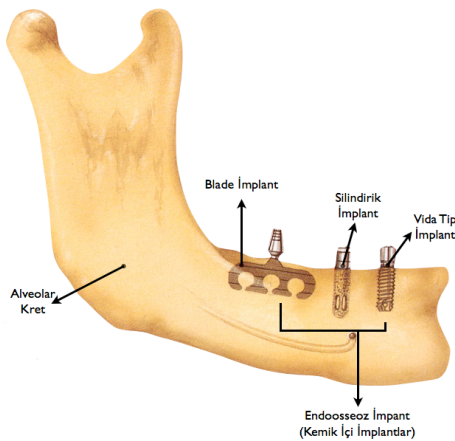
A. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar: Alveol kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen ve kişiye özel olarak hazırlanan implant türüdür (Şekil 2.2) (16). Kemik içi implantların yerleştirilmesinin imkansız olduğu vakalarda tercih edilen subperiosteal implantlar ölçü alınımının zorlukları, yüksek enfeksiyon riski, implantın yerleştirilmesini takiben ortaya çıkan ağrı ve şişlik, kemik rezorpsiyonunun hızlanması gibi

dezavantajlara sahiptir. Günümüzde bu tip implantların başarısız olduğu ortak bir görüş olup kullanımlarından vazgeçilmiştir (25, 26).



Şekil 2.2: Subperiosteal İmplantlar (27)

B. Endosseoz (Kemik içi) implantlar: Endosteal veya endosseoz implantlar, mandibular ve maksiller alveolar kemiğin içine yerleştirilen implantlardır (Şekil 2.3). Bu implantlar 2 ayrı parçadan oluşmaktadır. Kemik içinde kalan ana parça kemik ile osseointegre olur, kemik dışında kalan ve abutment olarak adlandırılan kısım ise tutucu parça olarak kullanılır (28-30). Günümüzde endosteal implantlar, uygulanmasının kolay olması ve başarı kriterlerinin diğer implant tiplerine göre daha yüksek olması nedeniyle tercih edilmektedirler (31).

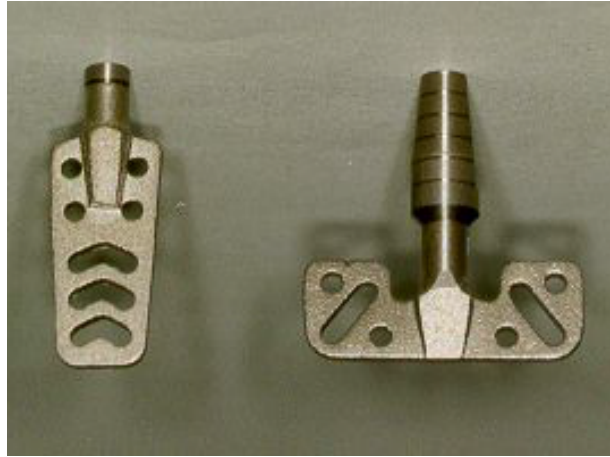


Şekil 2.3: Endosteal İmplantlar (27)

Endosseoz implantlar kemik içerisinde kalan parçanın geometrik şekline göre:

- Blade implantlar
- Vent implantlar
- Vida tip implantlar
- Silindirik implantlar olarak sınıflandırılırlar (28-30)

Blade implantlar: Diğer endosseoz implantların aksine baş, boyun ve vücut olmak üzere 3 kısımdan oluşmaktadır (Şekil 2.4). Dörtgen şekilli olan bu implantların bukkolingual boyutları dar olup, genellikle mesio-distal boyutları yüksekliklerinin 3 katıdır ve yaklaşık 25x8x1,5 mm boyutlarındadır (32). Uzun dönem başarı oranlarının yetersiz bulunması, yumuşak dokularda irritasyona neden olması, kemikte atrofiye yol açması, çıkartılması gerektiğinde aşırı madde kaybına neden olması gibi nedenlerden dolayı kullanılmamaktadırlar (28). Sadece aşırı rezorbe kretlerin varlığında nadir olarak kullanımlarından söz edilmektedir (33).



Şekil 2.4: Blade İmplantlar (28)

Vent implantlar: Daha geniş akraj yüzeyi, daha küçük implant hacmi, implant yuvasında mümkün olan en az kemik defekti gibi biyomekanik avantajlar elde edilmesi amacıyla üretilmiştir (Şekil 2.5). İmplant gövdesi üzerinde delikler bulunur ve bu delikleri dolduran kemik doku fizyolojik yüklere karşı kuvvetleri abzorbe eder. Ayrıca kemik-implant ara yüzündeki kayma direncini artırır (34).



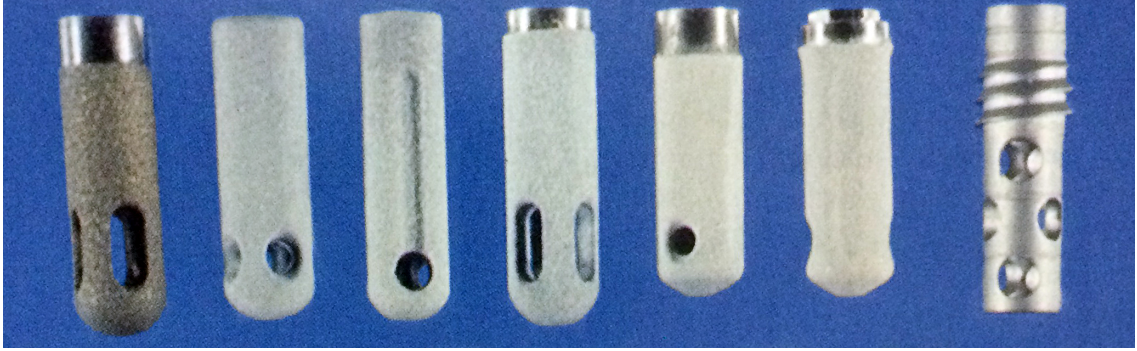
Şekil 2.5: Vent İmplantlar (35)

Vida tip implantlar: Bu tip implantlar (Şekil 2.6) aksiyal gerilim ve sıkışma kuvvetlerini, vida yivlerinin eğimleri vasıtasıyla kemiğe ilettiğinden kemik dokunun makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini artırmaktadırlar (28, 34, 36). Vida tip implantlar kemik içerisinde kendine yol bularak ilerler. Böylece kemikteki ısı oluşumu azalır (37).



Şekil 2.6: Vida tip implantlar (1)

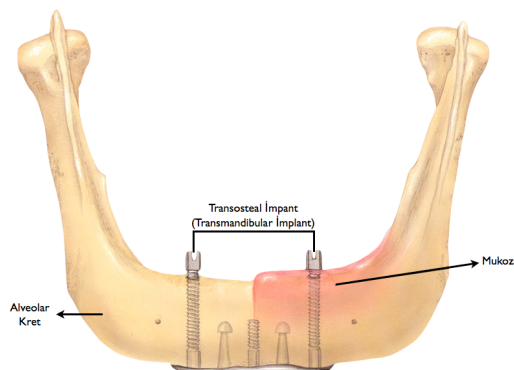
Silindirik implantlar: Bu tip implantlar da titanyum plazma sprey veya hidroksil apatit kaplama gibi yüzey pürüzlendirme işlemleri yapılarak fiksasyon sağlanır (Şekil 2.7). Yüzey pürüzleri, vida tip implantların yivlerinden daha küçük olsa da bu pürüzlendirme vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlar. Oluşturulan pürüzlerdeki molekül büyüklükleri sayesinde kemik ile implant arasında bir apozisyon sağlanarak stresler uniform şekilde iletilmektedir (38).



Şekil 2.7: Silindirik tip implant (1)

Günümüz diş hekimliğinde rutin olarak kullanılan implant tipi kök formu implantlardır. Bu implantlar vida ve silindirik tip implantların kombinasyonu şeklinde tasarlanmıştır (1). Kök formu implantlarında kök ucuna benzer şekilde apeks bölgeleri vardır ve kök şeklini taklit eder. Bu özellikleri ile vida tip implantlardan daha avantajlı hale gelmişlerdir (37).

C. Transosseoz (Kemik boyunca) implantlar: Transmandibular ya da transosteal implantlar olarak da bilinen transosseoz implantlar metal bir plaka ve transosseal pinler veya postlardan meydana gelir (Şekil 2.8). Ekstraoral yaklaşım ile submental bölgeden uygulanan bu implantlarda kemik içine yerleştirilen yivler, mandibula alt sınırına yerleştirilen plağa bağlanmaktadır. Atrofiye olmuş mandibula varlığında kullanımı avantaj oluşturmaktadır. Ancak eksternal uygulama gerektirmesi, başarısızlık durumunda çıkarılmalarının aşırı doku harabiyetine yol açması gibi nedenlerle nadir olarak kullanılmaktadırlar (39).



Şekil 2.8: Transosteal İmpantlar (27)

2.1.1.2. İmplant geometrisi

Kaybedilen dişlerin bütün görevlerini yerine getirmesi beklense de, implantlarda periodontal ligamente benzer yapılar yoktur. İmplantlar kemik ile yapısal ve fonksiyonel olarak direkt ilişkide olmasından ötürü savunmasızdırlar. Bu nedenle implanta gelecek olan kuvvet ve bu kuvvetin çevredeki destek dokulara iletimi oldukça önem taşımaktadır. Biyomekanik yaklaşımlar gelen çiğneme kuvvetleri karşısında biyolojik doku cevaplarını açıklamakta, tasarımlara ve klinik uygulamalara rehberlik etmektedir (40).

İmplant tasarımındaki öncelikli hedef, implantın üzerine gelen çiğneme kuvvetlerinin çevresindeki destek dokulara zarar vermeden iletilmesidir. İmplant gövdesinin makro geometrisi, implant-kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli olduğu kadar osseointegrasyon ve primer stabilite açısından da önemlidir.

Günümüzde gövde geometrileri açısından sıklıkla tercih edilen kök formundaki implantlar; çeşitli üretici firmalara göre değişerek, apikale doğru düz, daralan, ovoid biçimde sonlanan veya genişleyen şekillerde üretilmektedirler. Formlar arasındaki temel fark yivlere sahip olup olmamalarına göre değişmektedir. Bu yivler gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlar ve yivli olanlar vida tipi implant olarak adlandırılır. Kemiğe itilerek yerleştirilen yivsiz implantlar ise silindirik implantlar olarak adlandırılmaktadır. Silindirik implantlar gelen okluzal yükleri, makaslama tipi kuvvetler olarak kemiğe iletirken vida tipi implantlar kemiğin daha iyi tolere edebileceği şekilde kuvvet iletimi sağlar (1, 41).

İmplant çevresinde oluşan stres dağılımları; implant çapı, implant uzunluğu, yiv yapısı, implant yüzey özellikleri, boyun bölgesi tasarımı ve implantın yerleştirme açısına bağlı olarak değişmektedir (8).

2.1.1.2.A. Dental implantlarda çap

İmplant çapının artmasıyla, implant yüzey alanındaki artışla doğru orantılı olarak implant-kemik temas alanında da artış elde edilmektedir (37, 42). 3 mm çapındaki bir implantın çapının 1 mm atması, implant yüzey alanında %35'lik bir artış sağlamaktadır. Bu artış aynı zamanda primer stabilitede, implantın kırılmaya karşı direncinde ve streslere karşı oluşan dirençte de artma sağlamaktadır (1, 42). Bu nedenle geniş çaplı implant kullanımı anatomik koşullar elverişli olduğu sürece tedavi başarısını olumlu

yönde etkileyecek olan faktörlerdendir (1). Jea-Hoon Lee ve ark. yayınlamış oldukları makalelerinde maksimum stabiliteyi sağlamak için ideal implant çapının alveolar krette bukkal ve lingual tabakaya en yakın temasta olacak şekilde seçilen implant çapı ile sağlanacağını ifade etmişlerdir. Ayrıca implant çapının arttırılması ile kretal bölgedeki yüzey alanı arttırılsa da daha geniş çaplı implant yerleştirebilmek için kortikal kemik duvarını zayıflatarak stabiliteyi bozmama gerekliliği de yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (37). Holmgren ve ark. ise implant çevresindeki stresleri incelediği iki boyutlu sonlu elamanlar stres analizi çalışmasında, kemik-implant ara yüzündeki stresleri azaltmak için en geniş implantın kullanılmasına gerek olmadığını, optimum implant çapının kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır (43). Yapılan diğer bir çalışmada ise implant çapının 5 mm'den fazla olduğu durumlarda implant yuvasının hazırlanması esnasındaki aşamaların artmasından dolayı, kemikteki ısı artışına bağlı olarak implant-kemik ara yüzünde kısa dönemde başarısızlık olabileceği ifade edilmiştir (44).

İmplant üzerine gelen stresler implantın boyun bölgesinde toplandığı için, kullanılan implant çapının artması gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlamaktadır. Böylece implant boynu etrafındaki kortikal kemikte gerilmenin daha az olacağı ve implantın boyun bölgesindeki rezorpsiyonun önlenip implantın başarısının arttırılacağı da literatürde bildirilmiştir (45).

İmplant çevresinde oluşan gerilmelerin en çok kortikal kemikte görülmesi nedeniyle kortikal kemikteki streslerin azaltılmasında çapının, uzunluğa göre daha etkili bir faktör olduğu ifade edilmiştir (1). Himmlöva ve ark. yaptıkları 3 boyutlu sonlu elamanlar stres analizi çalışmalarında farklı çap (3,6 mm ve 8 mm'ye kadar) ve farklı boya (8 mm'den 18 mm'ye kadar) implantları modelledikleri çalışmalarında, 4,2 mm çapındaki implant çevresindeki stresin; 3,6 mm çapındaki implanta göre %31,5 daha az olduğu, 5 mm çapındaki implant çevresinde ise ek olarak %16 azalma olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında, 12 mm ve 17 mm uzunluğundaki implantlar arasında kemiğe dağılan streslerde sadece %22,9 azalma olduğunu ifade etmişlerdir. Araştırmacılar çalışmalarında, implant çapındaki artışın çevre kemiğe iletilen streslerin azaltılmasında belirgin etkisi olduğunu ancak implant uzunluğundaki artışın çaptaki artış kadar önemli olmadığı sonucunu bildirmişlerdir (46).

Ivanoff ve ark. yaptıkları klinik çalışmada posterior maksiller bölgeye uygulanan implantların idame başarılarının % 86 olduğunu ifade ederken; 4 mm çapındaki implantlardaki başarı %100, 3.75 mm çapındaki implantların ise %95 başarı oranına sahip olduğunu bildirmişlerdir (47).

Sohrabi ve ark. yapmış oldukları derlemelerinde çapı 4 mm'den küçük olan implantların dar implant, küçük çaplı implant veya mini dental implant olarak literatürde tanımlandığını belirterek küçük çaplı implantların başarı oranının standart genişlikteki implantlara benzer olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarında, implantlarda başarı oranının %95-100 arasında olduğunu bildirmiş olup, dar çaplı implantların özellikle sabit protezlerde ve mandibular overdenture vakalarında kullanılabileceğini ifade etmişlerdir (48).

2.1.1.2.B. Dental implantlarda uzunluk

İmplantların kullanılmaya başladığı ilk yıllarda genel kanı implant uzunluğunun mümkün olduğu kadar artırılması iken günümüzde gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi operasyon risklerinin fazla olması, daha kısa implantların kullanımını gündeme getirmiştir (1, 37).

İmplant uzunluğu ile implant başarısı arasında doğrusal bir ilişki olduğu kanıtlanamamış olsa da literatürde kısa implantların başarı oranının daha az olduğunu ifade eden çalışmalar mevcuttur (49-54). Winkler ve ark. çalışmalarında yapmış oldukları 3 yıllık takip sonrasında, 7 mm uzunluğundaki implantlardaki başarı oranının %66,7; 16 mm uzunluğundaki implantların başarı oranının ise %96,4 olduğunu ifade etmişlerdir (54). Van Steenberge ve ark. 558 implantı değerlendirdikleri retrospektif çalışmalarında 10 mm'den kısa implantlarda başarı oranının azaldığını; aynı şekilde Wyatt ve Zarb yaptıkları çalışmalarında 7 mm uzunluğa sahip implantların en düşük başarıya sahip olduğunu ifade etmişlerdir (52, 55). Ancak yine de sinüs elevasyonu işlemlerine bir alternatif oluşturması açısından farklı yüzey özelliklerine sahip kısa implantlar bir çok firma tarafından piyasaya sunulmaktadır (56).

Misch, sonlu elamanlar stres analiz yöntemi ile yaptığı çalışmasında, implant uzunluğu ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında oransal bir dağılım olmadığını belirtmiştir. 10 mm ve 15 mm uzunluğundaki implantların gelen kuvvetleri dağıtmada yeterli olduğunu bildirmiştir. Ayrıca, bu çalışmasında özellikle anterior mandibular

bölgede uzun implant yerleştirilmesi için cerrahi işlem sırasında implant başarısızlığına yol açabilecek kadar kemikte ısı artışı olabileceğini ifade etmiştir (56).

Geng ve ark. yaptıkları çalışmalarında implant başarısının implantın yerleştirildiği kemik kalitesine ve kortikal kemik ile temasına bağlı olduğunu, bu faktörlerin implantın boyundan daha önemli unsurlar olduğunu bildirmişlerdir (57).

2.1.1.3. Dental implantlarda başarı ve başarısızlık

Bir implantın başarılı olarak kabul edilebilmesi için uzun dönemde sahip olması gereken bazı kriterler bulunmaktadır. İmplant sistemlerinin ve tedavilerinin başarılarını değerlendirmek amacıyla 1978'den bu yana farklı ülkelerden, farklı araştırmacılar tarafından daha çok klinik ve radyolojik parametrelerin referans alındığı pek çok kriter tanımlanmıştır. Günümüzde en çok kabul edilen başarı kriterleri ise Albrektsson ve arkadaşları tarafından 1986 yılında bildirilmiştir (58).

Bu kriterler:

- Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta mobilite bulunmamalıdır.
- Radyografide, peri-implant bölgede radyolüsent alanlar olmamalıdır.
- İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için kemik kaybı en fazla 0,4 veya 0,5 mm; birinci yıl sonrası her yıl için, yıllık vertikal kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır.
- İmplantta kendiliğinden meydana gelen kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalıdır.
- İmplantın 5 yıllık başarı oranı %85'ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır (58, 59).

En son 2007 yılında İtalya Ortak Görüş Konferansı'nda James-Misch Sağlık Skalası modifiye edilerek, implant başarısı, sağ kalımı (survival) ve başarısızlık şartlarını içeren 4 klinik kategori tablo 2.1'de belirlenmiştir. Araştırmacılara göre "implant başarısı" terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır ve en az 12 aylık periyodu kapsamalıdır. "Erken implant başarısı" teriminin, 1-3 yıl arası dönem, "orta dereceli implant başarısı"nın, 3-7 yıl arası dönem ve "uzun dönem implant başarısı" teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağkalım oranını da içermesi önerilmiştir (58)

Tablo 2.1: Dental implantlar için Sağlık Ölçeği (58)

İmplant kalite ölçeği (Grup)	Klinik koşullar
I. Başarı (optimum sağlık)	<ul style="list-style-type: none"> a. Fonksiyonda ağrı veya acı yok b. 0 hareketlilik (mobilite) c. İlk cerrahiden beri radyografik kemik kaybı: <2mm d. Eksuda öyküsü yok
II. Tatmin Edici Sağkalım (Survival)	<ul style="list-style-type: none"> a. Fonksiyonda ağrı yok b. 0 hareketlilik (mobilite) c. 2-4 mm'lik radyografik kemik kaybı d. Eksuda öyküsü yok
III. Sağkalım (Survival) da Bozukluk	<ul style="list-style-type: none"> a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. Hareketlilik yok c. Radyografik kemik kaybı >4mm (implant gövdesinin ½'sinden daha az) d. Prob derinliği >7mm e. Eksuda öyküsü olabilir
IV. Başarısız (Klinik veya Kesin Başarısızlık)	<ul style="list-style-type: none"> a. Foksiyon sırasında ağrı b. Hareketlilik c. Radyografik kemik kaybı: implant uzunluğunun >½'sinden fazla d. Kontrol edilemeyen eksuda e. Ağızda yerleşik değil

Ancak bazı araştırmacılara göre istenmeyen bu durumların meydana gelmesi implantın kesin olarak başarısızlığını ifade etmemekte, kaybedilmiş implantlar kesin olarak başarısız olarak kabul edilmektedir (60).

2.1.2. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon Latince sözcükler olan 'os' (kemik) ve 'integrate' (birleşmek) nin birleşiminden oluşmuştur. Osseointegrasyon için literatürde çeşitli tanımlamalar olmasına rağmen; ilk kez Branemark osseointegrasyonu, canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bağlantı şeklinde tanımlamıştır (22, 61). Daha sonraları, Zarb ve Albreksson, alloplastik materyallerin fonksiyonel kuvvetler sırasında kemik ile asemptomatik rijit

fiksasyonunun elde edilmesi olarak tanımlarken (62); El Askary ve arkadaşları yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bir bağlantı olarak tanımlamıştır (63).

Osseointegrasyonun sağlanması için bazı gereklilikler mevcuttur. Bu gerekliliklerin en başında kullanılan materyalin biokompatibl (doku ile uyumlu) olması gelmektedir (64). İmplant edilen madde bakır gibi uyumsuz bir materyalden ise implant çevresinde oluşan kalın bağ dokusu kapsülünün implantın reddedilmesine neden olduğu; vityum, altın gibi maddelerde ise bağ dokusu oluşmayıp ancak implant çevresinde oluşan kemiğin düzensiz karakter göstermiş olduğu literatürde bildirilmiştir. Bu düzensiz karakterdeki kemik, materyalin hemen reddedilmese de zaman içerisinde materyalin korozif veya diğer toksik etkilerine bağlı olarak reddedilebileceğini ifade etmektedir (65). Günümüz diş hekimliğinde kullanılan implantların tümü doku uyumu çok iyi olan titanyum materyalinden üretilmektedir. Ancak; başarılı bir osseointegrasyonun sağlanması için gereken tek koşulun biokompatibilite olmadığı bildirilmiştir (64). Doku uyumuna ek olarak, kemikte herhangi bir patoloji bulunmaması, primer stabilitenin sağlanması, aşırı yüklemekten kaçınılması ve cerrahi prosedür esnasında işlemin travmatik uygulanması gereklilikleri de bilinmektedir (66).

Osseointegrasyonun sağlanması için dikkat edilmesi gereken diğer bir nokta da yeterli bekleme süresidir. Brenemark protokolü olarak da bilinen geleneksel yükleme protokolünde, implantlar uygulandıktan sonra alt çene için en az 3 ay, üst çene için en az 6 aylık iyileşme dönemi sonrasında implantların yüklenmesi gereklidir. Yükleme geçiren bu süreçte, osteoblastik aktivite gerçekleşir ve oluşan kemik doku olgunlaşır. Bu yükleme protokolü günümüzde de kabul görmektedir ancak, implantların şekil ve yüzey özelliklerindeki gelişmeler hemen yükleme veya erken yükleme protokollerini gündeme getirmiştir (67).

2.1.2.1. Osseointegrasyon Süreci

Osseointegrasyon süreci, implantasyon işlemi esnasında kemikte meydana getirilen harabiyete bağlı olarak, kemiğin verdiği fizyolojik cevap ile başlamaktadır. Bu fizyolojik cevap ile, kemik matriksi hücre dışı sıvılarla karşılaşmakta, çeşitli protein molekülleriyle birlikte büyüme faktörleri ortaya çıkmakta ve böylece kemik onarımının aktivasyonu başlamaktadır (66). Ortaya çıkan bu moleküller, osteoprogenitör hücrelerin

bölgeye proliferasyonu sonrasında, osteoblastlara farklılaşmasına neden olmaktadır. İmplantasyon sonrası 4 haftalık sürecin sonunda defekt kenarından başlayan ve implant yüzeyine doğru ilerleyen kemik yapımı meydana gelmektedir. Bu süreç içerisinde osteoklastlar nadir olarak görülmektedir (66, 68).

Osseointegrasyon prosesi bu aşamadan sonra üç kısımda değerlendirilir:

1. Woven kemiği ile birlikte oluşan birleşme: Kemik yüzeyi ile implant yüzeyi arasında kalan boşluğu ilk olarak woven kemiği doldurmaktadır. Woven kemiği; düzensiz yapıda, sayısız miktarda kollajen lif demetleri ve düzensiz osteositler içeren primer kemik dokusudur. Mineral yoğunluğu açısından oldukça zayıf olan bu kemiğin en önemli özelliği çok kısa sürede onarım gereken bölgeye doğru proliferasyon olarak defekt boşluğunu doldurmasıdır. Birkaç gün içerisinde bu çatisal yapı vasküler ağla birlikte 1mm'nin altındaki boşlukları doldurarak defekt içinde bir alt yapı oluşturmaktadır. Alt yapının oluşması, cerrahi işlem sonrası 4 – 6 haftalık sürede gerçekleşmektedir.

2. Lameller ve paralel fibrilli kemik deposizyonu: İkinci aydan itibaren yeni oluşan bu primer kemik dokusu fibrilleri birbirlerine paralel olan, dayanıklılığı ve mekanik direnci daha yüksek kemik dokusuna dönüşmeye başlamaktadır. Lameller kemikle woven kemiği arasında bir geçiş dokusu olarak adlandırılan bu kemik lameller kemiğe göre yaklaşık 3-5 kat daha hızlı çizgisel aposizyon göstermektedir. Zaman içerisinde çizgisel aposizyonu günde 1-1.5 µm olan izotropik lameller kemiğe dönüşmektedir.

3. Kemik remodelingi : Osseointegrasyonun en son basamağı olan kemik remodelingi 3. ayda başlamaktadır. İlk birkaç hafta içerisinde şiddetlenen bu olayın aktivitesi sonra tekrar hafiflemekte ancak hayat boyunca devam eden sürekli bir olay halini almaktadır. Osteoklastik rezorpsiyonla başlayan bu zincir lameller deposizyonla devam etmektedir. Remodeling bir olayın bittikten sonra diğerinin başladığı bir süreç değildir; kemiğin kendi fizyolojisi içerisinde yer alan yapım ile yıkımın aynı anda gerçekleştiği bir olay olarak gözlenmektedir. Kemiğin kendisini yenileme yetisi olarak da ifade edilebilen remodeling, nekrotik veya primer kemik dokusuyla yer değiştirerek daha olgun ve lamelli kemik yapımına yardımcı olarak kemik kalitesini arttırmaktadır. Ayrıca destek yapıların boyutsal değişimlerini ve oryantasyonlarını sağlayarak yüklerle karşı adaptasyonunu sağlamaktadır (68).

2.2. Kemik Dokusu ve Kemik Greft Materyalleri

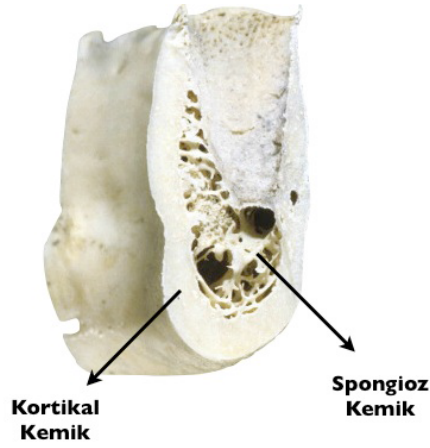
2.2.1. Kemik Yapısı

Kemik, vücudun iskeletini oluşturan, hücreler arası madde üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu; mineralize organik matriks ile karakterize, sağlamlık ve esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış özelleşmiş bir bağ dokusudur (28, 69).

Birleşimi, yaş, beslenme alışkanlıkları, metabolik hastalıklar gibi farklı etkenlere göre değişiklik gösterse de; %67'sini kalsiyum ve fosfat tuzlarından meydana gelen inorganik kısım oluşturmaktadır (69). Geri kalan üçte birlik kısmın ise %90'ını kollajenler, diğer kısmını ise proteoglikanlar, karboksiglutamik asit içeren proteinler, glikoproteinler, plazmadan kaynaklanan proteinler ve büyüme faktörleri gibi kollajen yapıda olmayan proteinler oluşturmaktadır (70).

Kemik; osteoblast, osteoklast ve osteosit olmak üzere 3 tip hücrenin kompleks aktivitesi sonucu meydana gelir (71). Osteoblastlar tarafından oluşturulan kemiğin hücre dışı matriksi periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturur. Buna ek olarak, osteoblastlar hücre dışı matriksin mineralizasyonunu sağlar. Kemik oluştuğunda hücre dışı matrikste gömülü kalan osteoblastlar, osteosit adını alırlar. Osteositler lakunanın içinde yer alır ve diğer lakunalarındaki hücrelerle kanallar yardımıyla iletişim kurup kemiğin canlılığını devam ettirirler. Gelişimlerini tamamlamış olduklarından sentez yapamayan osteositler, kemiğin esas hücreleri olup, olgun kemik hücresi olarak ta bilinmektedirler. Osteoklastlar ise, hücre dışı matriksi dekalsifiye eder ve kemiğin organik bölümünün rezorbsiyonundan sorumludurlar (72).

Olgun kemik histolojik olarak yoğunluğuna göre iki farklı tabakadan oluşmaktadır; dış kabuğu kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanmakta ve mekanik destek sağlamaktadır. Merkezde yer alan kısım ise spongioz (trabeküler) kemik olarak tanımlanır ve metabolik fonksiyonları kontrol eder (Şekil 2.9) (71). Kortikal kemik kendisinden daha az yoğun, daha az sert ve gözenekli bir yapı gösteren spongioz kemiği saran bir dış katman olarak görev yapar (15, 73). Hem kortikal hem de trabeküler kemikte bulunan lamellerin dizilimi, kemiğin kortikal ya da trabeküler yapıda olmasını belirler (70).



Şekil 2.9: Kortikal ve spongiöz kemik (74)

Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler sonucu meydana gelen kemik yapım ve yıkım olayları hayat boyunca kesintiye uğramadan devam etmektedir (72). Wolff kanununa göre, mekanik yükler altında kemik dokuda şekillenme/yeniden şekillenme (modeling/remodeling) işlemleri meydana gelir (75, 76). Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılmaya ihtiyacı olduğundan; kemik afonksiyonel hale geldiğinde iç ve dış yapısında belirgin değişiklikler görülmektedir. Kemik üzerinde meydana gelen %4'lük gerilme kemik dokunun devamlılığını sağlayıp, kemik yapım ve yıkım olaylarını dengelemektedir. Çekim sonrası, eksik diş bölgesinde uyarılma olmayacağından, bu bölgedeki kemiğin yoğunluğunda ve trabeküllerinde azalma meydana gelmektedir. Çekim bölgesindeki kemiğin ilk yıl içerisinde genişliğinde %25'lik azalma meydana gelirken, yüksekliğinde de yaklaşık olarak 4 mm'lik bir azalma görülür (1).

2.2.2. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar

Mevcut kemik miktarı ve kalitesi, uygulanacak implantın biyomekanik açıdan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için değerlendirilmesi gereken önemli noktalardır. Kemik miktarı dişsiz bölgenin hacmini tanımlayıp, yükseklik, genişlik, ve uzunluk değerlendirilerek belirlenmektedir (1, 77). Kemiğin kalitesi ise yoğunluk veya iç yapısı olarak tanımlanıp ve kemiğin sertliğini ifade eder. Osseointegrasyonun

gerçekleşmesinde biyomekanik açıdan, kemiğin miktarı kadar kemiğin kalitesi de önemlidir (77).

Kemik yoğunluğu ve miktarının implant başarısı üzerine etkisi birçok bilim adamı tarafından uzun yıllardır incelenmektedir. Lekholm ve Zarb (1985) tarafından yapılan sınıflandırma 2 gruptan oluşmaktadır. İlk grup kemik miktarı, ikinci grup ise kalitesi için ifade edilmiştir (1).

1. Grup (kemik miktarı):

A: Alveol kemiğin çoğu mevcuttur

B: Residüel krette az miktarda rezorbsiyon vardır

C: Residüel krette rezorbsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik mevcuttur

D: Bazal kemikte de bir miktar rezorbsiyon mevcuttur

E: Bazal kemikte ciddi rezorbsiyon mevcuttur.

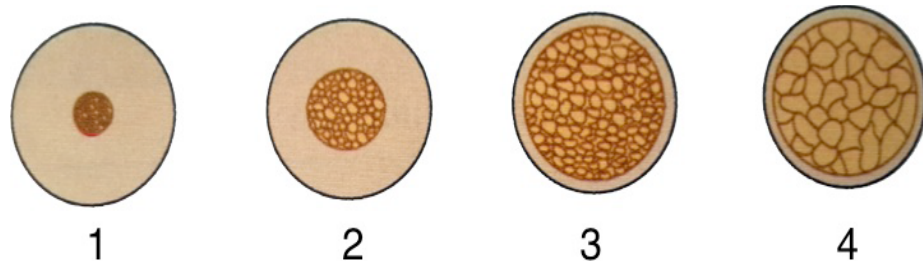
2. Grup (kemik kalitesi)(Şekil 2.10):

Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur

Tip 2: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal kemik mevcuttur

Tip 3: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik mevcuttur.



Şekil 2.10: Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması (1)

Linkow ve Chercheve'nin yaptığı sınıflandırmaya göre kemik doku, yoğunluk açısından 3 sınıf şeklinde incelenebilir (1).

Sınıf I Kemik: Kemik içinde düzenli dağılmış trabeküler içinde küçük gözenekli yapılar vardır.

Sınıf II Kemik: Daha az düzenli trabeküler kemik yapı içinde daha geniş gözenekli yapılar vardır.

Sınıf III Kemik: Trabeküler arasında kemik iliği ile dolu daha geniş bir yapı vardır.

İmplant uygulamalarında; sınıf I kemiğin ideal, sınıf II kemiğin oldukça başarılı, sınıf III kemikte ise kayıpların gözlenebileceği ifade edilmiştir.

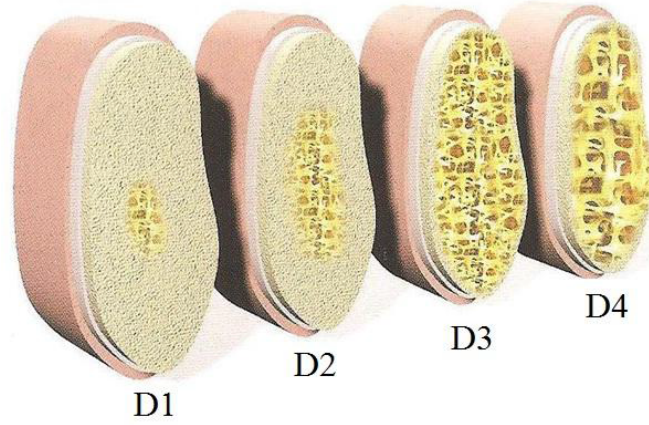
1999 yılında Misch'in yaptığı sınıflandırma ise (Şekil 2.11);

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde kalın, poröz kompakt kemiğin altında kalın trabeküler kemikten oluşur. Anterior posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.



Şekil 2.11: Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması (1)

Misch'in yaptığı bu sınıflama (Tablo 2.2.) neticesinde, D1 tipi kemik yapısı maksillada hemen hiçbir bölgede görülmezken, mandibular anterior bölgede %6, posterior bölgede %3 oranında görülmektedir. D2 tipi kemik yapısı %66 oranıyla en çok mandibular anterior bölgede karşımıza çıkarken, mandibular posteriordaki %50'lik ve maksiller anteriordaki %25'lik oranlardan sonra %10'luk oranla en az posterior maksillada bulunmaktadır. D3 tipi kemik yapısına maksillanın genelinde rastlanmaktadır. Dağılım anterior maksillada %65, posterior maksillada %50 iken, mandibular anterior bölgede %25'lik, posterior bölgede %46'lık bir oran görülmektedir. D4 tipi kemik yapısı ise özellikle sinüs augmentasyonu sonrasında posterior maksillanın (%40) karakteristik kemik türü olarak tanımlanmaktadır.

Tablo 2.2: Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (1)

Kemik Tipi	Anterior Maksilla	Posterior Maksilla	Anterior Mandibula	Posterior Mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

Bir implantın yerleştirilmesi için kortikal kemiğin fazla, trabeküler kemiğin az ve trabeküllerin sık olması tercih edilmektedir. Kortikal kemik içeriği, kemik içerisindeki stres miktarını etkileyen en önemli faktördür. Kortikal destek iyi bir başlangıç stabilizasyonu sağladığı ve yük taşıma kapasitesini arttırdığı için kortikal kemik miktarının artması gelecek olan streslerin azalmasına neden olacaktır (1). Ayrıca implant boynunun çevresindeki kortikal kemik, bükülme momenti uygulandığında fulkrum eksenini olarak görev yapar. Bu durum; uygulanan yükü, implantın boynu çevresindeki kortikal kemiğin rezorpsiyona daha duyarlı olduğunu gösterir (78).

İmplantların başarısında düşük ve yüksek kemik yoğunluklarını karşılaştıran bir çalışmada; düşük yoğunluklu kemikte implantların uzun ve kısa dönem kayıplarının daha fazla olduğu ifade edilmiştir (56).

Başka bir çalışmada yoğun kortikal kemiğin, poröz trabeküler kemikten 10 kat daha dayanıklı olduğu; D2 kemiğin ise D3 kemikten %50 daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir. Kortikal kemiğin elastiklik modülü poröz kemiğinkinden 10 kat daha fazladır. Daha yoğun ve daha sert kemikte, yükleme esnasında implanttan kemiğe iletilen yıkıcı kuvvetler daha azdır (79).

Kemik yoğunluğu direkt olarak implant ve kemiğin temas alanını etkilemektedir. Kuvvetlerin iletiminden sorumlu olan bu temas alanı diğer bölgelere göre D4 kemikte daha azdır. Zayıf kemikte gelişen stresler implantın apeksine doğru aktarıldığı için kemik kaybı daha fazla olmakta ve bu kemik kaybı implant gövdesi boyunca görülebilmektedir (80).

2.2.3. Kemik Greft Materyalleri

İmplantların yeterli hacimdeki ve iyi kalitedeki kemik içine yerleştirilmeleri, implant başarısındaki önemli kriterlerden birisidir. Endodontik veya periodontal nedenlerle çekimi yapılan dişlerin, bir süre sonra implant cerrahisi ile tedavi aşamasına gelindiğinde, implant yerleştirmeye engel teşkil edecek kemik rezorpsiyonları veya defektleri meydana geldiği görülmektedir. Greft materyalleri; kemik defektlerinin veya yetersiz kemik hacminin varlığında; implant yerleştirilebilmesi için gerekli kemiği elde etmek, implantın prognozunu daha iyi hale getirmek veya daha önce yerleştirilmiş bir implantın etrafında meydana gelen kemik kaybının telafisi için uygulanabilir (64).

Organ veya doku grefti uygulamalarında transplante edilen materyaller immünolojik orijinlerine göre sınıflandırılmaktadır (81):

- A. Kemik kaynaklı biyomateryaller
 1. Otojen kemik grefti (otogreft)
 - Kortikal kemik
 - Kansellöz kemik
 - Kortikal ve kansellöz kemik
 2. Homojen kemik grefti (homogreft)
 - İzogreft
 - Allogreft
 - taze dondurulmuş kemik
 - dondurulmuş kurutulmuş kemik
 - demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik
 - solventlerle dehidrate edilmiş kemik
 3. Heterojen kemik grefti (ksenogreft)
- B. Kemik kaynaklı olmayan biyomateryaller (alloplastlar)
 1. Biyoseramikler
 - Trikalsiyum fosfatlar
 - Hidroksiapatitler (HA)
 2. Biyoaktif camlar
 3. Polimerler
 4. Doku kaynaklı olanlar
 5. Metaller
 6. Jelatin film
 7. Kalsiyum sülfat
 8. Kalsiyum karbonat

Kemik greftleri etki mekanizmalarına göre de üç kategoride incelenir (82).

- osteogenezis
- osteoindüksiyon
- osteokondüksiyon

Kemik dokusu oluşturma kapasitesine sahip hücrelerin varlığında, bu hücrelerin yeni kemik yapımını gerçekleştirmesi osteogenez olarak adlandırılır. Otojen kemik, osteogenetik özelliğe sahip tek greft materyalidir (83).

Greftin doku içerisindeki farklılaşmamış mezenkimal hücrelerin, kemik yapıcı osteoblastik hücrelere dönüşmesini stimüle ederek kemik oluşumunu aktive etmesine osteoindüksiyon adı verilir. Otojen kemik ve allogreftler osteoindüktif etkiye sahip greft materyalleridir (83).

Osteokondüksiyonda ise greft materyali bir çatı oluşturur ve bu çatı yer tutucu olarak etrafındaki kemik yapıcı hücrelerden kaynağını alan apozisyonel kemik büyümesine olanak sağlar. Ksenogreftler ve alloplastlar osteokondüktif etki ile kemik oluşumunu sağlarlar (83).

2.3. Dişsiz posterior maksiller kemikte rezorpsiyon yönleri

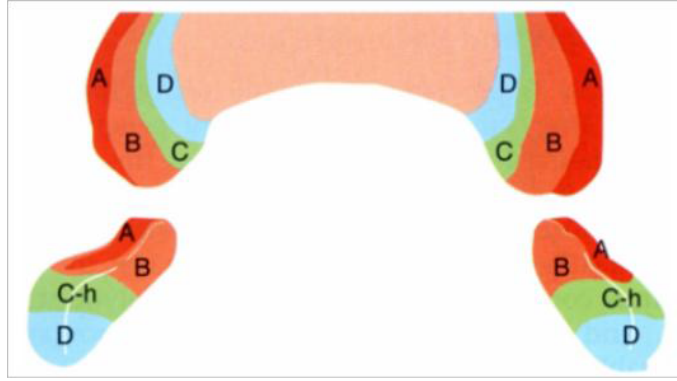
Alveoler kemik üzerine etki eden kuvvetlerin yönü, yoğunluğu, frekansı ve hastanın kullandığı protezin uyumu maksiller kemikteki rezorpsiyon derecesi üzerine etki eden başlıca faktörlerdendir. Ayrıca yaş, cinsiyet hormonal durum, metabolik faktörler ve enflamasyon gibi etkenlerinde kemiğin rezorpsiyon hızı ve yoğunluğunda önemli rolleri vardır (84).

Maksiller posterior bölgedeki yıkımın derecesi bu bölgenin dişsiz kalma süresi ve maksiller sinüsün önünde kalan dişler ile de alakalıdır. Uzun süreli dişsizlik bölgedeki kemik rezorpsiyonunu arttırırken, maksiller sinüsün önünde kalan dişler bu bölgedeki kemik yıkımını azaltmaktadır (1, 84). Maksiller kemikte diş çekimi sonrasında alveolar bölgede, şiddetli ve geri dönüşümü olmayan kemik rezorpsiyonları meydana gelmektedir (84). Bölgedeki fonksiyonel yüklemelerin ortadan kalkması ve rezorpsiyon/remodelling dengesinin rezorpsiyon yönünde bozulması diş çekimi sonrasındaki şiddetli rezorpsiyonun temel nedenlerini oluşturmaktadır (1, 84).

Ağız içindeki diğer bölgelere göre maksilla, vertikal ve bukkal-lingual yönde çok daha hızlı bir rezorpsiyon eğilimine sahiptir (1). Bu olayın başlıca sebebi ise dişlerin kaybedilmesinden sonra alveolar bölgenin kanlanması ve kas stimülasyonunda azalma olması olarak ifade edilmektedir. Maksillada kemik yıkımı şekil 2.12'de görüldüğü gibi lateralden mediale doğru A sınıfı bir kret iken D sınıfı bir krete dönüşecek şekilde meydana gelir. Dişsiz çenede zaman içerisinde alveolar kret

genişliğinin %60'a yakın bir kısmı rezorbe olmasına rağmen, posterior maksilla ilk genişliğinden dolayı rezorpsiyon sonunda dahi kök formundaki implantların yerleştirilmesi için yeterli genişliğe sahip olmaktadır. Ancak rezorpsiyonun yönüne ve miktarına bağlı olarak kret tepesi, daha mediale taşınıp, kortikal kemikten yoksun hale gelmektedir. Aynı zamanda kemiğin yüksekliğinde de belirgin oranda azalma meydana gelmektedir. Maksiller sinüslerinde zaman içerisinde büyüyüp, sarkması da bu bölgedeki kemik yükseklik ve hacminin azalmasına sebep olacağından, ilerleyen zaman içerisinde bu bölgenin dental implantlar ile tedavisi zorlaşmaktadır.

Genel olarak ağızdaki en kötü kemik kalitesi dişsiz posterior maksillada bulunmaktadır. Alt çeneye nazaran üst çenedeki kortikal kemik daha incedir. Trabeküler kemik ise diğer bölgelerden daha porözdür (80).



Şekil 2.12: Dişsiz maksilla ve mandibulada zamanla kemik yıkımı modeli. (Dişsiz kret A bölgesinden D bölgesine doğru rezorbe olurken, kret tepesi maksillada palatinal kemiğe doğru ilerler.) (1)

2.4. Dental implantolojide biyomekanik ve kuvvet

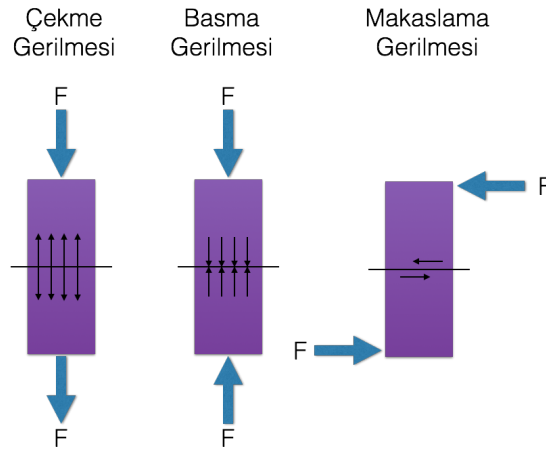
2.4.1. Biyomekanik

30 yılı aşkın süredir rutin bir tedavi seçeneği olarak kullanılan dental implantların literatürde çok yüksek başarı oranına sahip olduğunu bildiren raporlara karşı, implantların erken ya da geç dönem kayıpları ile ilgili bildirimlere de rastlanılmaktadır (85-87). Bu bildirimlerde, meydana gelen implant kayıplarının plak nedeniyle oluşan peri-implantitis veya mekanik aşırı yükleme sonucu olduğu bildirilmiştir. Osseointegrasyonunu tamamlamış bir implantın aşırı yükleme nedeniyle kaybının önlenmesi, çiğneme ile iletilen mekanik streslerin implanta ve implant çevresindeki dokulara nasıl aktarıldığını ve bu kuvvetlerin nasıl bir etki oluşturduğunun bilinmesine bağlıdır (88).

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir alandır. Basitçe, mühendislik prensiplerinin biyolojik problemlerin çözümünde uygulanması olarak da ifade edilebilir (30). İmplant destekli protetik restorasyonların uzun dönem başarıları biyomekanik özelliklerin optimum olması ile alakalıdır (89).

2.4.2. Kuvvet ve kuvvetin komponentleri

Bir cisme gelen kuvvetler, cismin hareketini durdurabilir, cisme hareket kazandırabilir veya cismin şeklini değiştirebilir. Kemik-implant ara yüzeyinde uygulandıkları noktalara, yönlerine ve büyüklüklerine göre basma, çekme ve makaslama tipi olarak 3 ana kuvvet çeşidi vardır (Şekil 2.13). Basma kuvveti altında, moleküller birbirine yaklaşır sıkışmaya karşı bir direnç gösterirken; çekme kuvveti altında moleküller birbirinden uzaklaşır dağılmaya karşı bir direnç gösterir. Makaslama kuvvetine maruz kalan yapıda ise uygulanan kuvvetin yönüne göre moleküllerin diğeri üzerinden kaymasına karşı bir direnç oluşur (72). Basma kuvvetleri kemik-implant ara yüzeyinin bütünlüğünü sağlama eğilimi gösterirken; çekme ve makaslama kuvvetleri ise ara yüzeyde kemik ile implantı ayırma eğilimindedir (67, 89).



Şekil 2.13: Sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve kesme (makaslama) tipi kuvvetler.

2.4.3. Dental implantlara iletilen oklüzal yükler

Doğal dişlere sahip bireylerde, çiğneme kuvvetleri kişilerde ve dental arkın değişik bölgelerinde farklılık gösterirler (90). Maksimum ısırma kuvvetleri, kişilerin psikolojik durumlarına ve destek dokuların gelen kuvvetleri tolere edebilme özelliklerine bağlı

olarak değişiklik gösterebilmektedirler (91). İmplant destekli protezlerde, hastaya uygulanmış olan protez türüne göre (sabit veya hareketli) çığneme ve kas fonksiyonları farklılık gösterirler (1).

İmplant destekli protez uygulanan hastalarda, çığneme kuvvetlerinin 100-2400 Newton arasında olduğu kaynaklarda bildirilmiştir (1, 28, 92). Oral bölgede anterior bölgeden distale doğru gidildikçe aksiyal kuvvet komponentlerinde artış görölmektedir (1, 89). Molar bölgedeki çığneme kuvvetleri, kesiciler bölgesindeki kuvvetlere göre yaklaşık 4 kat daha fazla olduğu bildirilmiştir (1, 93). Aksiyal kuvvet, ağızda uygulandığı bölgeye, besinin yapısına, çığneme, yutkunma, yaş, cinsiyet ve mental durum gibi değişkenlere bağlı olarak değişebilmektedir (28).

Çığneme fonksiyonu sırasında dikey kuvvetler tek bir yönde etki ederken horizontal kuvvetler bukkolingual ve mesiodistal olmak üzere iki yönde de etki ederler. İmplant üstü protezlere yükleme yapıldığında, protetik yapılarda ve implantlarda oluşan stresler, peri-implant destek dokular üzerinde büyüklük olarak aynı, yön olarak tamamen zıt yönde streslere sebep olurlar. Bu karşılıklı streslerin, statik eşitliği sağlayabilmeleri için birbirlerini dengelemeleri gerekir. Bu sırada implant ile implantın temas ettiği ilk nokta olan krestal bölgede “U” veya “V” şeklinde stres odakları meydana gelir. Ara yüzdeki krestal 5mm lik alanda yoğunlaşan bu stresler apikale doğru gittikçe azalmaktadır (75).

2.4.4. Oklüzal yüklerin periimplant bölgeye iletimi

İmplant destekli bir protetik restorasyona kuvvet yüklenmesi ile oklüzal kuvvetler, öncelikle protetik yapılara daha sonra implant aracılığıyla implant temas ara yüzeyine ve destek dokulara ulaşır (91).

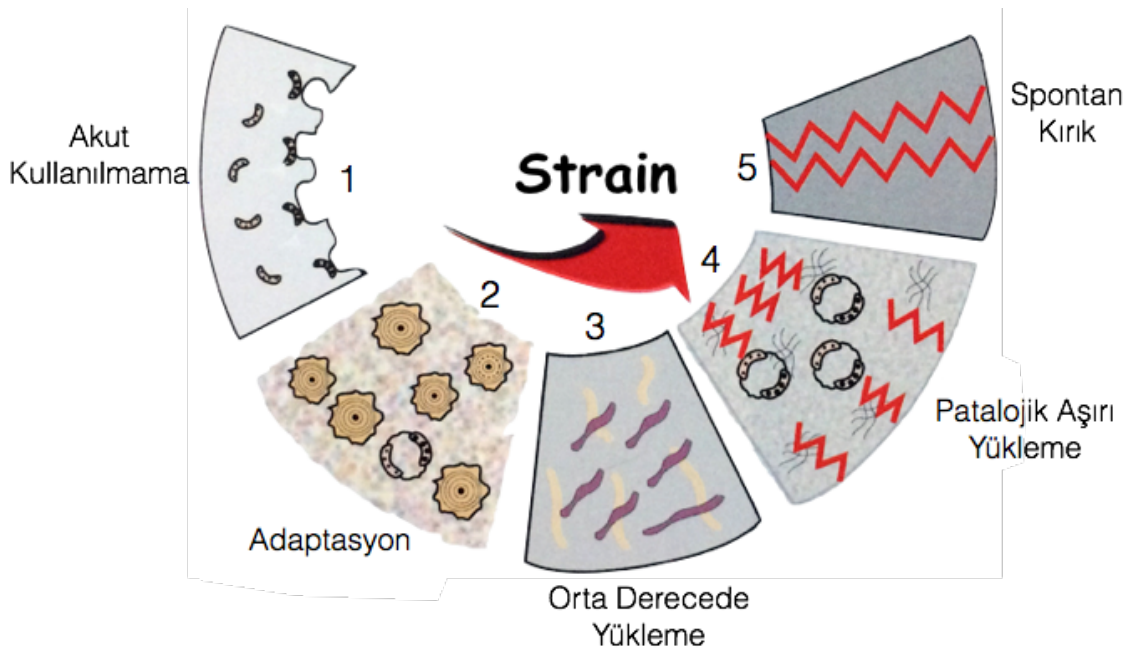
İmplant destekli sabit protetik restorasyon ile tedavi edilmiş bireylerle, doğal dentisyonu olan kişilerde çığneme kas fonksiyonları benzer şekildedir. Ancak bir implantın çevresindeki biyomekanik şartlar temel olarak doğal dişin çevresindekinden farklıdır (1, 89, 93). Doğal dişlerin çevresinde bulunan periodontal ligamentler, dişe kuvvet geldiğinde oluşan stresi abzorbe ederek alveolar kemiğe iletilen kuvvetin şiddetini ve etkisini azaltır. Osseintegre dental implantlarda ise, implantlar kemik ile doğrudan temasta oldukları için, bu fizyolojik kompanzasyon gerçekleşmez ve oklüzal kuvvetler doğrudan kemiğe iletilmektedirler. Bu nedenle kemik-implant bütünlüğünün

ve sağlığının korunmasında implant tasarımı ve protetik restorasyon tipi kadar, gelen oklüzal yüklerinde belirgin rolü vardır (94).

İmplant-kemik ara yüzü, kuvvet uygulandığı zaman viskoelastik bir cevap verir. İmplantta meydana gelen defleksiyon, doğal dişlerde görülen defleksiyondan 10–100 kat daha az olup, alveol kemiğindeki deformasyon ile anlaşılabilir. İmplant ile kemik arasında periodonsiyumun olmaması nedeniyle oluşan sabit bağlantıya bağlı olarak kemikte rezorpsiyon meydana gelir (95).

2.4.5. Kemik dokunun mekanik strese yanıtı

Kemik dokunun, biyomekanik kuvvetler karşında verdiği tepki Frost'un teorisi ile açıklanmaktadır. Frost'un teorisine göre, kemik hücreleri uygulanan her mekanik strese bir tepki vermektedir. Kemiğin maruz kaldığı streste artış olduğu zaman kemikte meydana gelen gerilme, fizyolojik olarak yeni kemik yapımı ile karşılanmaktadır. Frost, meydana gelen stresler sonucunda oluşan gerilmelerin, kemiğin fizyolojik eşik değerini aştığı zaman kemik dokuda kırılmalara, eşik değerin altında olduğu zamanda rezorpsiyonlara neden olduğunu bilmiştir. Frost, erişkin bir bireyde gerilme şiddetine bağlı kortikal kemikte meydana gelebilecek olan değişiklikleri şekil 2.14'teki gibi tanımlamıştır (96).



şekil 2.14: Frost'un Diagramı. 1: akut kullanılmama (50–100 mikrostrain), 2: adaptasyon (100–1500 mikrostrain), 3: orta derecede yükleme (1500–3000 mikrostrain), 4: patolojik aşırı yükleme (3000 mikrostrain üzeri), 5: spontan kırık (25.000 mikrostrain üzeri) (1).

Kemik dokuda meydana gelen şekil değiştirme yada deformasyon “mikrogerilme” (*mikrostrain*) birimi ile tanımlanmaktadır ve 1000 mikro gerilmenin kemik yapıda %0,1 oranında deformasyona sebep olduğu bildirilmiştir. Oluşan deformasyon miktarı, iletilen stres ve kemik dokunun özelliklerine bağlı olarak değişmektedir (97).

Frost’un teorisinde göre, kemiğe uygulanan kuvvetten çok; kemikte şekil değiştirmeye neden olan stresin miktarı daha önemlidir. Erişkinlerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2 MPa kuvvet 50–100 mikrogerilme’ye, 60 MPa kuvvet 3.000 mikrogerilme’ye, 120 MPa kuvvet ise 25.000 mikrogerilme’ye sebep olmaktadır. 25.000 mikrogerilme’de kemikte ani kırılmalar oluşabileceği ifade edilmiştir (98).

Dişsiz bölgelere geç dönemde veya hiçbir zaman protetik restorasyon uygulanmadığında kemikteki şekil değiştirme miktarı 50 – 100 mikro gerilmenin altına düştüğünden, kemikte kullanılmama atrofisi denilen patolojik durum ortaya çıkar ve rezorpsiyon görülür. Şekil değiştirme miktarı 100 – 1500 mikro gerilme olan adaptasyon bölgesindeyse, vücudun diğer bölgelerinde olduğu gibi, implantların çevresindeki kemikte de meydana gelen rezorpsiyon ve apozisyon olayları dengede olmaktadır (98). Peri-implant kemiğe 2000-3000 mikrostrain değerinde aşırı yüklenme yapıldığında kemik dokuda yüksek oranda deformasyon meydana gelir. Kemikteki şekil değiştirme miktarı 4000 mikrostrain’in üzerine çıktığında ise fizyolojik tolerans sınırı aşılmış olur (97). Bu durumda kemik-implant ara yüzeyinde mikrokırıklar oluşur, marjinal kemik kaybı ve devamında osseointegrasyon yapısı bozulmasına yada tamamen kaybına sebep olabilir (99).

İmplant destekli restorasyonlarda, çiğneme esnasında sert gıdaların etkisiyle oluşan ani kuvvetlerin kemiğe iletim şekli ve süresi önemlidir. İmplant ile kemik arasında meydana gelen sıkı ilişki nedeniyle implanta gelen kuvvetler hiçbir değişikliğe maruz uğramadan kemiğe iletilir. Bu yükler kemikte fraktürlere sebep olabilir. İmplantlara aksiyel kuvvet uygulandığında; gerilme ve makaslama tip kuvvetlere nazaran daha çok basma tip stres meydana gelir. Kuvvetin implantın uzun aksıyla yaptığı açı arttıkça, basma, gerilme ve makaslama stresleri de artacaktır (89).

Kemik doku en çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklı iken, gerilme tipi kuvvetlere %30 daha az, makaslama tipi kuvvetlere %65 daha az dayanıklıdır (100). Doğal dişlerde makaslama kuvvetlerini kompanse eden periodonsiyum, implantlarda bulunmadığı için

implantlar için en yıkıcı kuvvetler makaslama kuvvetleridir. Özellikle osseointegrasyon sürecinde makaslama kuvvetleri elimine edilmelidir (89).

Streslerin greft materyali üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, yeterli bir iyileşme süresi sonunda olgunluğunu tamamlanmış greft materyalinin, kemik dokuya kıyasla daha homojen stres dağılımı gösterdiğini bildirilmiştir (5). Bu çalışmada, implanta desteklik sağlamada kullanılan greft materyalinin özelliği ve greft yerleştirildikten sonraki iyileşme ve olgunlaşma süresinin etkili olduğu ifade edilmiştir (5, 101). Huang ve ark. da yüksek yoğunluktaki greft materyalinin alveolar kemiğe daha az stres iletirken, greft yoğunluğu azaldıkça kortikal kemikteki stres miktarının arttığını bildirmişlerdir (102).

Yapılan çalışmalarda greftlenmiş bölgenin zamanla maturasyonu ardından ulaşacağı rijit ve yoğun formun karakterinin, implant üzerindeki stresin kemik dokuya iletiminde etkin rol oynayacağını; fakat ideal stres dağılımı için gerekli olan greft yoğunluk ve sertlik miktarının halen belirsizliğini koruduğu bildirilmiştir (102).

2.5 Dişsiz posterior maksiller bölge tedavi seçenekleri

Doğal dentisyon posterior maksiller bölgede var olan geniş kök yüzey alanı ile büyük boyutlarda krona sahip dişlerin kazandırdığı biyomekanik avantajlar sayesinde düşük yoğunluktaki kemikte, yüksek oklüzal kuvvetler karşılanabilmektedir (1, 89). Oklüzal stresler ilk olarak kret tepesinde karşılandıklarından, bu bölgelerde kemik temas alanının arttırılması önemlidir. Bu nedenle uzun ve geniş çaplı bir implant kullanımı ile oklüzal streslerin, destek dokulara daha dengeli bir şekilde iletilebileceği ifade edilmiştir (1, 37, 89, 103).

Maksiller sinüsün sınırlandırdığı posterior maksilladaki dişsizliklerde, geçmişten günümüze uygulanan implantasyon ile ilgili tedavi yaklaşımları genel hatları ile şu şekilde sıralanabilir:

1. Subperiosteal implantların yerleştirilmesi (104).
2. Maksiller sinüs tabanı ve alveolar kret tepesi arasındaki residüel kemiğe kısa implantların yerleştirilmesi (8, 48, 105).
3. Maksiller sinüse hiçbir şekilde müdahale etmeden implantların sagittal düzleme göre sinüsün anterioruna, posterioruna veya tüber bölgesine yerleştirilmesi (103, 106).

4. Maksiller sinüs membranının lokal elevasyonu ardından greft kullanarak veya kullanmayarak implantların eş zamanlı yerleştirilmesi (Kapalı veya İndirekt Sinüs Lift) (5).

5. Maksiller sinüsün lateral duvarından girilip greft uygulanması ve implantın eş zamanlı veya geciktirilerek yerleştirilmesi (Açık veya Direkt Sinüs Lift) (5, 6).

6. Horizontal osteotomi yöntemini kullanarak interpozisyonel kemik grefti yerleştirilmesi ve endosteal implant kullanımı (1).

Bu maddelerin ilk üçü posterior maksiller bölgenin tedavisinde, maksiller sinüse herhangi bir müdahaleyi içermeyen konservatif implant cerrahisi alternatiflerini kapsamaktadır. Bu tedavi seçenekleri yetersiz rezidüel kemik varlığında komplike cerrahi işlemlerden kaçınmak ve komplikasyon riskini en aza indirmek için tercih edilmektedir. Ancak, sebep olduğu post operatif komplikasyonlar nedeniyle subperiosteal implantlar günümüzde kullanılmamaktadır (28).

Maksiller sinüsün daha posterioruna; tüberler ve pterygoid plaklar bölgesine daha uzun endosteal implantların yerleştirilmesi durumunda, tüber bölgesinden ve 2. Premolar diş bölgesine yerleştirilen implantlardan destek alınarak yapılacak olan 3 veya 4 üyeli sabit protetik restorasyonda kullanım esnasında esneme olabilir. Bu esneme nedeniyle protetik restorasyonda retansiyon kaybı ve implantlarda oluşan yıkıcı stresler sonucu başarısızlık meydana gelebilir (84).

Farklı yüzey ve yiv tasarımlarıyla osteokondüktif özellikleri geliştirilmiş implantların tasarlanması ile vertikal yüksekliği yetersiz, kemik kalitesi kötü olan atrofik posterior maksillada greftlemeye alternatif tedavi yaklaşımlarının önü açılmıştır (84).

Anatomik koşulların elverişsizliği ya da ekonomik veya sistemik nedenlerle ileri cerrahi uygulanarak yeterli kemik hacmi sağlanamadığında alternatif bir yöntem olarak kısa implantlar kullanılabilir (105). Eskiden başarılı bir implantasyon işlemi için kullanılacak olan implant en kısa 10 mm uzunluğunda olması gerekliliği üzerinde durulmuş ve bu boyuttaki implantlar 'standart implant' olarak nitelendirilmiştir (107). Birçok çalışmacı, uzunluğu 10 mm'nin altındaki implantlar ise 'kısa implant' olarak adlandırsa da (50), bazı araştırmacılar 7 mm den uzun olmayan implantları 'kısa implant' olarak tanımlamıştır (108, 109).

Literatürde, kemik rezorpsiyonunun fazla olduğu maksiller posterior dişsiz bölgelerde kısa implantların kullanımının bir çok avantajı üzerinde durulmuştur (108, 110).

- Bilgisayarlı tomografiye olan ihtiyacı azaltır. Böylece;
 - Düşük maliyet
 - Daha kısa pre-operatif zaman
 - Daha az radyasyon alımı
- Sinüs lift uygulamasına ihtiyacı azaltır. Böylece;
 - Cerrahi sırasında uygulanan materyallere bağlı olarak maliyet azalır
 - İmplant yerleştirilmesi için bekleme süresi azalır
 - Greftleme prosedürüne bağlı ortaya çıkan komplikasyonlar ortadan kalkar
- Anatomik oluşumlara yakın olan vakalarda cerrah en uzun implantı yerleştirmeye zorlanmaz. Böylece;
 - Hastanın kabullenebilirliği artar
 - Daha az cerrahi gerekir
 - Daha az maliyet
 - Daha az komplikasyon
 - Daha kısa tedavi süresi

Bu avantajların yanında azalmış implant yüzeyi ve riske edilmiş kron/implant oranı nedeniyle kısa implantların kullanımında hala tartışmalar mevcuttur.

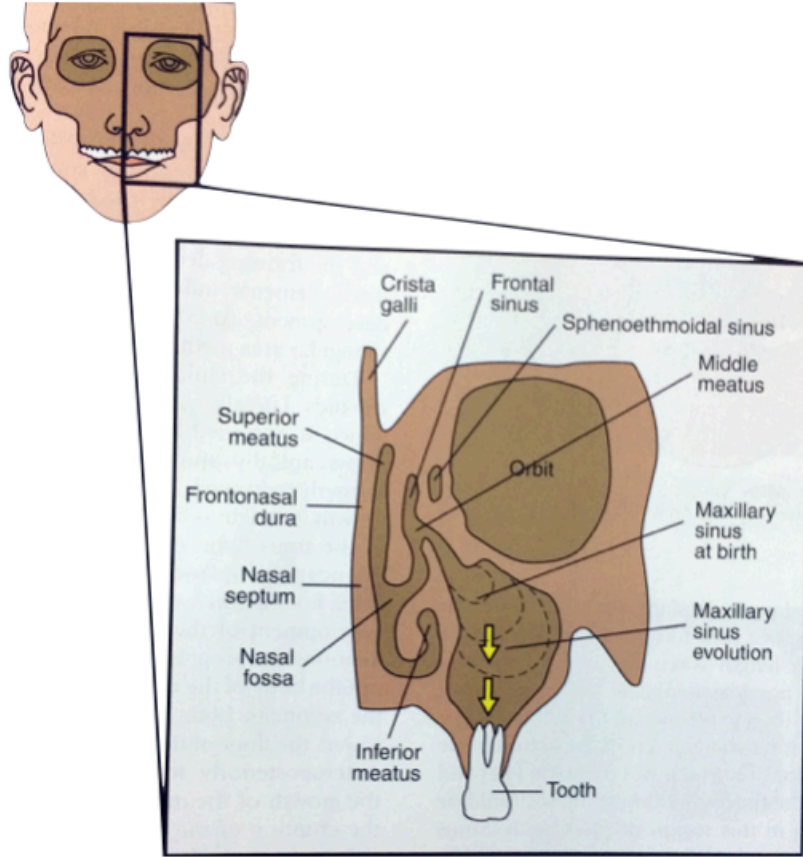
Kısa dental implantlar için belirtilen bir diğer handikap ise elverişsiz kron/kök oranıdır. En ideal kron oranı 2/3 olsa da 1/1 minimum değer olarak kabul edilir. Ancak posterior bölgede uzun süreli dişsizliğin sebep olduğu doğal kemik rezorpsiyonunun bir sonucu olarak inter ark mesafesi artar ve bu durumda 2/1 gibi kötü bir kron/implant oranıyla karşılaşılabilir (111).

2.6. Maksiller Sinüs Anatomisi

İlk kez 1651'de İngiliz bir hekim olan Highmore tarafından tanımlanan maksiller sinüs ya da diğer adıyla *highmore* boşluğu, 4 çeşit olan paranazal sinüslerden en büyüğü ve fetüsde ilk gelişenidir (1). Fetal yaşamın 3. ayında şekillenmeye başlayan maksiller sinüsün gelişimi ilerleyen yaşla ve daimi dişlerin sürmesiyle tamamlanır (1, 112). Gelişimini tamamlamış olan maksiller sinüs, birinci premolar diştten üçüncü premolar dişe kadar uzanır ve yetişkin bireylerde maksiller sinüs; tabanı lateral nazal duvar olan,

tepesi ise zigomatik proçese uzanan bir piramit şeklindedir (112-114).

Maksiller sinüsün üst duvarı, sinüsü orbita tabanından ayırırken medial duvar, bir ostium içerir ve nasal fossadan ayırır. Lateral duvar ise zigomatik arkın altında maksiller kemiği oluşturur (Şekil 2.15) (1).



Şekil 2.15: Maksiller sinüs anatomisi (1)

Kim ve ark. maksiller sinüsün boyutlarını üç boyutlu olarak değerlendirdikleri çalışmalarında sinüsün uzunluğunu anteroposterior yönde 39.3 ± 4.2 mm (erkek: 40.7 mm, kadın: 37.4 mm), yüksekliğini 37.1 ± 5.6 mm (erkek: 39.4 mm, kadın: 34.0 mm), genişliğinin ise 32.6 ± 6.5 mm (erkek: 35.3 mm, kadın 28.9 mm) olduğunu ve maksiller sinüs hacminin ortalama 15.1 ± 6.2 ml. olduğunu bildirmişlerdir. (114).

Sinüs boşluğunun içi 'Schneiderian' adı verilen kalınlığı 0.13 mm ile 0.5 mm arasında değişen membranla kaplıdır. Nazal mukozaya göre daha az vasküler bir yapı gösteren bu membran, solunan hava ile direkt temas halindedir (113). Yapısında bulunan siliar epitel hücreleri yabancı maddeleri tutup dalga hareketleriyle nazal kavitenin orta

meatusunda bulunan ostiuma taşır ve ventilasyon sağlar (113, 115). Yüzey epitelinin altında çok iyi vaskülerize olmuş ince bir doku bulunur. Bu doku altındaki bütün alanlar periosteumdur. Sinüs mukozası ise periosteuma yapışık halde bulunmaktadır (69).

Maksiller sinüs boşluğunun kafa kaidesine göre tabanında, diş kökleri aracılığı ile iletilen oklüzal yükleri desteklemek için septum ve kortikal kemik yapıları mevcuttur (1). Alveollerin arasındaki ve üstündeki spongiöz kemik ile sinüs tabanında bulunan kortikal kemik yaşın artması, osteoporoz, kasların etkisine ve kan akımındaki azalmaya bağlı olarak azalabilir (115). Bunun sonucunda diş kökleri sinüsün içine yerleşip sadece membranla çevrelenebilir. Maksiller sinüsün en derin olduğu yer öncelikli olarak molar kökleri olup bunu premolar kökleri takip eder (114, 115)

Dişsiz hastalarda rezorpsiyon sonucu meydana gelen asimetri oldukça yaygın görülen bir durumdur. Bu durumda sinüs tabanında yüksek kemik ayrımları görülebilir ve septa maksiller sinüsü bir veya daha fazla komponente ayırabilir. Bu durumlar sinüsün greftlenmesinde komplikasyona sebep olabilir (69).

Maksiller sinüsün kanlanması infraorbital arter, desendan palatin arter ve posterior süperior alveolar arterler sağlarken; venöz dönüş pterigoid pleksus ile ilişkili olan maksiller ven ile sağlanır (112, 113). Lenf drenajı infra-orbital foramen ve ostium yolu ile gerçekleşir (113). N. maksillaris'in dalı olan nn. alveolares superiores posteriores ve n. infraorbitalis'in dalı olan nn. alveolares superiores anteriores ve n. palatinus major'un dalları ile sensitif olarak innerve edilirler (115).

2.7 Sinüs lifting uygulamaları

Maksiller sinüsün hacmi yaşam boyunca doğal bir artış göstermektedir. Özellikle molar ve premolar dişlerin çekiminden sonra maksiller sinüs aşağıya sarkarak genişlediğinden, bazı vakalarda maksiller kret kağıt kadar ince bir hal alabilir (84, 112, 116). Bu süreçte rol oynayan faktörler; diş çekiminden sonra diş köklerinin yokluğu, alveolar kretin atrofik rezorpsiyonu, sinüs iç basıncında artış ve sinüs membranı ile alveolar kemikten başlayan osteoklastik aktivitedir (115-117).

Maksiller sinüs tabanının alveolar kemiğe çok yaklaşması ile implant yerleştirilmesi için gerekli olan kemik yüksekliği mevcut olmayacağından, bu hastalarda dental implant uygulaması zor veya imkansız hale gelebilmektedir (69).

Maksiller sinüs greftlemesi ilk kez 1960'lı yıllarda Boyne tarafından protetik amaçlarla çeneler arası mesafeyi sağlamak için, maksiller posterior kret redüksiyonu öncesinde uygulanmıştır. O yıllarda, konvansiyonel protez yapılması planlanan hastaların bazılarında sarkmış olan tüberler nedeniyle yapımı imkansızlaşan oral rehabilitasyona maksiller tüber bölgesine kemik redüksiyonu ile çözüm bulunmuştur. Ancak bu hastalardaki sarkmış sinüslerin tüber maksilladan kemik çıkarılmasına engel olması ile, Boyne; Caldwell-Luc yaklaşımı ile sinus membranında perforasyon oluşturmadan eleve ederek, sinus tabanı otojen partiküler kansellöz kemik ile doldurmuştur (82, 84). Yaklaşık 3 ay sonra, greftleme işleminin sağladığı kemik desteği ile antruma girme tehlikesi olmadan yapılan kemikte osteotomi ile birlikte yumuşak doku da uygun hale getirilerek çeneler arası mesafe protez yapımına uygun hale getirilmiştir (82).

Kök formundaki implantların geliştirilmesi ile yetersiz vertikal kemik yüksekliğine sahip maksiller posterior bölgede yapılan kemik augmentasyonu işlemi Tatum tarafından çeşitli klinik demonstrasyonlarla gösterilmesine rağmen konu ile ilgili ilk yayın Boyne ve James tarafından 1980 yılında yayınlanmıştır (7).

2.7.1. Sinüs lifting uygulamalarının endikasyon ve kontrendikasyonları

Sinüs elevasyonu implantlar için yeterli kemik miktarının bulunmadığı veya arklar arası mesafenin artmış olduğu vakalarda endike olduğu gibi;

- Oroantral fistül onarımı
- Alveoler yarık onarımı
- Azalan interark mesafenin arttırılması
- Le Fort I osteotomisi ile birlikte interpozisyonel greftleme
- Kraniyofasiyal protezler için maksilla rekonstrüksiyonu gibi vakalarda da

kullanım endikasyonu bulmaktadır (84).

Dental implant uygulamalarında ise sinüs elevasyonu (84);

- Alveoler kemik yüksekliği 10 mm'nin altındaki durumlarda
- Alveoler kemik kalınlığının 4 mm'nin altında durumlarda endikedir.

Sinüs elevasyonun genel kontrendikasyonları (84):

- Maksiller bölgeye radyoterapi uygulanmış olması
- Sepsis
- Kontrol altında olmayan medikal hastalık
- Aşırı sigara kullanımı
- Aşırı alkol veya uyuşturucu madde kullanımı
- Psikolojik rahatsızlıklardır.

Lokal kontrendikasyonları ise (84);

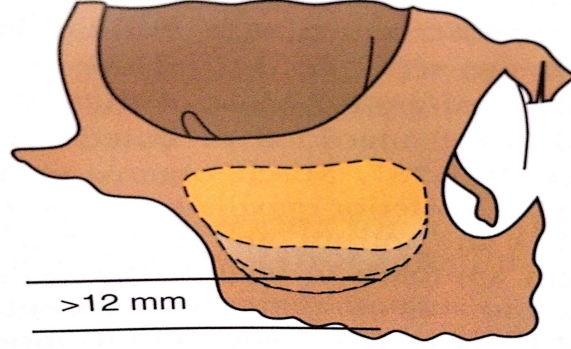
- Maksiller sinüs enfeksiyonları
- Kronik sinüzit
- Odontojenik enfeksiyonlar
- Enflamatuar veya patolojik lezyonlar
- Ciddi alerjik rinitdir

2.7.2. Açık ve kapalı sinüs lift uygulamaları

Atrofik maksiller bölgeye dik pozisyonda implant yerleştirilebilmesi için, maksiller sinüs tabanının elevasyonu ve/veya maksiller sinüsün greftlenerek dikey yönde kemik miktarının artırılması gerekmektedir. Bu iki tedavi seçeneğinden hangisinin kullanılacağını belirleyen ana kriter, primer stabilizasyonda ve oklüzal yüklerden oluşan kuvvetlerin destek dokulara dağıtılmasında kilit rol oynayan rezidüel alveolar kemik miktarının yüksekliğidir (1).

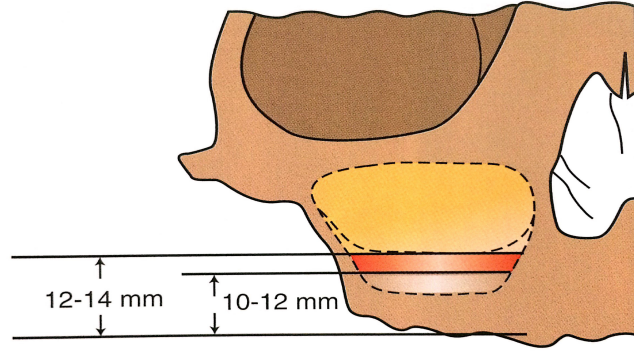
1987 yılında Misch maksiller sinüs tabanı ile kret tepesi arasında kalan kemik yüksekliğini referans olarak farklı tedavi alternatiflerini içeren bir sistem geliştirmiştir. Bu sisteme göre 4 subantral tedavi (SA) seçeneği tanımlanmıştır:

SA1- Rezidüel kemik yüksekliği 12 mm'den fazladır. Konvansiyonel yöntemlerle implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5 – 5 mm arasındaysa, alveolar kemik genişliğinin augmentasyonu gerekmektedir (Şekil 2.16).



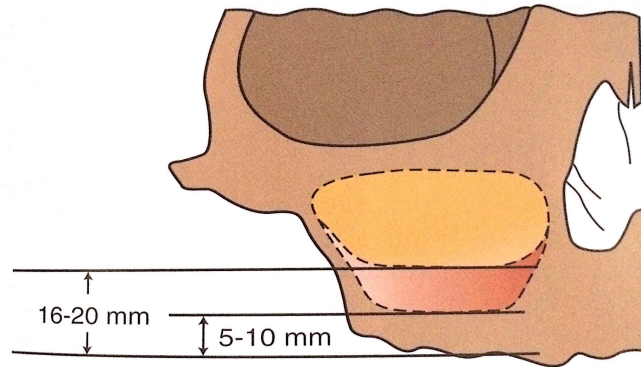
Şekil 2.16: Konvansiyonel implant yerleşimi (1)

SA2- Rezidüel kemik yüksekliği 10 – 12 mm arasındadır. Kret genişliği 5 mm'den fazlaysa 0 – 2 mm'lik kazanç sağlayacak indirekt (kapalı) sinüs lifting ardından implant yerleştirilir (Şekil 2.17).



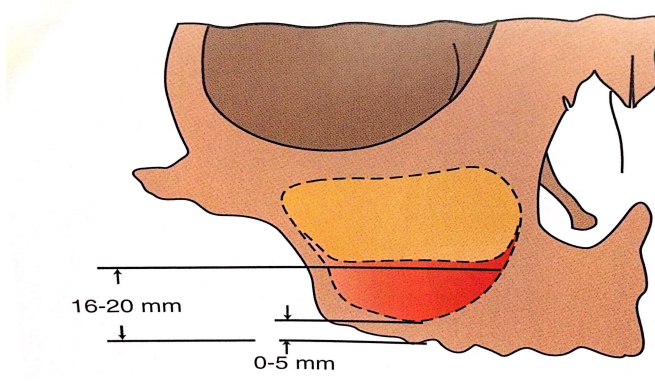
Şekil 2.17: Osteotomi ile kapalı sinüs lifting ve implant yerleşimi (1)

SA3- Rezidüel kemik yüksekliği 5 – 10 mm arasındadır. İmplant yerleşimi öncesi direkt (açık) sinüs lift yöntemiyle sinüs lateral duvarından greftlenerek augmente edilir. 2 – 4 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilir. Kret genişliği 2.5 – 5 mm arasındaysa kret genişliği de augmente edilmelidir (Şekil 2.18).



Şekil 2.18: İmplant yerleşimi öncesi açık sinüs lifting (1)

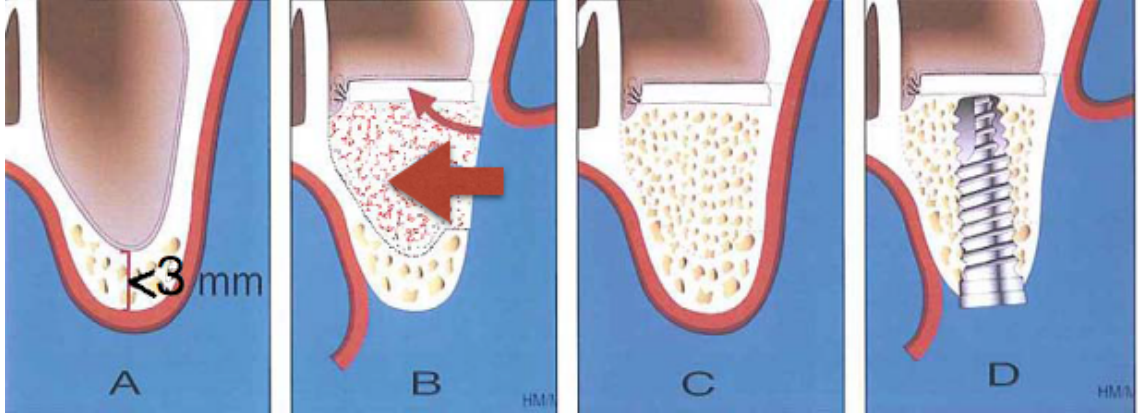
SA4- Rezidüel kemik yüksekliği 5 mm'den azdır. İmplant yerleşimi öncesi direkt (açık) sinüs lift yöntemiyle sinüs lateral duvarından greftlenerek augmente edilir. 6 – 10 aylık iyileşme süresi sonunda implant yerleştirilir. Sinüs grefti olgunlaştıktan sonra kret genişliği genelde 5mm'den fazladır (Şekil 2.19).



Şekil 2.19: İmplant yerleşimi öncesi açık sinüs lifting (1)

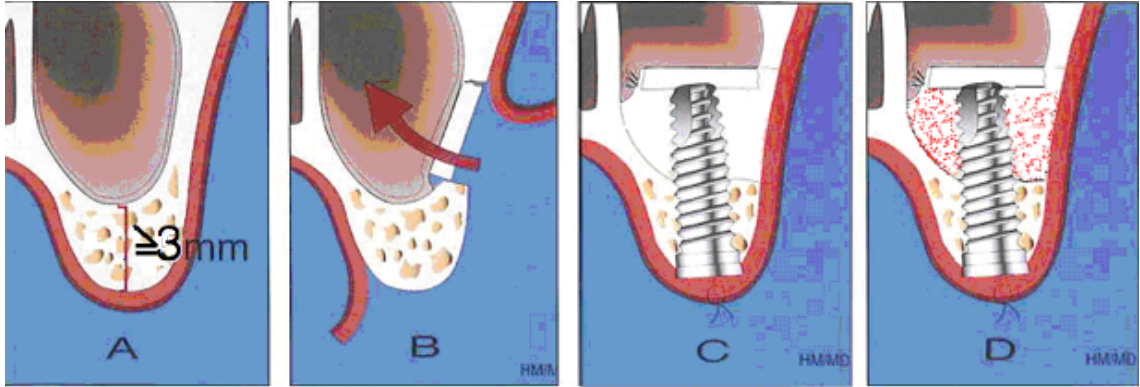
Misch'in posterior maksilladaki tedavi seçeneklerine alternatif olarak Jensen de alveolar kret genişliğinin makul değerlere sahip olduğunu varsayarak, radyografik olarak tespit edilen rezidüel kemik yüksekliğine göre tedavi alternatifleri sunmuştur (84). Jensen'e göre:

- Rezidüel kemik yüksekliği < 3 mm ise: maksiller sinüs, açık veya direkt sinüs lift olarak da bilinen lateral antrostomi tekniği kullanılarak, greft materyalleri ile augmente edildikten 6 ay sonra implantlar yerleştirilir ve implantasyondan 4 ay sonra protetik olarak restore edilir (çift aşamalı teknik) (Şekil 2.20).



Şekil 2.20: Sinüsün greftlenmesi ve geç implantasyon. A. Rezidüel kemik yüksekliği 3 mm'den azdır. B. Greft materyali yerleştirilir, sinüs tabanı yeniden oluşturulur C. Greft uygulandıktan sonra 6 ay beklenir D. implant yerleştirilir (83).

- Rezidüel kemik yüksekliği 3 – 4 mm ise: maksiller sinüs lateral antrostomi tekniği ile augmented edilip aynı seansta implant yerleştirilir ve 6 ay sonra protetik olarak restore edilir (tek aşamalı teknik) (Şekil 2.21).



Şekil 2.21: Sinüsün greftlenmesi ve immedat implantasyon. A. Rezidüel kemik yüksekliği 3-4 mm'dir. B. Bukkalden kemik pencere kaldırılır C. Sinüs tabanı kemik pencere yatay konuma getirilip yeniden oluşturulur ve implant yerleştirilir D. Greft materyali sinüs tabanına yerleştirilir (83).

- Rezidüel kemik yüksekliği > 5 mm ise: kapalı veya indirekt sinüs lift olarak bilinen tek aşamalı osteotom tekniğinin uygulanır. Bu yöntemde implant yuvasından yapılan müdahale ile içteki kortikal kemik kırılır ve maksiller sinüs membranı perforasyonla eleve edilir. Elestasyon ile kazanılan bölgeye aynı seansta kemik grefti uygulanarak veya uygulanmayarak implant yerleştirilir ve implantasyondan 6 ay sonra protetik restorasyon yapılır (84).

Bu yöntemin avantaj ve dezavantajları ise tablo 2.3'de gösterilmiştir.

Tablo 2.3. Jensen'e göre tedavi alternatiflerinin avantaj ve dezavantajları (84)

Yöntem	Avantaj	Dezavantaj
Çift Aşamalı Lateral Antrostomi	<ul style="list-style-type: none"> Geniş görüş açısıyla kontrollü sinüs membran elevasyonu İmplantın augmented edilmiş yoğun kemik sahasına yerleştirilebilmesi 	<ul style="list-style-type: none"> Uzun operasyon süresi Uzun iyileşme süresi Sinüs membranı perforasyon riskinin fazla olması
Tek Aşamalı Lateral Antrostomi	<ul style="list-style-type: none"> Kısaltılmış tedavi süresi 	<ul style="list-style-type: none"> Primer implant stabilizasyonun sağlanmasında güçlük Karmaşık cerrahi teknik İmplant kaybedilme riskinin artması
Tek Aşamalı Osteotomi	<ul style="list-style-type: none"> Daha az invaziv cerrahi teknik Kısaltılmış tedavi süresi Hızlı iyileşme İmplant çevresinde tam augmentasyon 	<ul style="list-style-type: none"> Görmeden cerrahiye bağlı olası membran perforasyonlarının tespit edilememesi Komşu dişin zarar görme riski Kısıtlı miktarda membran elevasyonu

İmplantların tek aşamalı sistem ile yerleştirilmesinin avantajı, ek bir cerrahi işlemin yapılmasına gerek kalmaması ve iyileşme döneminin kısa sürmesidir. Bununla birlikte klinik başarı açısından çift aşamalı teknik, tek aşamalı tekniğe kıyasla daha üstündür (82, 118). Jensen yaptığı çalışmada tek aşamalı teknikte %81, çift aşamalı teknikte ise % 93 başarı oranını rapor etmiştir (84). Hürzeler ve ark.(119) ile Quinones ve ark.(120) tarafından yapılan deneysel çalışmalarda, sinüs tabanı greftlemesinde hem kuvvet uygulanan hem de uygulanmayan taraflarda, çift aşamalı implant yerleştirilmesinin, tek aşamalı implant yerleştirilmesine kıyasla anlamlı olarak daha yüksek mineralize kemik-implant kontağı ile sonuçlandığını bildirmişlerdir. Ayrıca, kemik içi implant yerleştirilme zamanlamasının implant çevresinde oluşan kemik kaybı üzerinde önemli bir etki oluşturmadığını bildirmişlerdir. (119). Bu çalışmalara karşın, Del Fabbro ve ark. literatürde 1986-2002 yılları arasında sinüs tabanı yükseltilmesi ve implantasyon işlemini konu alan 39 çalışmayı sistematik olarak incelemişler, tek aşamalı ve çift aşamalı olarak yerleştirilen implantların sağ kalım yüzdeleri sırasıyla ortalama %92,17 ve %92,93 olarak rapor etmişlerdir (121).

Literatürde sinüs tabanı greftlemesinde eş zamanlı implant yerleştirmek için en az 4–5 mm rezidüel kemik yüksekliği olması gerektiği bildirilmiş olsa da (84), 1–2 mm

rezidüel kemik yüksekliğinde bile eş zamanlı implant yerleştirilmesini öneren çalışmacılarda vardır (122, 123). Rezidüel kret yüksekliği 3 – 5 mm arasında değişen hastalar üzerinde yapılan klinik bir çalışmada, 2 – 4 yıllık hasta takibi sonrasında eş zamanlı implant yerleştirme işleminin 3 mm kret yüksekliğinde başarılı bir şekilde uygulanabileceği rapor edilmiştir (123).

2.7.3. Otojen kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemede kullanımı

Otojen greftler osteojenik hücreleri içeren tek kaynak olduğu için oral rekonstrüksiyonda altın standart olarak kabul edilse de sinüs tabanı greftlemede kullanılacak greft materyalinin seçimi halen tartışmalı bir konudur (82). Otojen greftler içerdiği osteojenik hücreler ile direkt olarak kemik üretilmesini sağlamanın yanında çevreye kemik morfojenik proteinleri (BMP) salarak kemik büyümesine katkıda bulunur. Otojen kemiklerin hem osteojenik hem osteoindüktif hem de osteokondüktif özellikleri vardır (49). Yerleştirilmelerini takiben ilk 2 haftalık süre içerisinde osteojenik etki gösteren otojenik greftlerin, 2 – 6 hafta sonra osteoindüktif etkisi başlar ve 6 ay devam eder. En son olarak da osteokondüktif etkileri ile apozisyonel kemik oluşumu gerçekleşir. Greftin organik komponentini önemli ölçüde kollajen oluştururken inorganik komponentini hidroksiapatit oluşturur. Kollajen grefte esneklik, dayanıklılık ve stabilite kazandırır. Hidroksiapatit ise greftin rijiditesine katkıda bulunur (82).

Sinüs tabanı greftlemesi için kullanılan otojenik kemik greftleri intraoral veya ekstraoral alanlardan elde edilebilir. En sık otojen kemik alınan ekstraoral bölgeler iliak kemik, kranial kemik ve tibia; intraoral bölgeler ise mandibular simfiz, ramus, maksiller tüber veya ekzostozlardır (69). Özellikle iliak greftler ağız içi sahaya nakledildiğinde aşırı greft rezorpsiyonu görülebilmektedir. Mandibular greftler alıcı yatak ile aynı embriyolojik orijinden olduğundan daha az rezorpsiyon gözlenir (82). Ayrıca intraoral olarak otojen kemik grefti elde edilmesi daha az morbidite ile sonuçlanır. Ancak intraoral verici sahalarından elde edilen kemik hacmi, ekstraoral verici sahalarından elde edilen kemik hacminden önemli ölçüde daha azdır (69).

Otojen greftlerin bu avantajlarının yanında, verici saha alanında enfeksiyon veya morbidite riskini arttıran başka bir osseöz defekt oluşturulması, ikinci bir cerrahi işlem

gerekliliği, uzun süreli post-operatif ağrı, hareket kısıtlılığı gibi dezavantajları vardır (83).

2.7.4. Allojen kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemede kullanımı

Allojenik greftler, aynı türden fakat genetik olarak alıcı ile hiçbir benzerliği olmayan canlılardan alınan dokulardır. Donörler, değişik genetik tipte yaşıyan kişilerden veya kadavralardan elde edilirler ve tamamen steril şartlarda farklı işlemlere tabi tutularak kemik bankalarında muhafaza edilirler (124, 125).

Allogreftlerin içerisinde canlı hücre bulundurmadığı için osteojenik etkileri yoktur (126). Greft öncelikle fibrin ve fibronektine bağlanır. Takiben mezenşimal hücre proliferasyonu ve kemotaksis meydana gelir. Hücrelerin kondroblastlara, hematopoetik hücrelere ve osteoblastlara farklılaşması ile kemik oluşur (82). Kemik formasyonunun oluşması otogreftlere göre daha uzun sürer ve daha az hacimde kemik elde edilir (69).

Allogreftler, en büyük dezavantajı olan immünolojik komplikasyon ve hastalık taşıma potansiyellerini ortadan kaldırmak için hazırlanırken dondurma, dondurup kurutma gibi metotlara tabi tutulurlar (81).

Dondurulmuş kemik, implant cerrahisinde nadiren kullanılır. Fasiyal iskeletteki yararları çok azdır, alıcı doku tarafından reddedilme ve hastalık taşınma riski vardır (82, 83). Demineralize dondurulmuş-kurutulmuş kemik greftlerinin bazı yayınlarda osteoindüktif olarak nitelendirilmesini sağlayan kemik morfojenik proteinleri içerdiğini bildirilmesine rağmen (127), son dönemde demineralize dondurulmuş - kurutulmuş kemik greftinin osteoindüktif bir materyal olmadığını ileri sürülmektedir (128). Ancak dondurulmuş - kurutulmuş kemik allogreftlerinin mineralize olmaları nedeniyle hem osteoindüktif hem osteokondüktiftir. Ayrıca dondurulmuş - kurutulmuş kemik greftleri, demineralize dondurulmuş-kurutulmuş kemik greftlerine oranla daha hızlı kemik formasyonu sağlarlar (69).

1996 yılında düzenlenen “Sinüs greftleri konsensüsü” kararlarında; demineralize dondurulmuş-kurutulmuş kemik greftlerinin sinüs augmentasyonunda yeni kemik oluşturma konusunda tek başlarına yetersiz oldukları bildirilmiştir (118). Bu kararı destekler nitelikte literatürde yayınlanmış deneysel ve klinik çalışmalar da bulunmaktadır (129-131). Ayrıca iyileşme periyodunun 12-16 aya kadar uzaması ve seyrek bir kemik oluşumunun meydana gelmesi de demineralize dondurulmuş-

kurutulmuş allogreftlerin sinüs tabanı yükseltilmesinde kullanımını uygunsuz hale getirmektedir (82). Ancak otojen greft veya hidroksiapatit gibi diğer greft materyalleri ile karıştırılarak kullanıldığında %90 oranında başarı oranları rapor edilmiştir (131, 132). Smiler ve arkadaşları ise demineralize dondurulmuş-kurutulmuş kemik greftini 1/3 oranında ksenogreft ile karıştırarak 21 sinüs tabanı greftlemesi yaptıkları çalışmalarında %95 başarı oranı bildirmişlerdir (131).

Solventlerle dehidrate edilmiş kemik grefti materyalleri, günümüze kadar kullanılan kemik greft materyallerine yeni bir alternatif olarak geliştirilmiş olup, donör olarak kadavralar kullanılmaktadır. Elde edilen kemik grefti NaOH, H₂O₂ ve aseton gibi solventler ve güçlü alkaliler ile dehidrate edilirler, böylece mevcut olan virüsler (HIV, hepatit gibi) elimine edilmiş olur. Daha sonra gamma ışınları ile sterilizasyonu sağlanmaktadır (83). Bu işlemler sırasında osteindüktif proteinlerde minimal kayıp meydana gelir. (133).

Solventlerle dehidrate edilmiş kemik greftlerinin klinik uygulamasının kolaylığı, partikül migrasyonu, doku reddine yol açan immünolojik reaksiyon veya enfeksiyon gibi komplikasyonları olmaması nedeniyle başarılı bir greft çeşidi olarak kabul edilmiştir. Solventlerle dehidrate edilmiş kemik grefti kullanılarak sinüs lift ve implant vakalarının yapıldığı bir çalışmada, başarılı ve yeterli bir kemik iyileşmesi olduğu rapor edilmiştir (134).

2.7.5. Alloplastik kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemesinde kullanımı

Alloplastlar, osteokondüksiyon ile yeni kemik oluşumunu stimüle eden, organik maddelerden arındırılmış, vücut dokularıyla uyumlu sentetik materyallerdir. Sentetik greftler arasında seramikler en sık kullanılanlardır (115).

Kalsiyum fosfat grubu seramikler canlı kemiğin yanına konulduğunda yeni kemiğin depozisyonu için uygun fiziksel matriks görevi görür ve kemiğin normalde iyileşemeyeceği bölgelere doğru büyümesini sağlar. Tek başlarına kemik oluşturabilecek özelliklere sahip değildirler (133). Kısmen rezorbe olur ve greft materyalinin kemikle yer değiştirmesinin beklendiği durumlarda kullanılır (115).

Hidroksiapatit greft materyali ise alveolat kret augmentasyonlarında, titanyum implantların yüzeyinin kaplanmasında, diş çekimini takiben alveolar kemiğin

korunması amacıyla soket içine yerleştirilmesinde, periodontal kemik defektlerinde ve sinüs tabanı yükseltilmesinde kullanılır (115).

Sinüs tabanı greftlemesinde, yapılan çalışmalarda alloplastik greftlerin tek başlarına veya otojen greftler ile karıştırılarak güvenli ve etkili bir şekilde kullanılabileceği rapor edilmiştir (135, 136).

2.7.6. Ksenogreftlerin kemik greftlerinin sinüs tabanı greftlemesinde kullanımı

Ostekondüktif özellikleri olan ksenogreftlerin üretiminde sığır kemiği ve doğal mercan olmak üzere iki kaynak kullanılır. Mercandan elde edilen ksenogreftlerde yüzeyin karbonat fazına dönüşmesine gerek olmadığından diğer kemik greftlerine göre daha hızlı kemik formasyonunu başlatır (137).

Sığırdan elde edilen kemik greftlerinin avantajı ise gelişmiş osteokondüktif kapasiteleri ile birlikte yapısal unsurlarının insan kemiğine benzemesidir. Piyasada bulunan sığır kaynaklı ksenogreftler proteinden arındırılmıştır. Kemik içi defektlerde ve kret augmentasyonlarında başarı ile kullanılır (83).

2.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)

İlk olarak 1960'lı yılların başında havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilen SESA fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir. Günümüzde otomotiv, uçak, inşaat, elektrik gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra tıp bilimlerinden; ortopedi, kalp ve damar cerrahisi gibi alanlarda kullanılmaktadır (138).

Dental materyaller gibi karmaşık geometriye sahip yapıların analizlerini yapmak oldukça zordur. SESA yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir. 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanan SESA yöntemi, 1970'li yıllarda Farah ve ark. yaptığı çalışmalarla diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır (139).

SESA genel anlamda bütün haldeki karmaşık problemin, daha küçük alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içerisinde çözülmesi ile bütünün çözümünün bulunduğu matematiksel analizdir. Analizi yapılacak olan sistem sonlu sayıda elemana ayrılır.

Elemanlar için denklemler elde edilir, bu denklemler çözülür ve çözümler birleştirilerek sistemin genel çözümü elde edilir. Yani SESA' da genel prensip parçadan bütüne gitme şeklindedir (138).

2.8.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

Stres analizlerinin amacı iki yada üç boyutlu bir cisme uygulanan değişik yön ve büyüklükteki kuvvetler altında cisimde meydana gelen gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Bu analizlerde ağız içi ve çevre dokularına fizik ve mühendislik prensiplerinin uygulanması sonucu elde edilen veriler değerlendirildiğinden gerek uygulama öncesinde gerekse de sonuçların değerlendirilmesinde bazı teknik terimlerin doğru olarak bilinmesi gereklidir (140).

Gerilme (*stress*): Bir yapıya dışardan bir kuvvet uygulandığında bu dış kuvvete karşı bir direnç gelişir. Stres olarak tanımlanan bu iç reaksiyon gelen kuvvete eşit miktarda ancak zıt yönde oluşur. Hem kuvvet hem de içeriden gelen gerilme cismin tüm yüzeyine dağılır (140).

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

Gerilme 'S' yada 'σ' harfleriyle ifade edilir ve birimi Paskal'dır (1 Pa=1N/m²) (72, 140). Ancak diş hekimliğinde incelenen boyutlar 'mm' olarak tanımlandığı için sıklıkla Megapaskal (1 Mpa=10⁶ Pa) kullanılmaktadır (72).

Gerinim (*strain*): Bir yapıya dışardan bir kuvvet uygulandığında kuvvet sonucu oluşan stres yapıda deformasyona sebep olur. Bu stres sonucunda cismin birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi gerilme olarak tanımlanır. 'ε' simgesiyle tanımlanır ve ölçüsel birimi yoktur. Deformasyonun (ΔL=L-L₀) orijinal uzunluğa (L₀) oranlanması ile hesaplanır (72).

$$\text{Strain}(\varepsilon) = \frac{\text{Deformasyon}}{\text{Orijinal Uzunluk}} = \Delta L/L_0$$

Hooke Kanunu: Katı bir cisme kuvvet uygulandığında görülen şekil değiştirme, kuvvetin kalkması ile ortadan kalkıyor ve cisim eski şekline dönüyorsa buna elastik şekil değiştirme; kuvvet ortadan kalktığında cisimde az miktarda şekil değiştirme görülüyorsa bu duruma elasto-plastik şekil değiştirme; kuvvet ortadan kalktığında

cisimde kalıcı bir deformasyon görülüyor ise buna da plastik şekil değiştirme denilmektedir (72).

Elastik Sınır (*Elastic Limit*): Cisimlerin kalıcı bir şekil değişimine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir (72).

Elastisite Modülü (*Young's modulus*): Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür ve 'E' simgesi ile ifade edilir. Elastisite modülü gerilimin, gerinime oranıdır. Bir materyalin sertliği arttıkça elastisite modülü değeri de artar. Ayrıca aynı miktar yük uygulanmış iki ayrı materyalden elastisite modülü yüksek olan, düşük olana oranla daha az deforme olmaktadır (72).

$$\text{Elastisite Modulu (E)} = \frac{\text{Stres } (\sigma)}{\text{Strain } (\epsilon)}$$

Poisson Oranı (*Poisson Ratio*): Katı bir materyal aksiyal (basma veya çekme) bir kuvvete maruz kaldığında yapısında hem aksiyal hem de lateral yönde gerinim meydana gelir. Elastik sınırlar içindeki gerinim değerlerinde yüklemeye dik yöndeki lateral gerinimin, yükleme yönündeki aksiyal gerinime oranı Poisson oranı olarak ifade edilir ve "V" simgesi ile tanımlanır (72).

$$\text{Poisson Oranı (V)} = \frac{\text{Lateral Strain}}{\text{Axial Strain}} = \frac{\text{Endeki birim boyut değişimi}}{\text{Boydaki birim boyut değişimi}}$$

İzotrop ve anizotrop cisim: Üç asal eksen yönünde benzer özellikler gösteren materyaller izotrop olarak tanımlanırken, üç asal eksem yönünde farklı özellikler gösteren materyaller anizotrop olarak tanımlanır. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen basma, çekme ve makaslama streslerinde aynı sabit elastik modülüne sahip olmaktadır. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı elastik modülüne sahiptirler (80).

Homojen cisim: Elastik özelliklerin yapı içerisinde noktadan noktaya değişkenlik göstermediği materyallerdir (140).

Asal Stres (*Principal Stress*): Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bir cisim bu konumda olduğunda, normal streslere 'asal stres' denilmektedir. Asal stres; maksimum, ara ve minimum asal stres olarak üçe ayrılır. 'σ1' pozitif değer olup en yüksek gerilme

(çekme) stresi değerini , 'σ2' ara değerleri, 'σ3' ise negatif değer olup en yüksek sıkışma (basma) stresi değerini ifade etmektedir.

Analiz sonuçlarında bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahip ise o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stresi değeri 100 Mpa, sıkışma değeri -20 MPa ise, o düğüm noktasında gerilme stresi daha etkindir ve değerlendirilmeye alınması gereken ana stres değeridir (80).

Eşdeğer Stres (*Von Mises Stress*): Von Misses stresi, belirli bir kuvvet uygulanan cisimde oluşan stres dayanıklılığını belirlemek için kullanılan, şekil değiştirme enerjisi prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Yani çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Misses stresi 'σe' şeklinde ifade edilir. Renk skalası ile gösterilebilmektedir (80).

$$\sigma_e = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

2.8.2.Sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri

İki boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi:

İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, dış hekimliğinde bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Ancak; son zamanlarda bazı kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyalin çeşitliliği, kompleksliği ve 3 boyutlu morfolojik yapıların varlığı nedeniyle 2 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi yetersiz kalmaktadır (141, 142).

Üç boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi:

Üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi, 2 boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre kompleks yapıların simülasyonu için daha uygun bir yöntemdir. Bu yöntem, dış hekimliğinde kullanılan birçok araştırma metoduna göre daha fazla mühendislik bilgisi gerektirmektedir. Üç boyutlu sonlu eleman analiz yönteminde kullanılacak olan

modelin biyolojik bir yapı, düzensiz köşeler ve farklı materyalleri içermesi durumunda oluşturulması oldukça zordur (141).

Karmaşık bir yapının incelenmesinde, 2 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi arasındaki seçim; analizin yapılacağı yapının geometrik karmaşası, gereken analiz yöntemi ve bulguların kabul edilebilirliği gibi birçok faktöre bağlıdır (143).

2.8.3. Sonlu elemanlar stres analizi aşamaları

Sonlu elemanlar stres analizinde problemin çözümü 3 aşamada gerçekleştirilmektedir:

1. Pre-processing: incelenecek olan yapının modeli elde edilir.

Proses öncesi analizi yapılmak istenen yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması gerekmektedir. Bu amaçla CAD (Computer Aided Design) programı kullanılarak ya MR veya BT görüntüleri bilgisayar ortamına aktararak ya da koordinat belirleme cihazları ile elde edilen nokta veya yüzey verilerinden model oluşturulur (80).

Elde edilen model bilgisayar ortamında, boyutuna ve geometrisine uygun olarak analizlerin yapılabilmesi amacıyla küçük elemanlara (finite elements) bölünür. Bu elemanlar, mekanik özellik ve karakter açısından ana yapıyı taklit eder (67). Model ağını oluşturan elemanlar sanal stresler altında kendi gerilme ve şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler (138, 144). Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda ve küçük boyutlarda eleman kullanılması önemlidir (138).

SESA'da 3 çeşit eleman tipi kullanılabilir (67):

1. Çizgisel elemanlar: düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından oluşabilirler (Şekil 2.22).



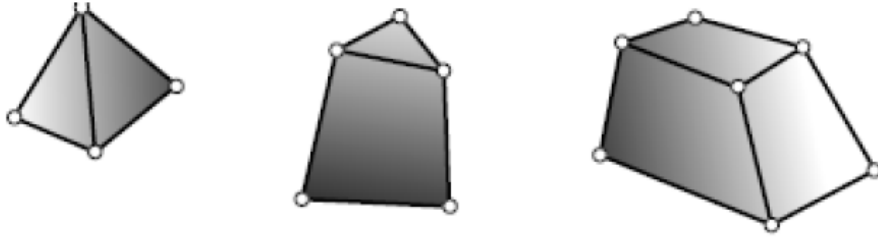
Şekil 2.22: SESA'da kullanılan çizgisel elemanlar (67)

2. İki boyutlu elemanlar: yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya yamuk şeklindedirler (Şekil 2.23).



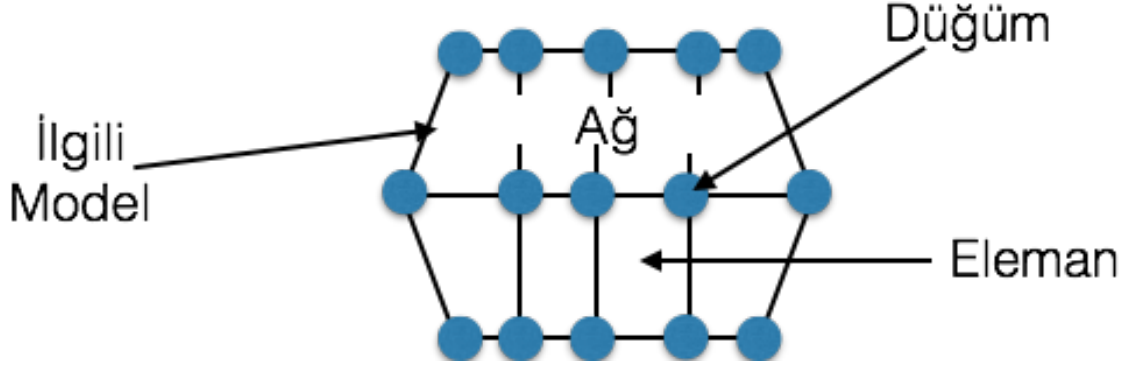
Şekil 2.23: İki boyutlu elemanlar (67)

3. üç boyutlu elemanlar: tetrahedral (4 yüzeyli) veya hekzahedral (6 yüzeyli) şekillerdedirler (Şekil 2.24).



Şekil 2.24: Üç boyutlu elemanlar (67)

Elemanlara bölünmüş geometrik cisme ‘matematiksel model’ adı verilir. Matematiksel modeli oluşturan elemanlar ‘node’ adı verilen düğüm noktalarında birleşerek ‘mesh’ denilen ağ yapısını oluştururlar. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x,y,z koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır koşulları oluşturulur. Sınır koşulları, streslerin ve deplasman hareketlerinin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiği ve kuvvetlerin nereden uygulanacağı gösterilir (28).



Şekil 2.25: Bir sonlu elemanlar modelinde ana yapıyı oluşturan düğüm ve elemanların yapısı

2. Analiz: veriler programa yüklenir.

Yapının geometrisinin oluşturulduktan sonra bu aşamada yükleme koşulları ve yapıların mekanik özellikleri tanımlanır. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü ve poisson oranları kullanılır.

Yükleme koşulları tanımlanırken kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde uygulanan yük, oklüzal yükleri daha gerçekçi taklit etmesi için sadece horizontal veya aksiyal yönde değil, oblik yönde de uygulanmalıdır (145).

Elemanların mekanik özellikleri diferansiyel denklemler ile belirlenir. Bu denklemler önce cebirsel denklemlere daha sonra da matris denklemlerine dönüştürülür. Elemanların denklemleri birleştirilerek yapının denklem takımı elde edilir. Bu, sistemin denge denklemi olarak adlandırılır. Denklemin çözümüyle düğüm noktalarındaki alan değişkenleri için sayısal sonuç elde edilir. Bu veriler birim uzama, gerilme ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Veriler analiz sonrası grafik ve tabloları oluşturmak için depolanır (138).

3. Post-processing: analiz çözümlenir.

SESA' da modeldeki her eleman, analizi planlanan ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Böylece her bir alt yapının çözümlenmesi ile sonuçlar elde edilir (138, 144).

Ancak elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklinde bulunmaktadır. Bu şekilde yorumlanması oldukça güç olan verilerin, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki şekilsel olarak defleksiyonu, stres dağılımı ve farklı veriler hakkında, animasyonları elde edilebilmektedir (80).

SESA için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucunda asal gerilimler (principal stresses), aksenal gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) elde edilebilir (138, 144, 145).

Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri ve porselen gibi) için asal gerilim (*principal stress*) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (*maksimum principal stress*) modelde oluşan en yüksek gerilme (çekme) tipi gerilimi, en düşük asal gerilim (*minimum principle stress*) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimi ifade eder. Metaller gibi çekilebilir (ductile) materyaller için ise Von Misses stres sonuçları önemlidir. İmplant ve abutment materyali olarak kullanılan titanyumda ve metal alaşımlarda oluşan stresler incelenirken ise özellikle Von Misses stresleri değerlendirilir. Ayrıca Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir vermektedir (145).

2.8.4.Sonlu elemanlar stres analizi avantaj ve dezavantajları

Avantajlar:

1. Düzensiz geometri gösteren katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilir.
2. Oluşturulan modelin, objenin fiziksel özellikleri daha net olarak yansıtabilir.
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir.
4. Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme, temas ve adaptasyon durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.

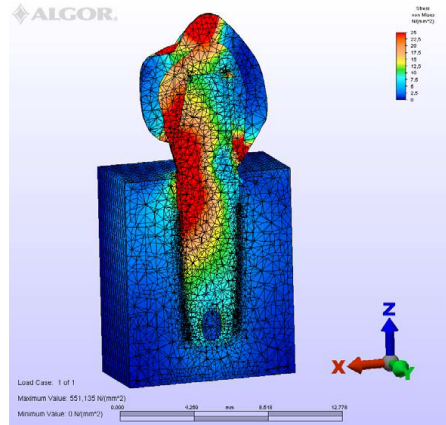
5. Tüm gerilme bileşenlerinin numerik olarak hesaplanması ile detaylı ve gerçeğe yakın bilgi elde edilebilir.
6. Gerilmeler, zorlamalar ve yer değiştirmeler ile ilgili bilgiler oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir.
7. Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir.
8. Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.
9. Çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.
10. Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir.
11. Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Böylece, birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.
12. Modeller ve uygulanan kuvvetler üzerinde istenilen değişikliklerin yapılıp, analizin pek çok kez tekrarlanabilir.
13. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi için, görselleştirme işlemi kullanılabilir. Bu işlemde elde edilen veriler renk kodları olarak, istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını göstermekte olup, renklerin hangi değer aralığına denk geldiği görüntülerde yer alan bir ölçek ile gösterilmektedir (15, 144).

Bütün bu avantajlarının yanı sıra, bu yöntem ile yapılan araştırmanın doğruluğunda büyük önem taşıyan malzeme özellikleri, sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğunda olması sebebiyle çok detaylı bilgi aktarımı gerektirmesi, ciddi bir bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulması, gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar paket programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları da mevcuttur (43). Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak analizin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen

davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla gelişen yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır (144).

2.8.5. Diş hekimliğinde kullanılan sonlu eleman stres analiz programları

Teknolojinin ilerlemesi ile doğru orantılı olarak ileri işlemci yeteneğine sahip bilgisayarların gelişmesi neticesinde sonlu elemanlar teknolojisi ve bu teknoloji ile kullanılan yazılım paketleri de gelişmektedir. Sonlu elemanlar analiz yazılımları arasında, teknik olarak farklılıklar olmakla birlikte diş hekimliğinde en sık; *Algor*, *Abaqus*, *Adina*, *Ansys*, *Comsol*, *Fempro*, *Femtools*, *I-Deas*, *Marc*, *Nastran*, *Pafec 75*, *Patran*, *Proengineer*, *Solidworks*, *Sap 80*, *Sap2000*, *Strand7*, *Visualfea* ve *Zebulon* isimli programlar kullanılmaktadır (138, 146). Bu programların yardımı ile gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle ifade edilebilmekte ve elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp, yorumlanabilmesi için renkli görüntüler alınabilmektedir. Programın hazırlamış olduğu renk cetvelleri ile gelen kuvvetlerin değerlendirilmesi rahatlıkla yapılabilmektedir (28).



Şekil 2.26: Elemanlara ayrılmış bir modelde stres analizi

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Teknolus Enerji Eğitim Mühendislik Ltd. Şti. tarafından gerçekleştirilmiş olup Tübitak-114S104 numaralı hızlı destek projesi tarafından desteklenmiştir.

Diş hekimliğinde, sonuçları güvenilir dayanaklarla sunabilmek için biyolojinin konusu olan varlıkların davranışlarının incelenmesinde, mekanik yöntemler kullanılarak yapılan stres analiz çalışmaları içerisinde sonlu eleman stres analiz yöntemi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılmıştır.

Araştırmamızda dişsiz posterior maksiller bölgede; sinüs lifting işleminden kaçınmak amacıyla açılı konumlandırılan implantlarda, farklı açı, çap ve boy alternatiflerinin, implant ve kemik üzerinde oluşturduğu streslerin analizi yapılmıştır.

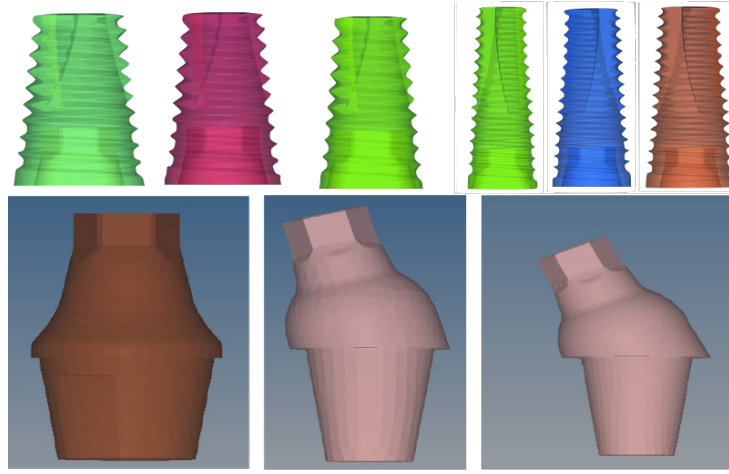
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium® D CPU 3,00 GHz işlemci, 300 GB Hard Disk, 4.00GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 işletim sistemi olan bir bilgisayardan yararlanılmıştır. Nextengine 3D tarayıcısı (NextEngine, Inc. 401 Wildshire Blvd, Ninth Flor Santa Monica, California, Amerika Birleşik Devletleri) ile (Şekil 3.1) makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranıp modellerde kullanılan implant parçaları elde edilmiştir.



Şekil 3.1: Nextengine 3 boyutlu tarama cihazı

3.1. İmplantların ve Protetik Üst Yapının Modellenmesi

Çalışmamızda kullanılan implantlar ve abutmentler tek bir firmaya ait olup (DTI, Türkiye) aynı yüzey ve malzeme özelliğine sahiptirler. İmplantlar ve protetik üst yapı Nextengine 3D tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranıp sterolitografik formatta elde edilen görüntü verileri, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımına gönderilmiş ve modeller (Şekil 3.2) elde edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan implantların boyları ve çapları Tablo 3.1’de gösterilmiştir. İmplant ile abutment bağlantıları *monoblok* olarak modellenmiştir.



Şekil 3.2: Kullanılan implant ve protetik üst yapı modelleri

Tablo 3.1: Modellenen implantların boy ve çap özellikleri

İmplant çapı	İmplant Boyu
4.0 mm	8.5 mm
4.0 mm	13 mm
4.5 mm	8.5 mm
4.5 mm	13 mm
5.0 mm	8.5 mm
5.0 mm	13 mm

İmplantlar üzerine protetik restorasyon olarak 2. Küçükazı, 1. Büyükazı ve 2. Büyükazı dişlerine ait implant üstü metal destekli seramik köprü modellenmiştir. Kullanılan

dişlerin morfolojilerinin belirlenmesinde Wheeler'in verileri referans (Tablo 3.2) alınmıştır.

Tablo 3.2: Wheeler'e göre maksiller dişlerin boyutsal değerleri.

Maksilladaki doğal dişler	Kuron boyu (mm)	Kök boyu (mm)	Mine-sement sınırında mezio-distal çap (mm)	Kuronun mezio-distal çapı (mm)	Mine-sement sınırında bukko-lingual çap (mm)	Kuronun bukko-lingual çapı (mm)
Ön kesici	10,5	13,0	7,0	8,5	6,0	7,0
Yan kesici	9,0	13,0	5,0	6,5	5,0	6,0
Kanin	10,0	17,0	5,5	7,5	7,0	8,0
1. Küçük azı	8,5	14,0	5,0	7,0	8,0	9,0
2. Küçük azı	8,5	14,0	5,0	7,0	8,0	9,0
1. Büyük azı	7,5	12,0 - 13,0	8,0	10,0	10,0	11,0
2. Büyük azı	7,0	11,0 - 12,0	7,0	9,0	10,0	11,0
3. Büyük azı	6,5	11,0	6,5	8,5	9,5	10,0

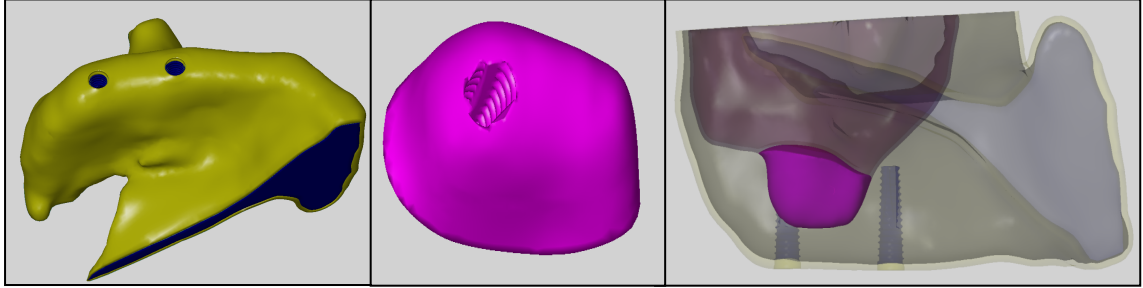
3.2. Dişsiz Posterior Maksillanın ve Maksiller Sinüsün Modellenmesi

Visible Human Project (The National Library of Medicine, FACT SHEETS Office of Communications and Public Liaison National Library of Medicine, Maryland, ABD) ile elde edilen maksilla modelinde, "Rhinoceros 4.0" (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımı kullanılarak krestal kortikal kemik ve spongioz kemik tabakaları modellenmiştir.

Maksillada sıklıkla D4 kemik kalitesi görüldüğünden buna uygun olarak dens trabeküler kemiği kaplayan 1 mm kalınlıkta dış kortikal kemik olacak şekilde model oluşturulmuştur.

Oluşturulan sanal dişsiz posterior maksilla, maksiller sinüs sınırlaması nedeniyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir vaka şeklinde simüle edilmiştir. Sinüs kortikal kemiğinin iç duvarıyla sınırlı maksiller sinüs boşluğunun Rhinoceros 4.0 yazılımında doldurulması ile gerekli planlamalar için greft modellemesi tamamlanmıştır (Şekil 3.3). Greftleme işlemi yapılmış kontrol modellerinde, maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımlarının tamamı "complete peri-implant packing" tekniği ile greftle kaplanmış şekilde modellenmiştir. Yapılan modellemeler 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek kemik dokuya ait sistem elemanları birleştirilmiştir. Benzer

çalışmalardaki tasarımlarla uyumlu olarak, her modelde dış (krestal) kortikal kemik kalınlığı 1mm; trabeküler kemik kalınlığı 3.5mm; iç kortikal kemik kalınlığı 0.5mm olmak üzere toplam 5mm'lik residüel alveolar kret yüksekliği belirlenmiştir (101).



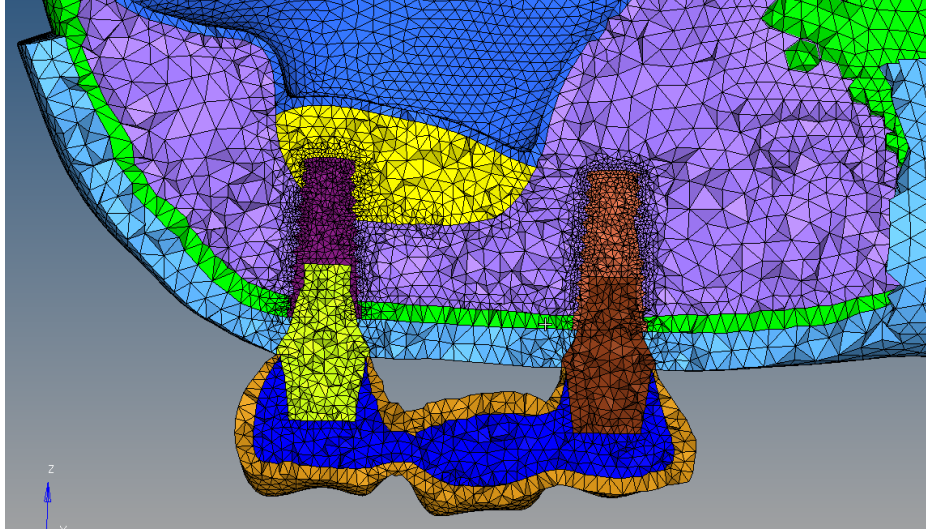
Şekil 3.3: Posterior maksilla, greft materyali ve maksiller sinüsün 3 boyutlu modelleri

3.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

Oluşturan modellerde üç farklı açıda (0° , 15° ve 25°), üç farklı çapta (4.0, 4.5, 5.0 mm) ve iki farklı boyda (8.5 mm ve 13 mm) TÜBİTAK destekli bir firmaya ait implantlar (DTI, Türkiye) yerleştirilmiştir. Toplamda elde edilen 18 ayrı model üzerinde implantlara ve implant çevre dokularına gelecek olan stresler değerlendirilmiştir.

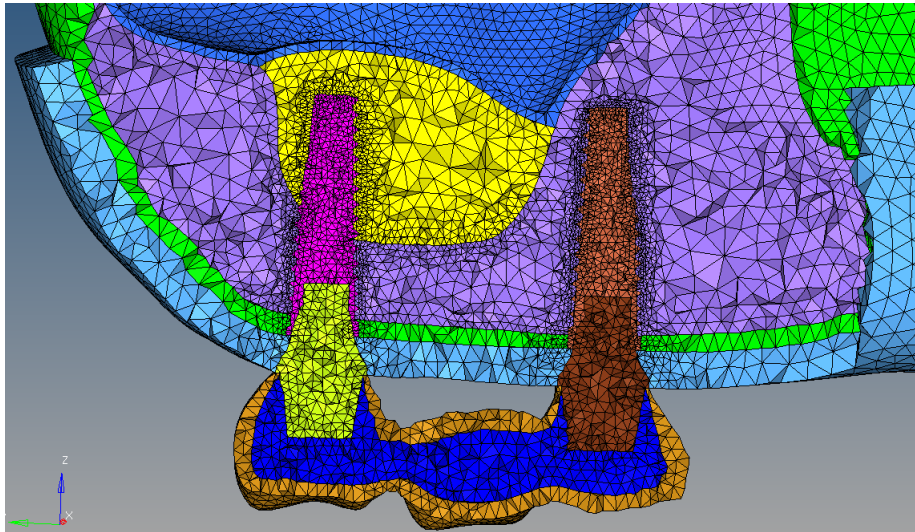
Kontrol grubu olarak kullanılacak olan modellerde (Model 1-6) implantlar, sinüs lifting uygulaması ile birlikte vertikal yönde 0° derecelik açı ile ikinci premolar ve ikinci molar diş bölgesine iki adet olacak şekilde yerleştirilmiştir. Oluşturulan bu modellerde implantların lokalizasyonları değiştirilmeden, çap ve boyları değiştirilerek toplam 6 adet model oluşturulmuştur.

Model 1: Sağ maksiller bölgeye 4.0 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgesine sinüs lift işlemi yapılarak; diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0° derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.4).



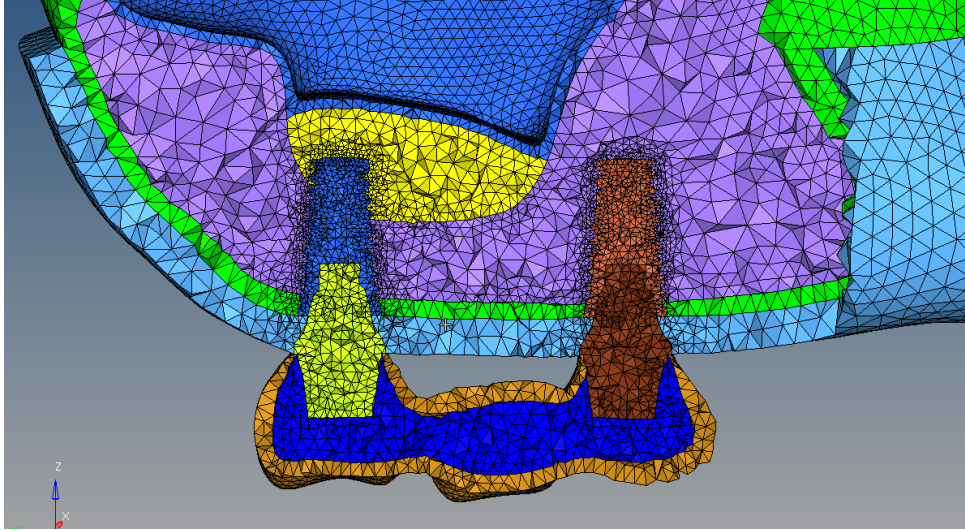
Şekil 3.4: Model 1 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

Model 2: Sağ maksiller bölgeye 4.0 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgesine sinüs lift işlemi yapılarak; diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.5).



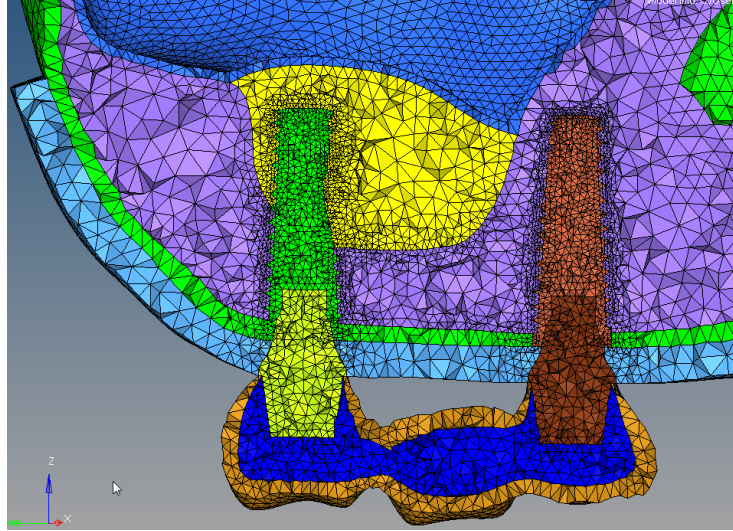
Şekil 3.5: Model 2 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

Model 3: Sağ maksiller bölgeye 4.5 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgesine sinüs lift işlemi yapılarak; diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.6).



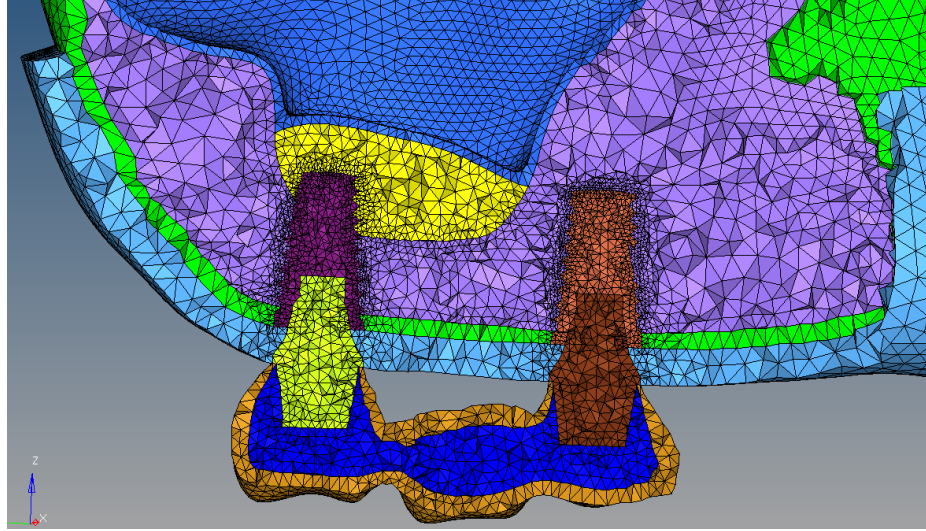
Şekil 3.6: Model 3 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

Model 4: Sağ maksiller bölgeye 4.5 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgesine sinüs lift işlemi yapılarak; diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.7).



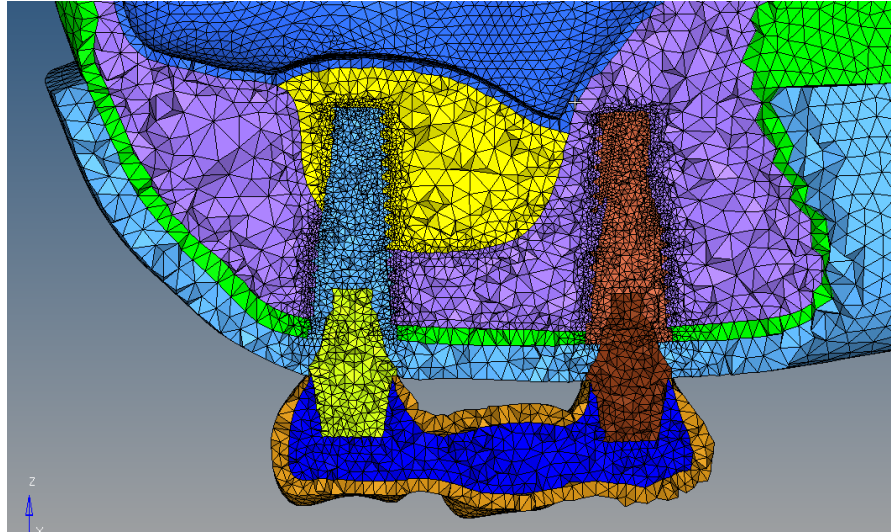
Şekil 3.7: Model 4 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

Model 5: Sağ maksiller bölgeye 5.0 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgesine sinüs lift işlemi yapılarak; diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8: Model 5 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

Model 6: Sağ maksiller bölgeye 5.0 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgesine sinüs lift işlemi yapılarak; diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.9).

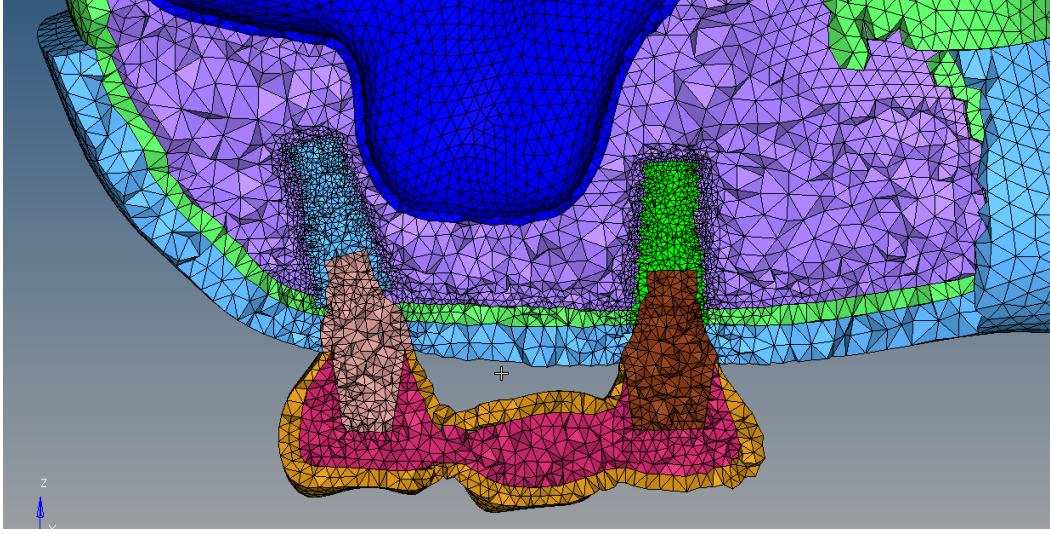


Şekil 3.9: Model 6 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

Hipoteze bağlı diğer modeller oluşturulurken, kontrol gruplarındaki posteriorda konumlandırılan 0^0 lik implantın uzun aksının vertikal düzlem ile 15 ve 25 derecelik açılarla distale açılarak çalıştırılarak çalışma grupları (Model 7-18) oluşturulmuştur.

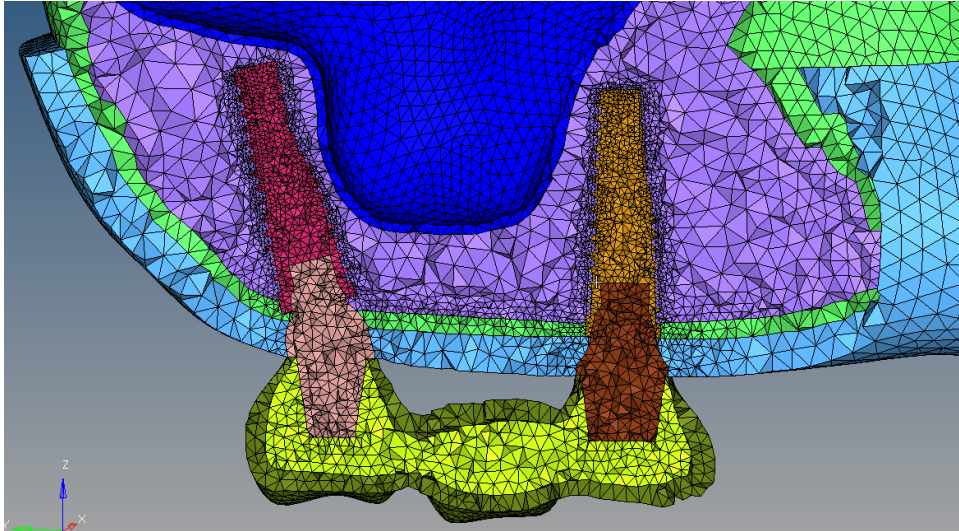
Model 7: Sağ maksiller bölgede, 4.0 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 15^0

derecelik açısı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açısı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: Model 7 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

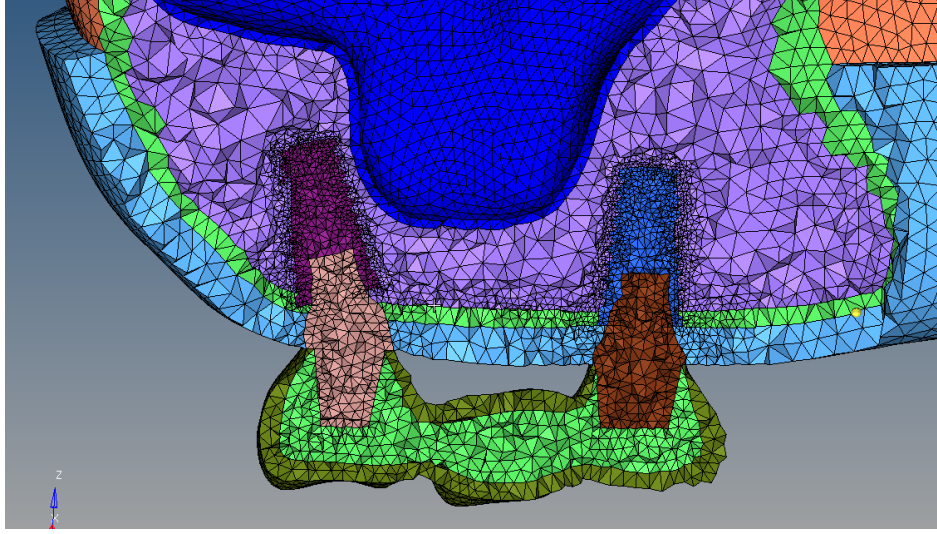
Model 8: Sağ maksiller bölgede, 4.0 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 15^0 derecelik distal açısı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açısı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Model 8 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

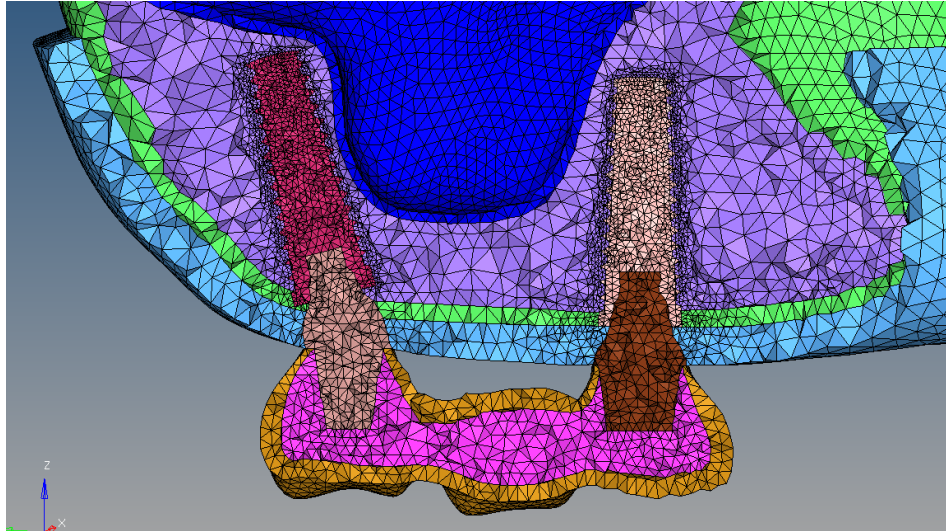
Model 9: Sağ maksiller bölgede, 4.5 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 15^0

derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: Model 9 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

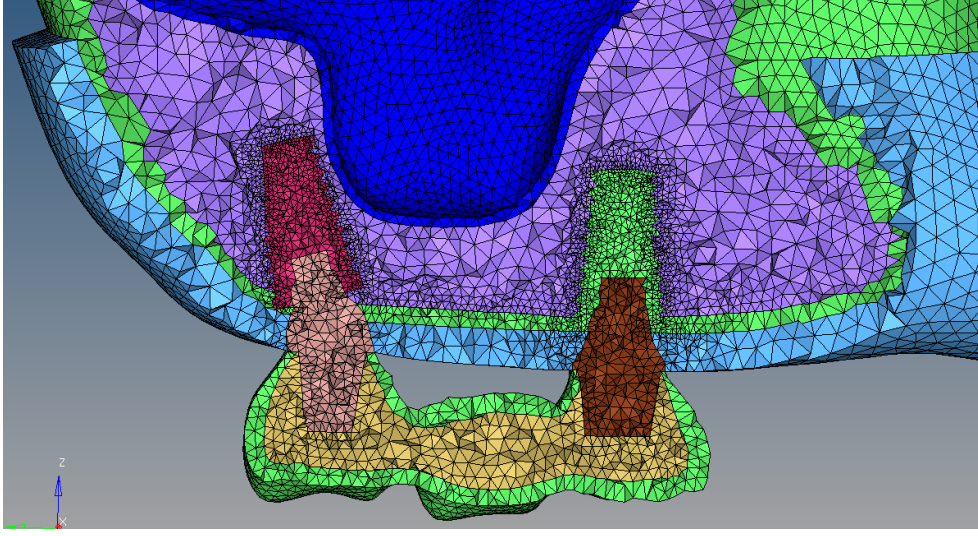
Model 10: Sağ maksiller bölgede, 4.5 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 15^0 derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: Model 10 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

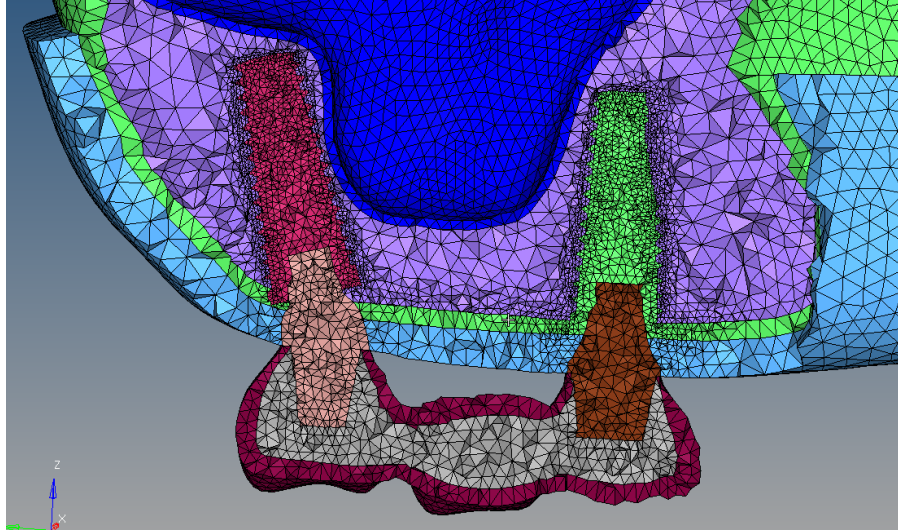
Model 11: Sağ maksiller bölgede, 5.0 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 15^0

derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.14).



Şekil 3.14: Model 11 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

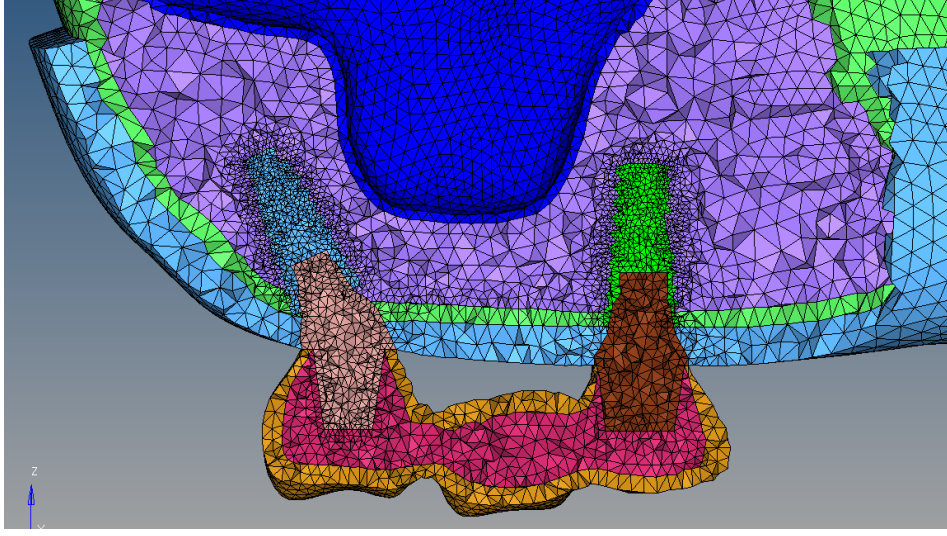
Model 12: Sağ maksiller bölgede, 5.0 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 15^0 derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: Model 12 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

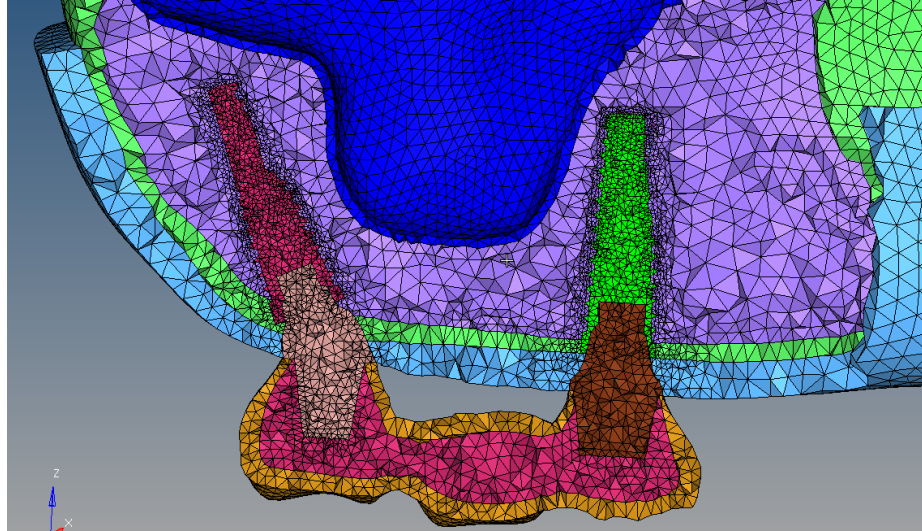
Model 13: Sağ maksiller bölgede, 4.0 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 25^0

derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.16).



Şekil 3.16: Model 13 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

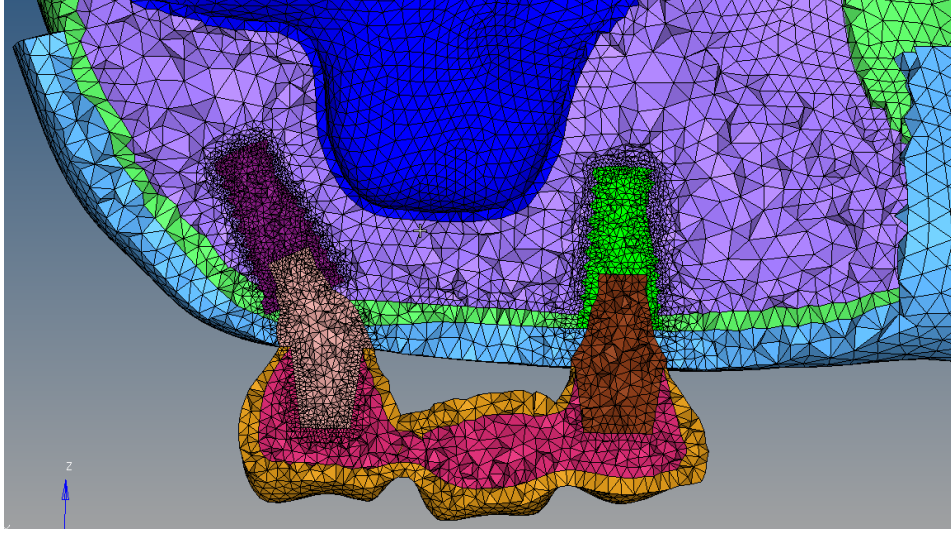
Model 14: Sağ maksiller bölgede, 4.0 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 25^0 derecelik açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.17).



Şekil 3.17: Model 14 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

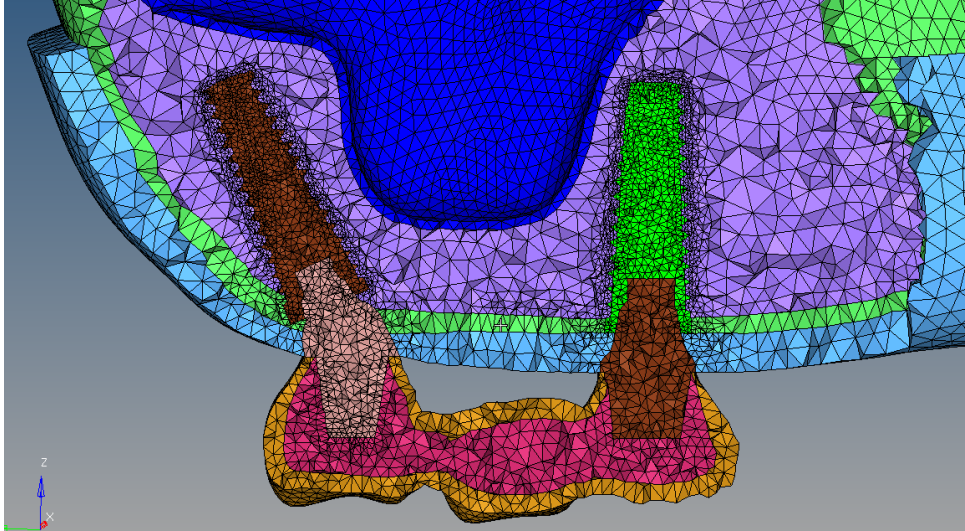
Model 15: Sağ maksiller bölgede, 4.5 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 25^0

derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3.18: Model 15 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

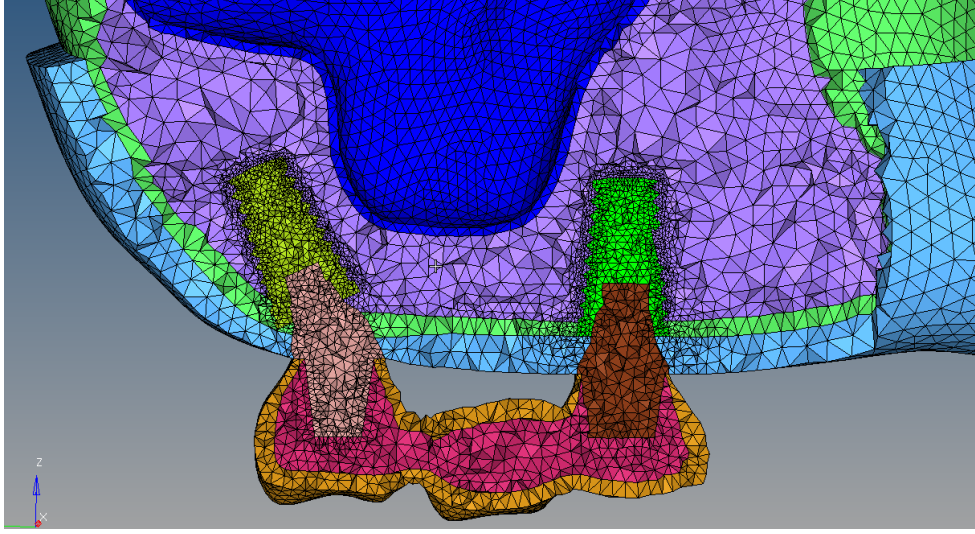
Model 16: Sağ maksiller bölgede, 4.5 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 25^0 derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.19).



Şekil 3.19: Model 16 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

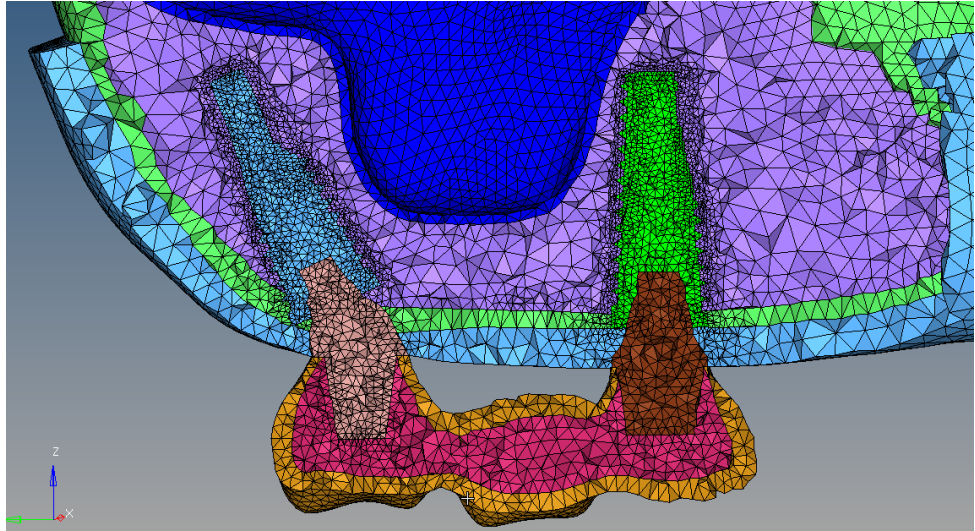
Model 17: Sağ maksiller bölgede, 5.0 mm çapında ve 8.5 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 25^0

derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.20).



Şekil 3.20: Model 17 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

Model 18: Sağ maksiller bölgede, 5.0 mm çapında ve 13 mm boyundaki iki adet implanttan biri 2. Molar diş bölgelerine sinüs lift işleminden kaçınmak amacıyla 25^0 derecelik distal açı ile diğeri ise 2. Premolar bölgesine 0^0 derecelik (dik olarak) açı ile yerleştirilmiştir (Şekil 3.21).

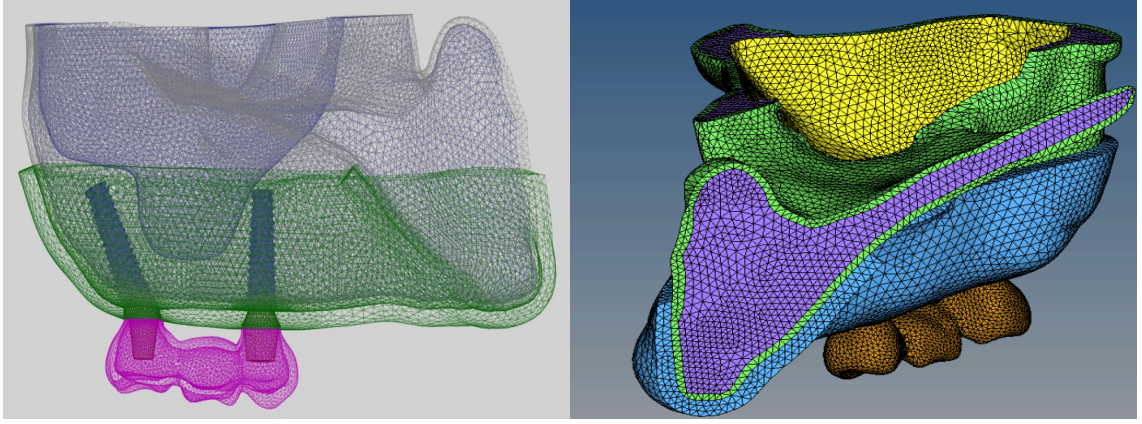


Şekil 3.21: Model 18 Üç boyutlu sonlu elemanlar görüntüsü

3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modelin oluşturulması amacıyla, geometrik modelin yüzeyi “*mesh*” olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmüştür. İlk *mesh* uygulamasının ardından

dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilmiş, bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir (Şekil 3.22).



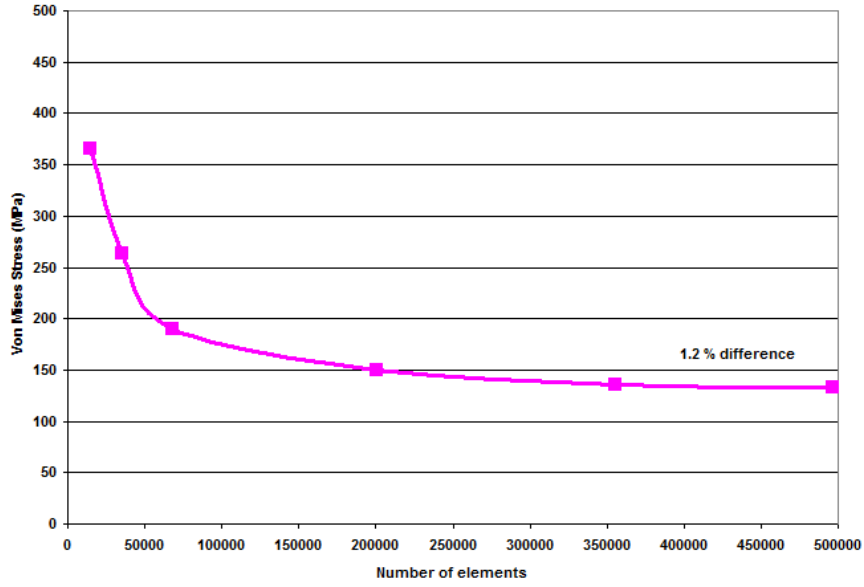
Şekil 3.22: mesh uygulanmış haliyle matematiksel model

Gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesi amacıyla mümkün olduğunca fazla eleman sayısı kullanılmıştır. Matematiksel modellerde 4 düğüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar tercih edilmiş ve her bir modelde homojen olarak dağıtılmıştır. Bu çalışmada maksilla, implantlar ve implant üstü protetik yapıları içeren matematiksel modellerin hazırlanması aşamasında 427216 ile 576476 arasında eleman ve 79337 ile 105026 arasında düğüm kullanılmıştır (Tablo 3.3).

Tablo 3.3: Her bir modelde kullanılan eleman ve node sayıları

	Elemen Sayıları	Node sayıları
Model 1	432001	80734
Model 2	516589	94938
Model 3	447323	83296
Model 4	539099	98718
Model 5	498432	91897
Model 6	576476	105026
Model 7	433875	80486
Model 8	496390	91010
Model 9	471541	86789
Model 10	500290	91658
Model 11	507041	92791
Model 12	561891	102042
Model 13	427216	79337
Model 14	499219	91547
Model 15	514861	94184
Model 16	523535	95631
Model 17	499217	91540
Model 18	567337	103015

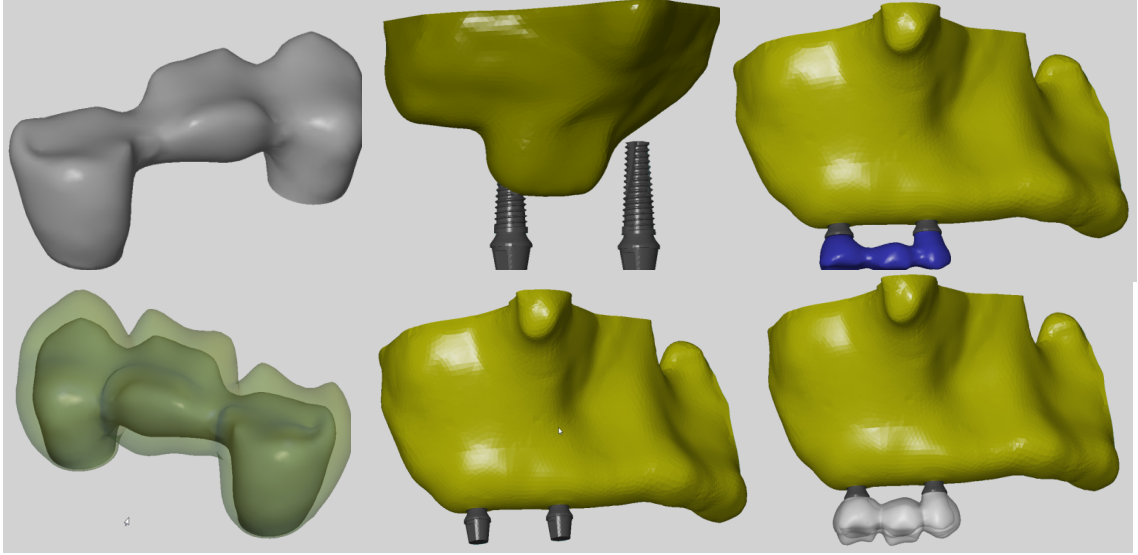
Çalışmada kullanılan maksiller modellerin, olabildiğince gerçeği yansıtabilecek ve bununla birlikte komputasyonel hesaplama zamanını optimize edecek düzeyde olmasına dikkat edilerek yüksek sayıda eleman kullanılarak modellenmeleri sağlanmıştır. Modellerdeki eleman ve nod sayılarının gerçekliğe yakınsamalarını test etmek amacıyla “convergence analizi” uygulanmıştır (Şekil 3.23).



Şekil 3.23: Model 8 'de vertikal yükleme koşuluna göre convergence analizi sonuçları ve eleman sayılarındaki yakınsama izlenmektedir.

3.5. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemeler ardından sonlu elemanlar stres analiz programının çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması noktasından hareket ederek bu çalışmadaki sistem elemanları; maksiller kemik dokusu, greft materyali, implant, implant üzeri metal destekli seramik kron yapıları olarak belirlenmiştir (Şekil 3.24).

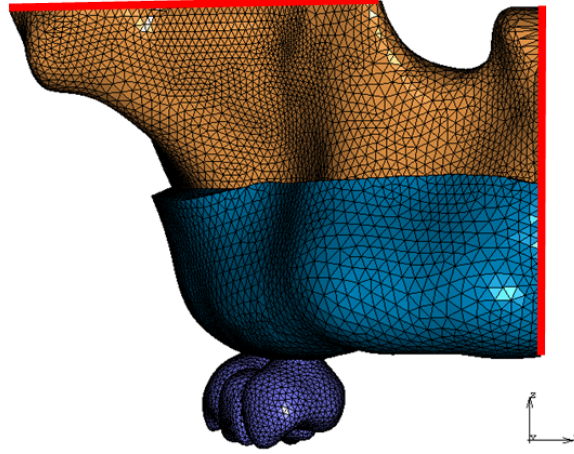


Şekil 3.24: Oluşturulan modele kullanılan parçaların tanıtılması ve birleştirilmesi

Bu çalışmada, kortikal kemik ile spongiöz kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları varsayılmıştır. İmplantlar ile destek dokular; implantlar ile abutmentlar ve abutmentlar ile implant üstü protezler arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlanmıştır. İmplantların çevre kemik dokusu ile %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. İmplantların boyun bölgesinde, vestibül ve palatinal yüzeylerinde yaklaşık olarak 1.5 mm kemik kalınlığı oluşturulmuştur.

3.6. Modellere Uygulanan Sınır Koşulları

Oluşturulan modeller 3 boyutlu uzayda serbest konumdadır. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için belirli noktalardan desteklenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. SESA çalışmalarında belirlenen modellerin en az iki düzlemde sabitlenmesi ve oluşan streslerin düzleme aktarılıp sonuçların yanlış yorumlanmaması için bu düzlemlerin analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmesi gerekmektedir. Bu amaçla sistem santral dişin mezialinden geçen sagittal bir düzlem ve processus zygomaticus hizasından maksillanın üst sınırından geçen horizontal bir diğer düzlem oluşturularak sınırlandırılmıştır (Şekil 3.25).



Şekil 3.25: Sınırları Belirlenmiş ve Uzayda Sabitlenmiş Posterior Maksilla.

3.7. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kullanılan bütün materyaller homojen, izotropik ve doğrusal (lineer) elastik olarak tanımlanmıştır. Protez kaidesinin, mukozanın, implantların, kortikal ve spongioz kemiğin materyal özellikleri yapılan çalışmalar örnek alınarak belirlenmiştir (Tablo 3.4). Modellenen greft materyali, kemikleşmeye yakın olarak kabul edilerek uygun young modülü verilmiştir. Protez kaidesi olarak metal destekli porselen materyali kullanılmıştır.

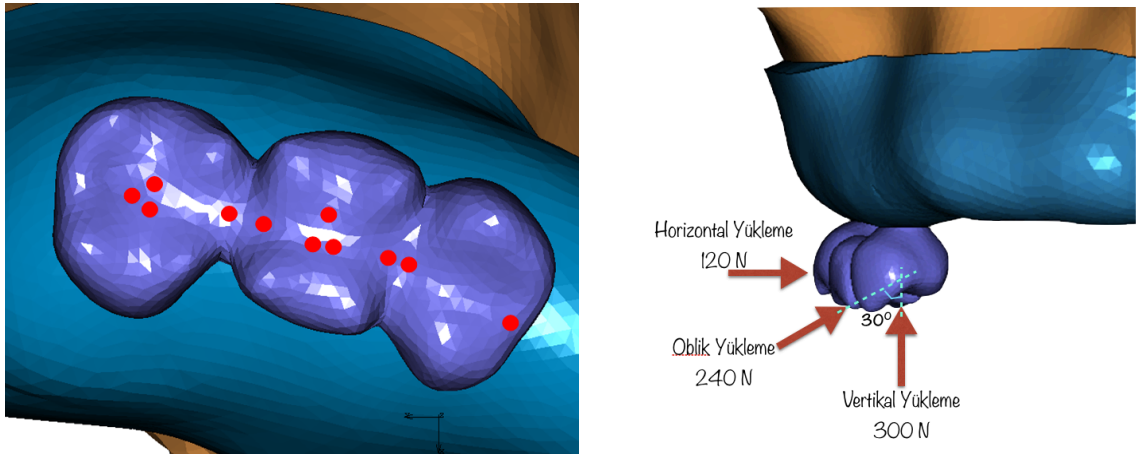
Tablo 3.4: Çalışmamızda kullanılan materyal özellikleri

	Youngs Modulus (MPa)	Poissons
Titanyum	117.000	0,35
Porselen	68.900	0,28
Cr-Co (köprü)	100.000	0,35
Kortikal	13.700	0,3
Mukoza	680	0,45
Spongioz	1.100	0,3
Greft	11.000	0,3

3.8. Yükleme Koşulları

Uygulanan kuvvet, vertikal yönde (300 N), aksiyal eksenle 30° lik açı yapacak şekilde oblik olarak (240 N) ve horizontal yönde (120 N) tüm modellerde aynı şekilde olacak

şekilde daha önceki çalışmalar göz önünde bulundurularak uygulanmıştır (101) (Şekil 3.24).



Şekil 3.24: Modellere uygulanan kuvvet bölgeleri, yönleri ve miktarları

3.9. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Çalışmamızda MSC MARC (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, Amerika Birleşik Devletleri) analiz programından yararlanılmıştır. Sonlu elemanlar analizlerinde elde edilen veriler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bulguların istatistiksel analizi yapılmamaktadır. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan gerilme (çekme) tipi gerilimi, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan sıkışma tipi gerilimi ifade eder. İmplant ve abutment materyali olarak kullanılan titanyum ve metal alaşımlarda oluşan stresler incelenirken ise özellikle Von Mises stresleri dikkate alınır (28, 138). Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir verebilmektedir (141, 144).

Analizler sonunda elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilir. Tüm stres değerleri renk ve miktar skalaları ile gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar bu skalalar yardımı ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilecektir.

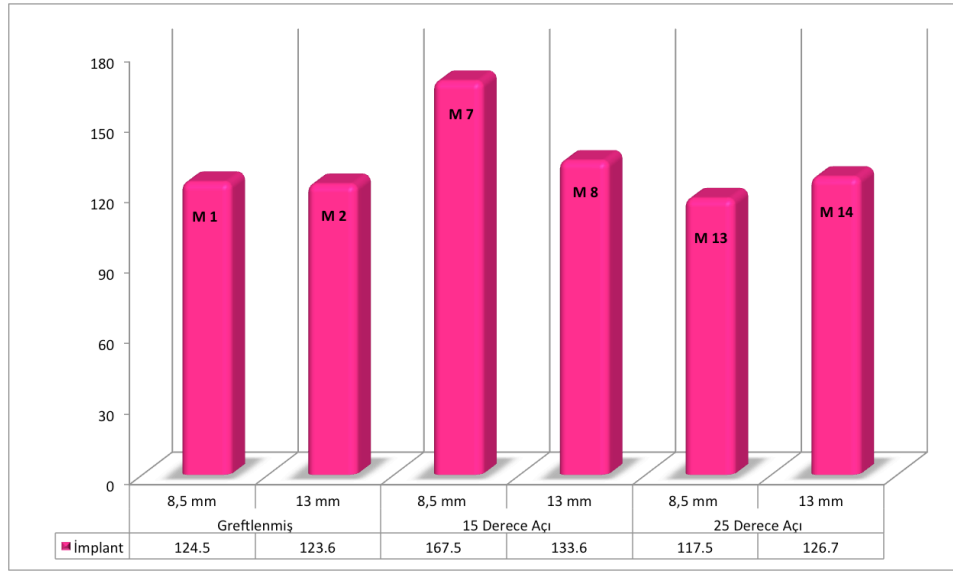
4. BULGULAR

4.1. 4.0 mm İmplant

4.1.1. İmplant Von Mises Değerleri

4.1.1.1. Vertikal Yükleme Koşulu

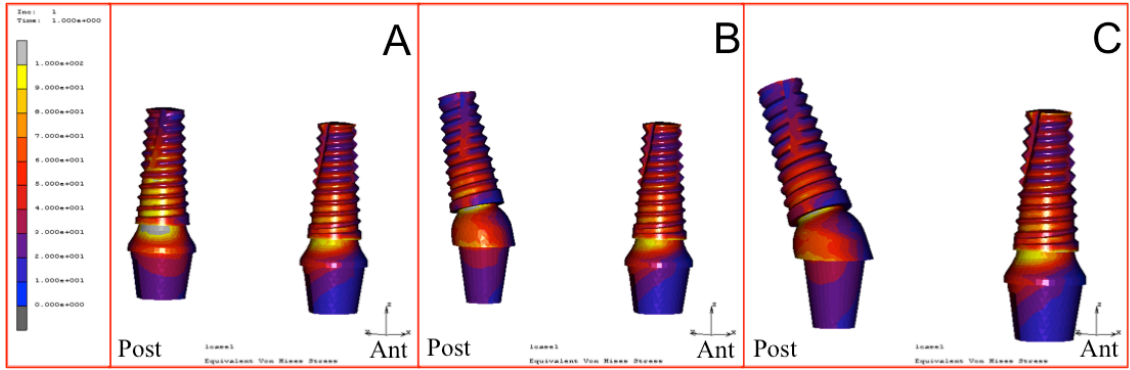
4 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre, en yüksek stres değeri Model 7’de (167.5 MPa) görülmüştür. Vertikal yükleme altında Model 1 (124.5 MPa) ile Model 13 (117.5 MPa) arasında benzer stres değerleri izlenmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.2) Model 1’de Von Mises streslerinin implantların uzun aksı boyunca, apekse kadar yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Streslerin, Model 1’de her iki implant ile abutmentların disto-bukkal boyun kısımlarında yoğunlaştığı ve posterior implantın boyun kısmında görülen stres odağının, anterior implantın boyun kısmında görülen stres odağından daha yoğun olduğu gözlemlenmiştir. Model 7 ve Model 13’te stres dağılımları, implantların boyun kısmında görülürken; streslerin anterior ve posterior implantta apekse kadar yayılım gösterdiği izlenmiştir. Model 7 ve Model 13’te anterior implantın boyun kısmında görülen stresin, posterior implantın boyun kısmında görülen stresten daha yoğun

olmasına rağmen, maksimum stres odağının posterior implantın boyun kısmında olduğu tespit edilmiştir.

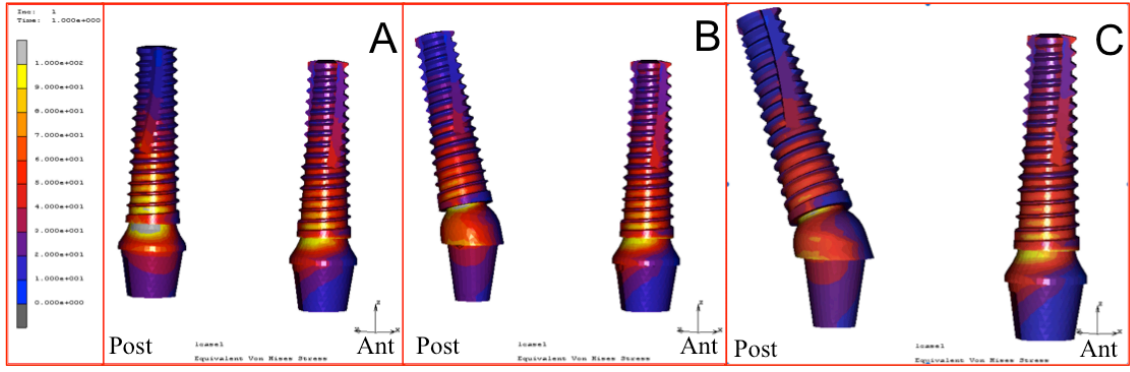


Şekil 4.2: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi. A.

Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı Model 2 (123.6 MPa), Model 8 (133.6 MPa) ve Model 14’te (126.7 MPa) uygulanan yüke karşı implantta oluşan stres değerleri arasında benzerlik izlenmiştir (Şekil 4.1).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.3) Model 2, 8 ve 14’te stres dağılımları posterior implantta koronal 2/3’lük kısımda; anterior implantta ise implantın apeksine kadar dağılım gösterdiği tespit edilmiştir. Model 2’de görülen streslerinin her iki implantta da abutmentin distal boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve posterior bölgedeki stres odağının daha yoğun olduğu görülmüştür. Model 8 ve Model 14’te stres odağının anteriordaki implantın abutment boyun kısmında, posteriordaki implantın ise implant-abutment bağlantı bölgesinde olduğu izlenmiştir. Bu modellerde görülen stres odağının, posteriorda daha yoğun olduğu gözlemlenmiştir.

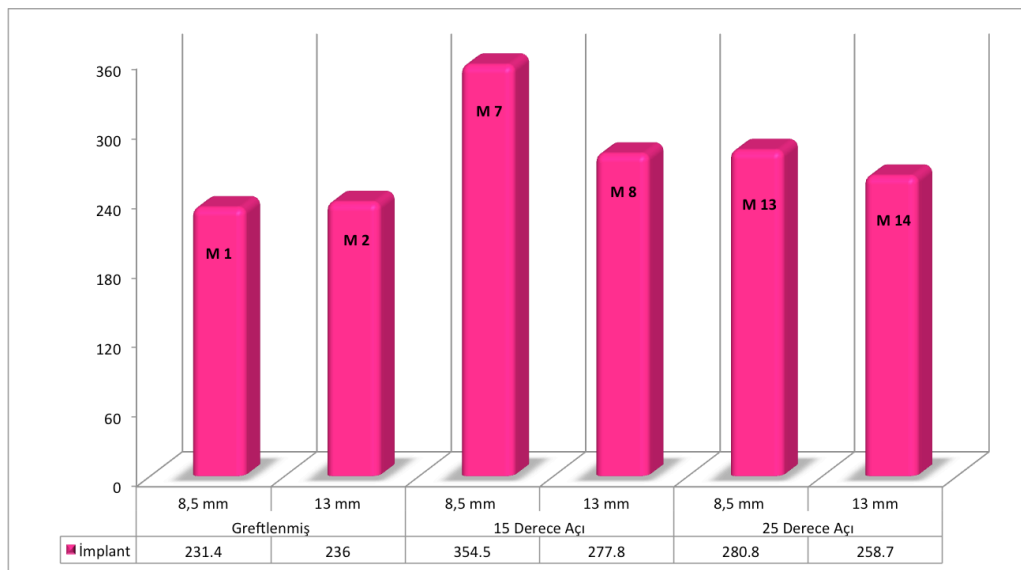


Şekil 4.3: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi. A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlara gelen stres değerlerinin implantın boyu ile alakalı olmadığı gözlenmiştir. İmplantın açılı yerleştirildiği konfigürasyonlarda, 25 derecelik açıda implantlara (Model 13 ve Model 14) gelen stres değerlerinin boy ile alakalı olmadığı, 15 derecelik açılanmada ise kısa implantta (Model 7) daha yüksek stres değerleri olduğu gözlemlenmiştir.

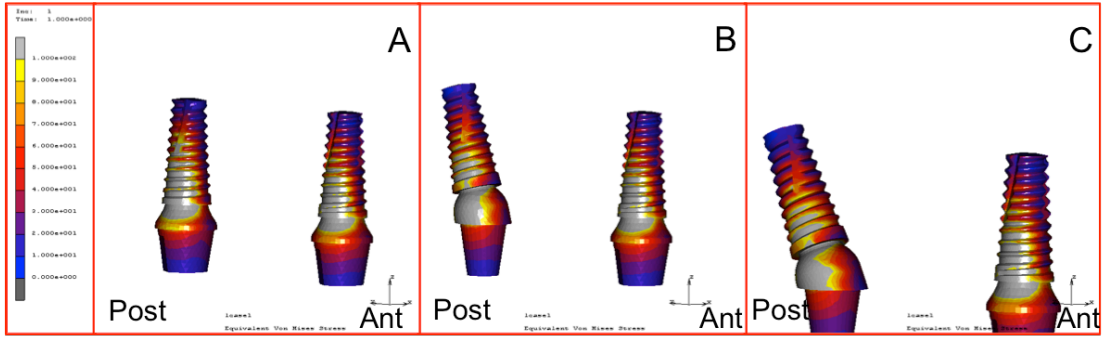
4.1.1.2. Horizontal Yükleme Koşulu

4 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 7'de (354.5 MPa), en düşük stres değeri Model 1'de (231.4 MPa) görülmüştür (Şekil 4.4).



Şekil 4.4: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.5) Model 1’de Von Mises streslerinin her iki implantta da disto-bukkal yüzeyde abutmentın boyun bölgesinden implantın apeksine kadar yayıldığı izlenmiştir. Görülen streslerin yoğunlukla abutmentın kolesi ile implantın koronal 1/2’sinde yoğunlaştığı bulgulanmıştır. Model 7 ve Model 13’te abutmentların ve implantların distobukkal yüzeyinden başlayan streslerin implantların apeksine kadar yayılım gösterdiği; stres yoğunluklarının ise abutmentların ve implantların distobukkal yüzeyinden başlayıp anteriordaki implantta koronal 1/2’de posterior implantta koronal 1/3’te yoğunlaştığı görülmüştür.



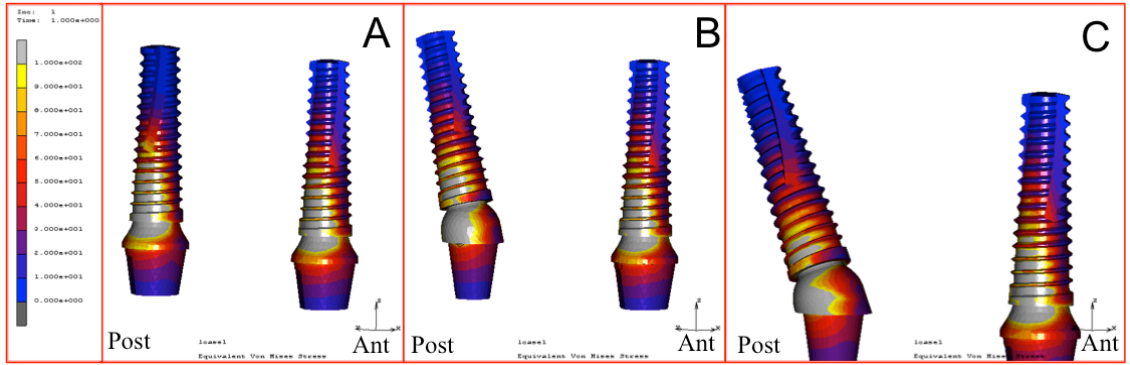
Şekil 4.5: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 8’de (277.8 MPa), en düşük stres değeri ise Model 2’de (236 MPa) görülmüştür (Şekil 4.4).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.6) Model 2’de Von Mises streslerinin her iki implantta da distobukkal yüzeyde abutmentın boyun bölgesinden başlayıp implantın koronal 2/3’üne kadar yayıldığı görülmüştür. Stres odakları ise abutmentların distal boyun bölgesinde ve implantların koronal 1/2’sinde odaklanmıştır. Model 8 ve Model 14’te de, abutmentların ve implantların distobukkal yüzeyinden başlayan stres yoğunluklarının anteriordaki implantta koronal 1/2’ye; posterior implantta koronal 1/3’e kadar dağılım gösterdiği; stres yoğunluklarının ise

abutmentların ve implantların distal bölgesinde, anteriordaki implantta koronal 1/2’de posterior implantta koronal 1/3’te yoğunlaştığı izlenmiştir.



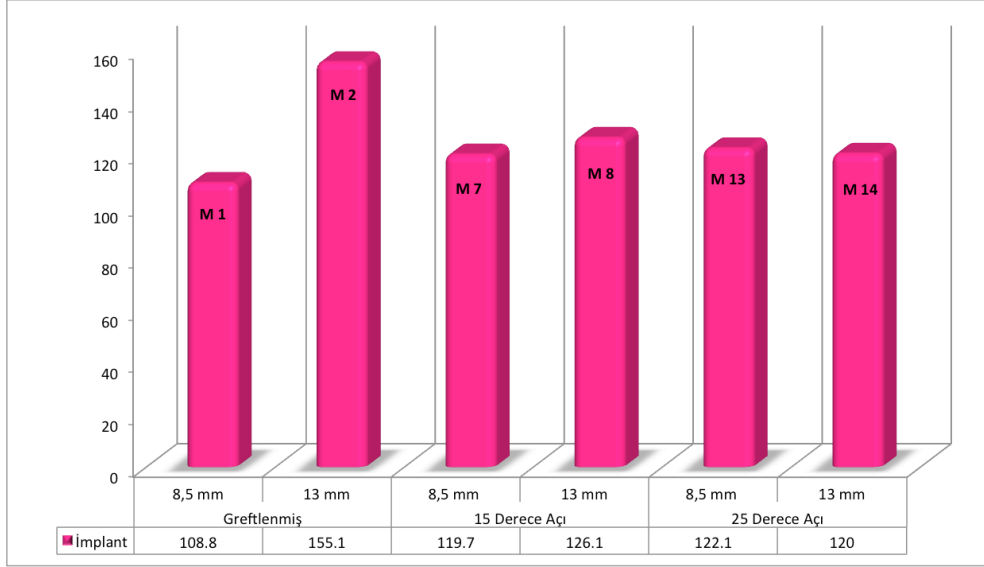
Şekil 4.6: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlara gelen stres değerlerinin implantın boyu ile alakalı olmadığı gözlenmiştir. İmplantın açılı yerleştirildiği konfigürasyonlarda ise kısa implantlarda (Model 7 ve Model 8) daha yüksek stres değerleri görüldüğü gözlemlenmiştir.

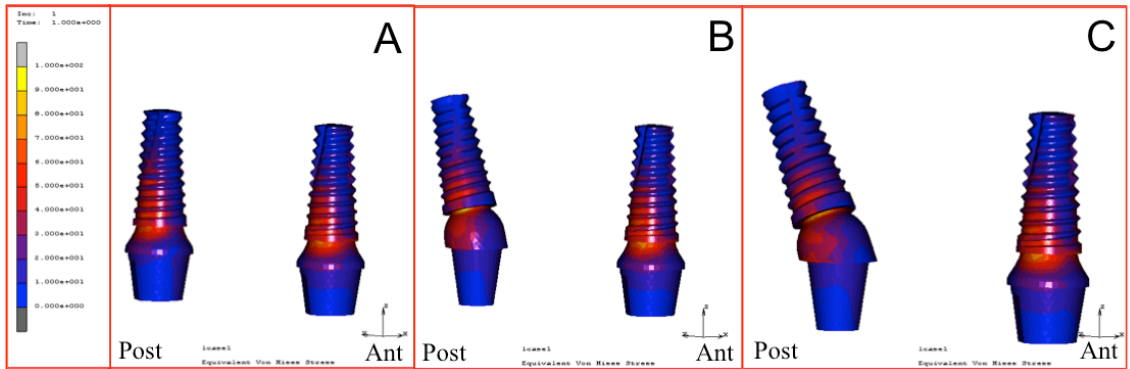
4.1.1.3. Oblik Yükleme Koşulu

4 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en düşük stres değeri Model 1’de (108.8 MPa) görülmüştür. Oblik yükleme altında Model 7 (119.7 MPa) ile Model 13 (122.1 MPa) arasında benzer stres değerleri izlenmiştir (Şekil 4.7).



Şekil 4.7: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.8) modellerde (Model 1, Model 7, Model 13) Von Mises streslerin anterior implantların uzun aksı boyunca distal bölgede apikal 1/3'e kadar; posterior implantların distal bölgesinde apikal 1/2'ye kadar yayılım gösterdiği izlenmiştir. Modellerdeki streslerinin posteriordaki implantta implant-abutment bağlantısında, anteriordaki implantta implantın abutmentinin kolesinin distalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca, stres odaklarının anteriordaki implatta daha yoğun olduğu bulgulanmıştır.



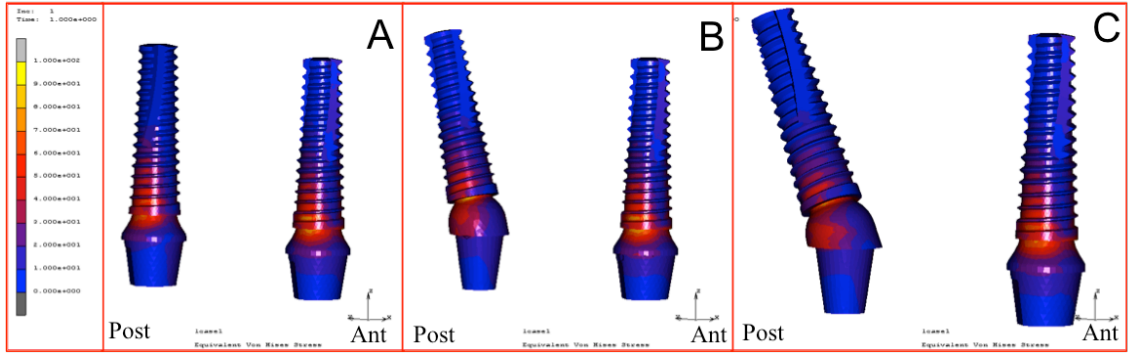
Şekil 4.8: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 2'de (155.1

MPa) görülmüştür. Oblik yükleme altında Model 8 (126.1 MPa) ile Model 14 (120 MPa) arasında benzer stres değerleri izlenmiştir (Şekil 4.7).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.9) Von Mises streslerin de Model 2 implantların uzun aksı boyunca distal bölgede apikal 1/2'ye kadar; Model 8 ve Model 14'de implantların uzun aksı boyunca distal bölgede koronal 1/3'e kadar yayılım gösterdiği tespit edilmiştir. Streslerinin Model 2'de her iki implant-abutment kompleksinin distal boyun kısmında yoğunlaştığı; Model 8 ve 14'te posterior implantta implant abutment bağlantısında, anterior implantta da implant-abutment kompleksinin kole kısmında yoğunlaştığı bulgulanmıştır. Modellerde stres odaklarının anteriordaki implatta daha yoğun olduğu görülmüştür.



Şekil 4.9: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

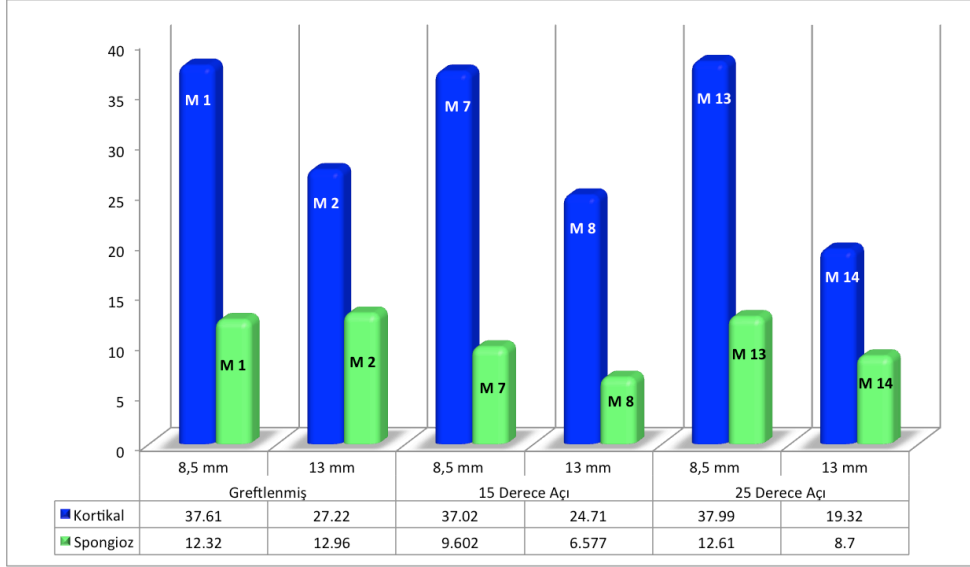
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlara gelen stres değerlerinde uzun implantta daha fazla stres görülmüştür. İmplantın açılı yerleştirildiği konfigürasyonlarda ise görülen stresin implantın boyu ile alakalı olmadığı tespit edilmiştir.

4.1.2. Kemik Principle Maximum Değerleri

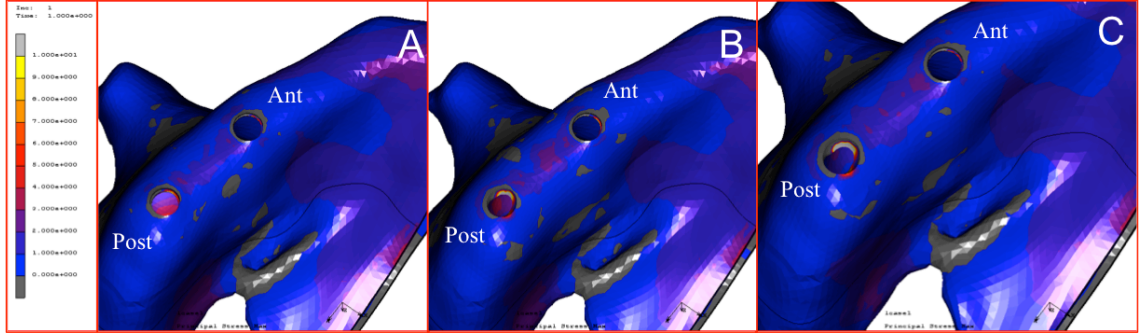
4.1.2.1. Vertikal Yükleme Koşulu

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen maksimum gerilme değeri (P max) Model 1 (37.61 MPa), Model 7 (37.02 MPa) ve Model 13 (37.99 MPa) arasında benzer stres değerleri göstermiştir (Şekil 4.10).



Şekil 4.10: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

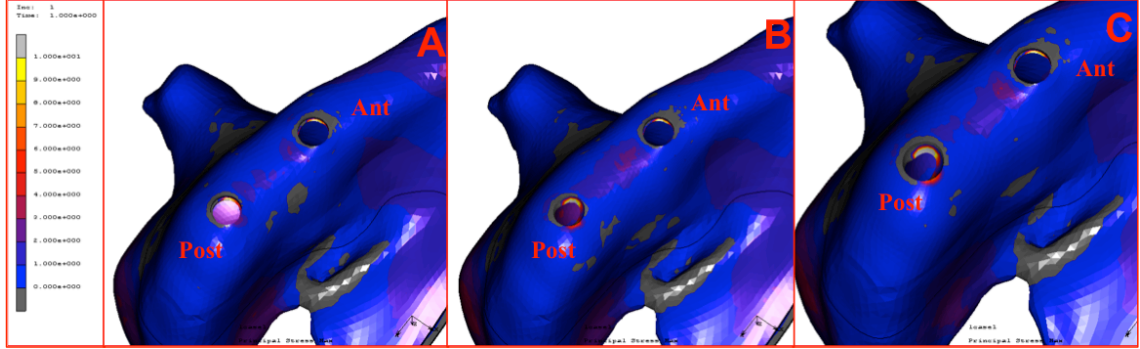
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.11), 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 1, Model 7 ve Model 13'te implantların mezial kole bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Bu tasarımlarda posterior implantın mezial kole bölgesinde stres odaklarının oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4.11: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 14'te (19.32 MPa) görülürken, Model 2 (27.22 MPa) ve Model 14 (24.71 MPa) arasında benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.10).

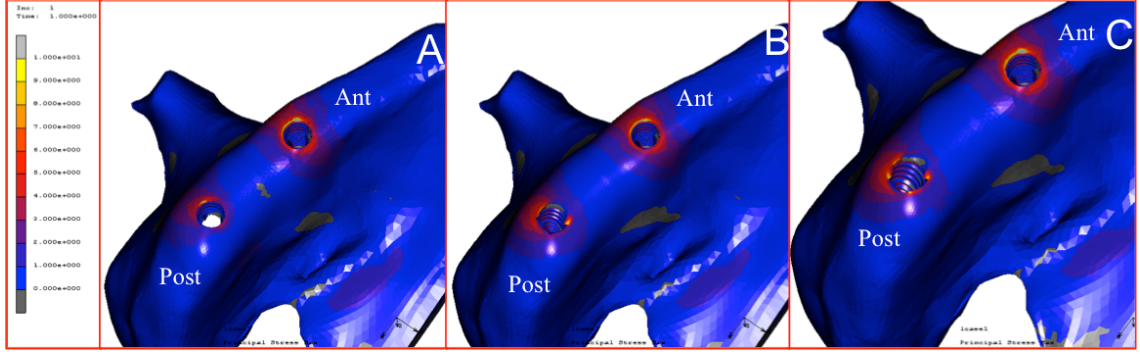
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.12), 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanları Model 2, Model 8 ve Model 14'te implantların mezial kole bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Bu tasarımlarda posterior implantın mezial kole bölgesinde stres odaklarının oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4.12: 4.0 mm çapında, 13mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 7'de (9.602 MPa) görülürken, Model 1 (12.32 MPa) ve Model 13 (12.61 MPa) arasında benzerlikler saptanmıştır (Şekil 4.10).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.13), 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen P max stres yayılımları Model 1, Model 7 ve Model 13'te implantların boyun kısımlarında görülmüştür. Anterior implantta Model 1,7 ve 13'te mezio-bukkalde yoğunlaştığı; posterior implantta Model 1'de bukkalde, Model 7 ve Model 13'te meziopalatinal ve bukkal bölgede yoğunlaştığı izlenmiştir.

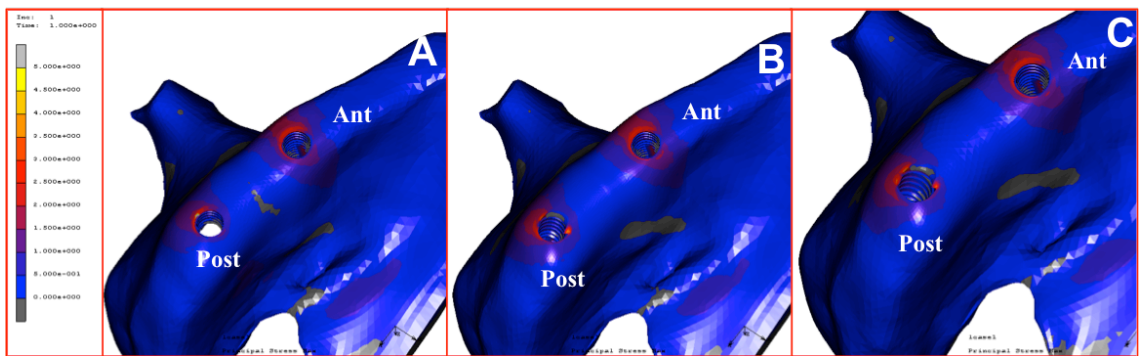


Şekil 4.13: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 8’de (6.577 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 2’de (12.96 MPa) olduğu saptanmıştır (Şekil 4.10).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.14), 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max streslerin yayılımları Model 1, Model 7 ve Model 13’te implantların boyun kısımlarında görülmüştür. Streslerin, anterior implantta Model 1, 7 ve 13’te bukkalde yoğunlaştığı; posterior implantta Model 1’de bukkalde, Model 7 ve Model 13’te mezio-palatinal ve bukkal bölgede yoğunlaştığı tespit edilmiştir.



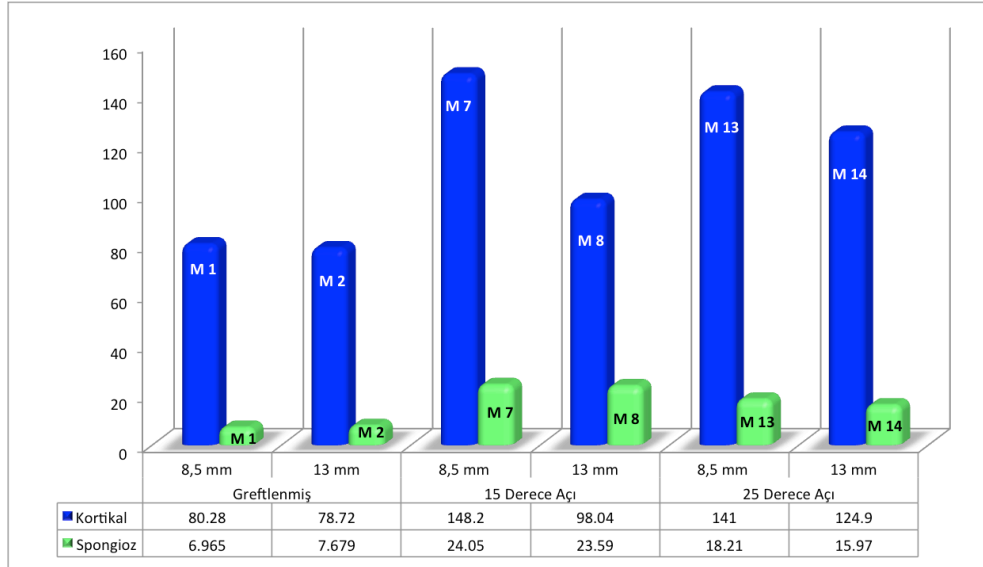
Şekil 4.14: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çap kullanılan implantlarda vertikal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantların boyu uzadıkça azaldığı görülmüştür. Görülen bu azalma özellikle 25 derece açılardır verilerek planlanan tasarımda daha fazla olduğu saptanmıştır. Spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, 15 ve 25 dereceli açı ile konumlanan tasarımlarda azaldığı; greftlenen modellerde ise değişim göstermediği tespit edilmiştir.

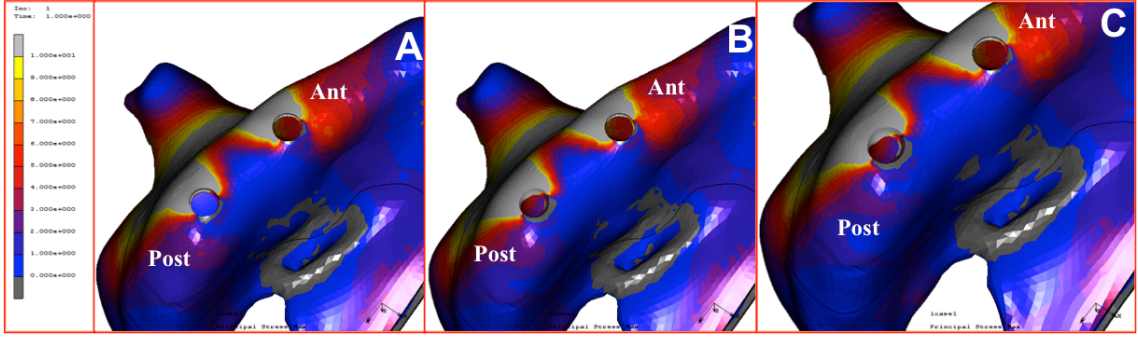
4.1.2.2. Horizontal Yükleme Koşulu

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 1'de (80.28 MPa) görülürken; Model 7 (148.2 MPa) ve Model 13'te (141 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.15).



Şekil 4.15: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.16), horizontal yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanları Model 1, Model 7 ve Model 13'te her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

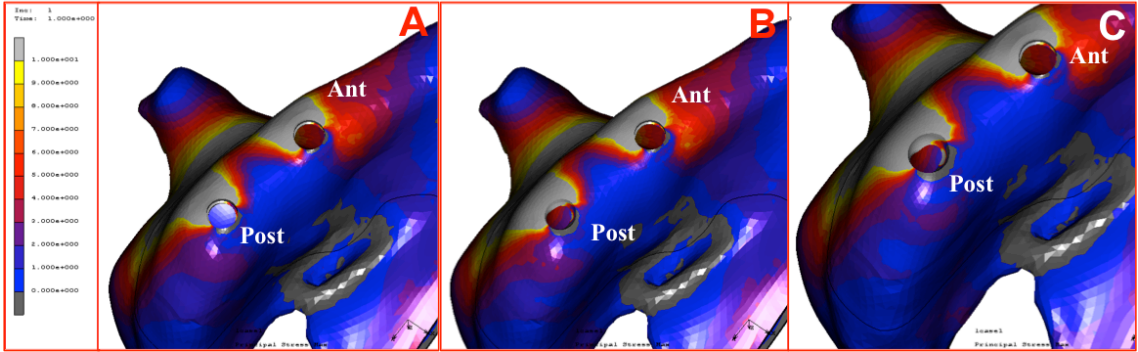


Şekil 4.16: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 2’de (78.72 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 14’te (124.9 MPa) olduğu saptanmıştır (Şekil 4.15).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.17), horizontal yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanları Model 2, Model 8 ve Model 14’te her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

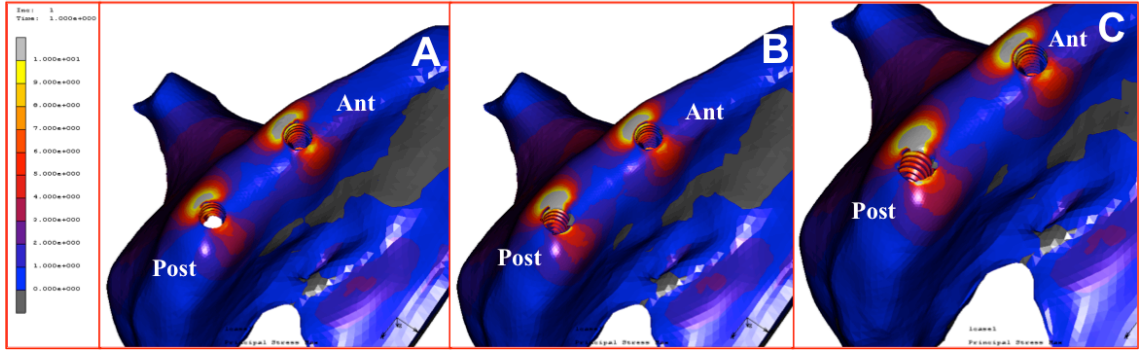


Şekil 4.17: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 1’de (6.965 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 7’de (24.05 MPa) olduğu izlenilmiştir (Şekil 4.15).

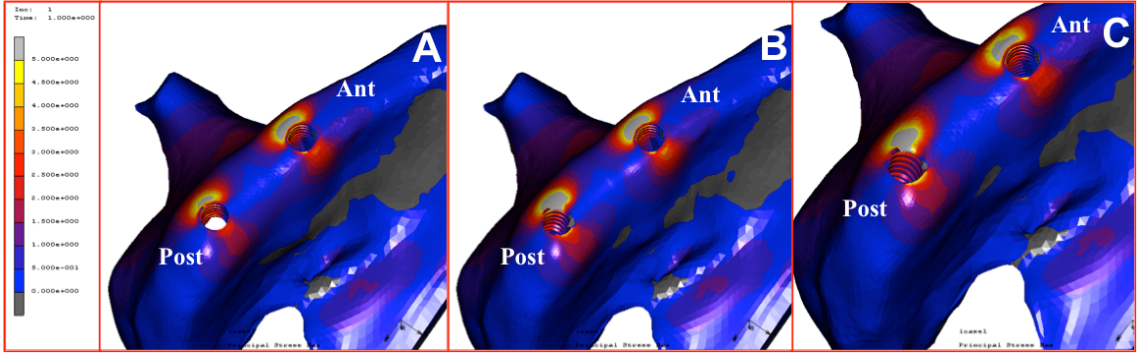
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.18), horizontal yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen P max stres alanları Model 1, Model 7 ve Model 13'te implantların palatinal ve bukkal boyun kısımlarında yayılım gösterdiği; mesial ve distal bölgelerde streslerin yayılmadığı görülmüştür. Stres odaklarının modellerde anterior implantların bukkal boyun kısımlarında; posterior implantların mesio-bukkal boyun bölgesinde olduğu bulgulanmıştır.



Şekil 4.18: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 2'de (7.679 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 8'de (23.59 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.15).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.19), horizontal yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen P max stres alanlarının Model 2, Model 8 ve Model 14'te implantların palatinal ve bukkal boyun kısımlarında yayılım gösterdiği; mesial ve distal bölgelerde streslerin yayılmadığı görülmüştür. Stres odaklarının tasarımlarda anterior implantların bukkal boyun kısımlarında; posterior implantların mesio-bukkal boyun bölgesinde olduğu bulgulanmıştır.

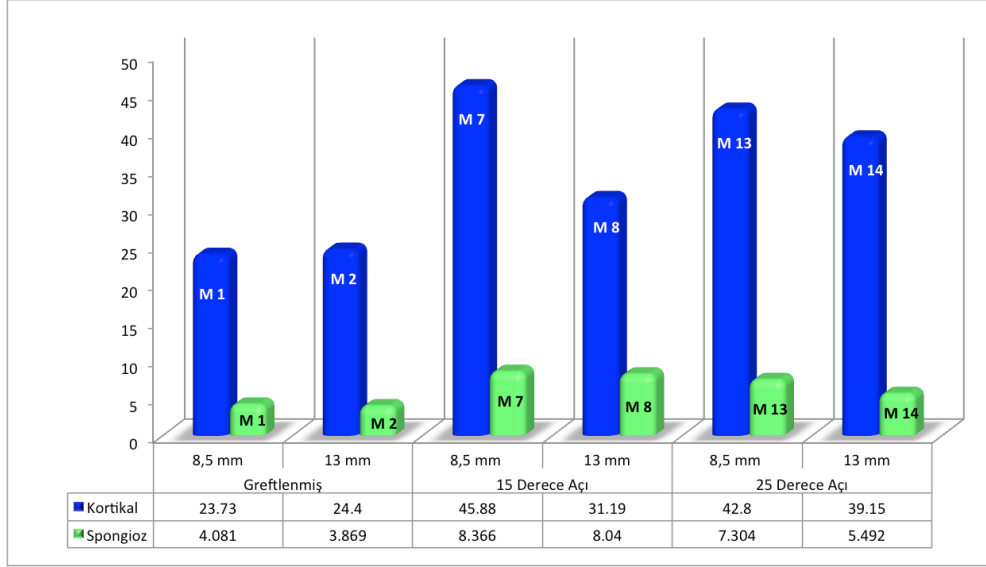


Şekil 4.19: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çap kullanılan implantlarda horizontal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantın boyu uzadıkça azaldığı görülmüştür. Görülen bu azalmanın özellikle 15 derece açılardırma verilerek planlanan tasarımda daha fazla olduğu saptanmıştır. Horizontal yükleme koşulları altında spongöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, modellere gelen stresler üzerinde bir değişim göstermediği tespit edilmiştir.

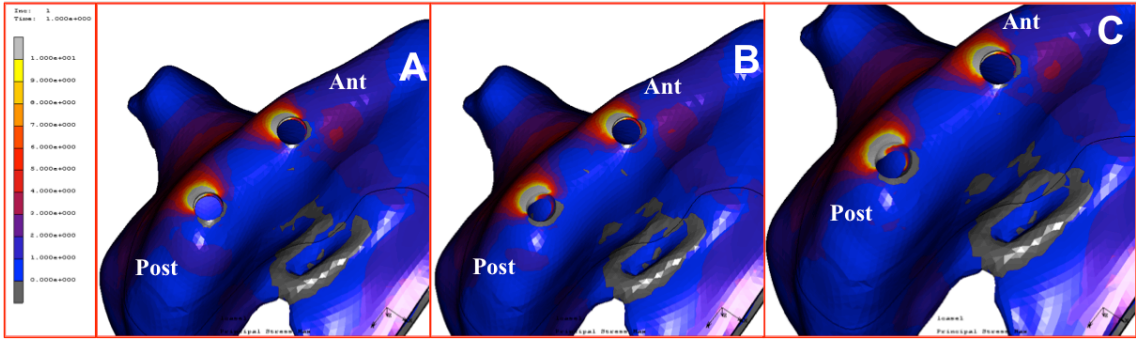
4.1.2.3. Oblik Yükleme Koşulu

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 1'de (23.73 MPa) görülürken; Model 7 (45.88 MPa) ve Model 13'te (42.8 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.20).



Şekil 4.20: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

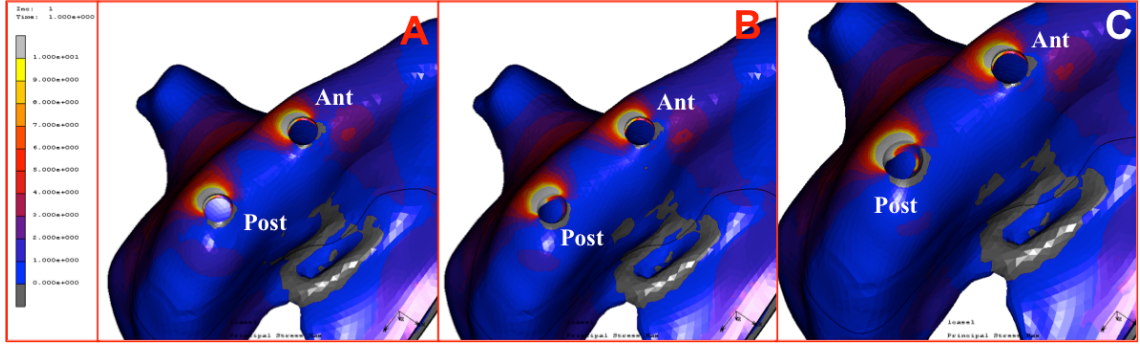
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.21), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 1, Model 7 ve Model 13'te her iki implantın da bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.



Şekil 4.21: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 2'de (24.4 MPa) görülürken; en yüksek Pmax değerinin Model 14'te (39.15 MPa) olduğu izlenilmiştir (Şekil 4.20).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.22), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 2, Model 8 ve Model 14'te her iki implantın da bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

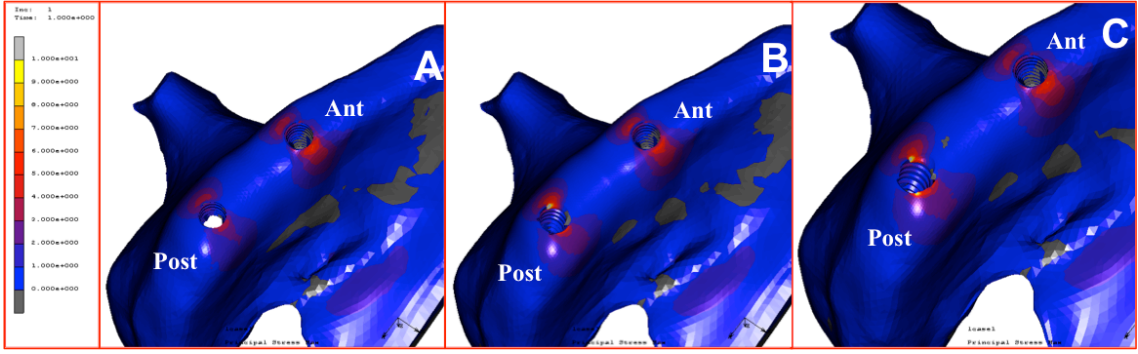


Şekil 4.22: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4. 0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 1'de (4.081 MPa) görülürken; Model 7 (8.366 MPa) ve Model 13'te (7.304 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.20).

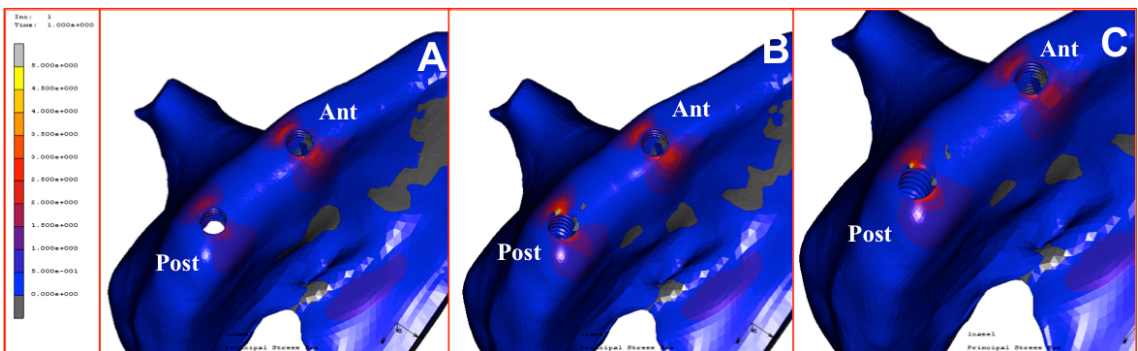
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.23), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde, spongios kemikte görülen P max stres alanlarının Model 1'de implantın bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Streslerin Model 7 ve Model 13'te anterior implantta bukkal ve palatinal boyun bölgesinde, posterior implantta ise mesio-bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Stres odaklarının Model 1'de anterior implantın palatinal boyun bölgesinde; Model 7 ve Model 13'te posterior implantın mesio-bukkal bölge olduğu izlenilmiştir.



Şekil 4.23: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde, uygulanan oblik yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 2’de (3.869 MPa) görülürken; en yüksek Pmax değerinin Model 7’de (8.04 MPa) olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.20).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.24), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongioz kemikte görülen P max stres alanlarının Model 2’de implantın bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 8 ve Model 14’te anterior implantta bukkal ve palatinal boyun bölgesinde, posterior implantta ise mesio-bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Stres odaklarının Model 1’de anterior implantın palatinal boyun bölgesinde; Model 8 ve Model 14’te posterior implantın mesio-bukkal bölgesinde olduğu bulgulanmıştır.



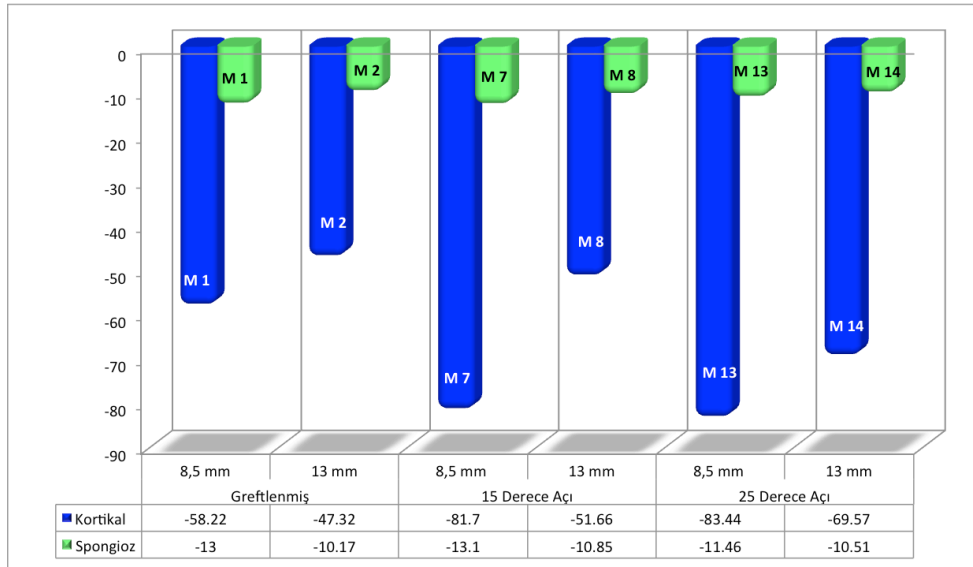
Şekil 4.24: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çap kullanılan implantlarda oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantın boyu uzadıkça azaldığı görülmüştür. Görülen bu azalmanın özellikle 15 derece açılardırma verilerek planlanan tasarımda daha fazla olduğu saptanmıştır. Oblik yükleme koşulları altında spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın 15 derece açılardırma verilerek planlanan tasarımda anlamlı bir azalma gösterdiği, diğer modellere gelen stresler üzerinde bir değişim göstermediği bulgulanmıştır.

4.1.3. Kemik Principle Minimum Değerleri

4.1.3.1. Vertikal Yükleme Koşulu

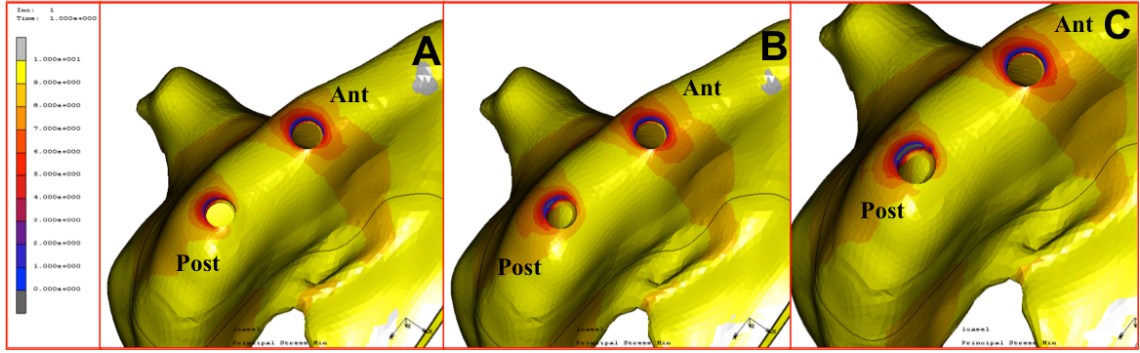
4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanılan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük maksimum sıkışma değeri (Pmin) Model 1’de (-58.22 MPa) görülürken, Model 7 (-81.7 MPa) ve Model 13 (-83.44 MPa) arasında benzer stres değerleri izlenilmiştir (Şekil 4.25).



Şekil 4.25: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.26), 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanları Model 1, Model 7 ve Model 13’te anterior implantların boyun kısmında;

posterior implantların palatinal bölge hariç boyun bölgesinde yayıldığı gözlenmiştir. Model 1, 7 ve 13'te stres odakları bukkal bölgede izlenmektedir.

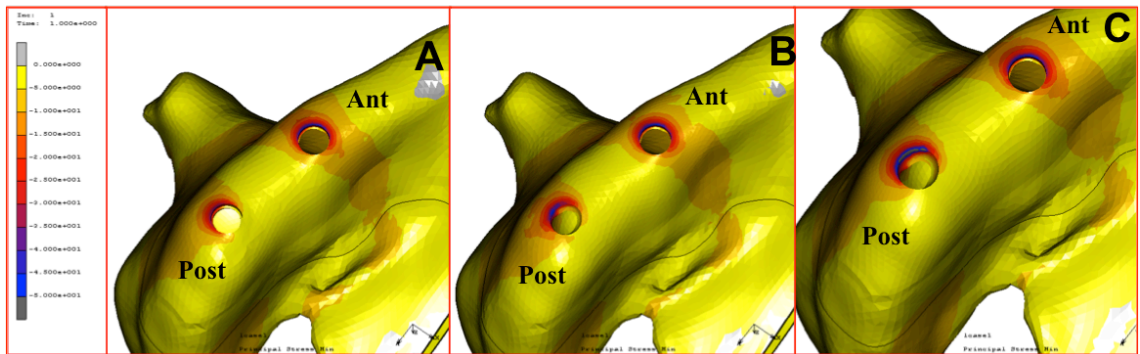


Şekil 4.26: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değerleri Model 14'te (-69.57 MPa) görülürken, en düşük stres değeri Model 2'de (-42.32 MPa) saptanmıştır (Şekil 4.25).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.27), 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 2, Model 8 ve Model 14'te anterior implantların boyun kısmında; posterior implantların palatinal bölgesi hariç boyun bölgesinde yayıldığı izlenmiştir. Model 2, 8 ve 14'te stres odaklarının bukkal bölgede olduğu gözlenmiştir.

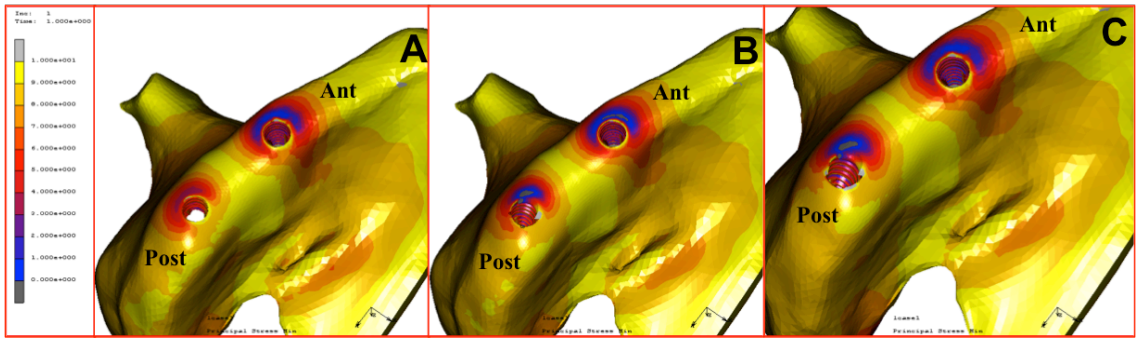


Şekil 4.27: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde, uygulanan yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 13'te (-11.46 MPa) görülürken, Model 1 (-13 MPa) ve Model 7 (-13.1 MPa) arasında benzerlikler saptanmıştır (Şekil 4.25).

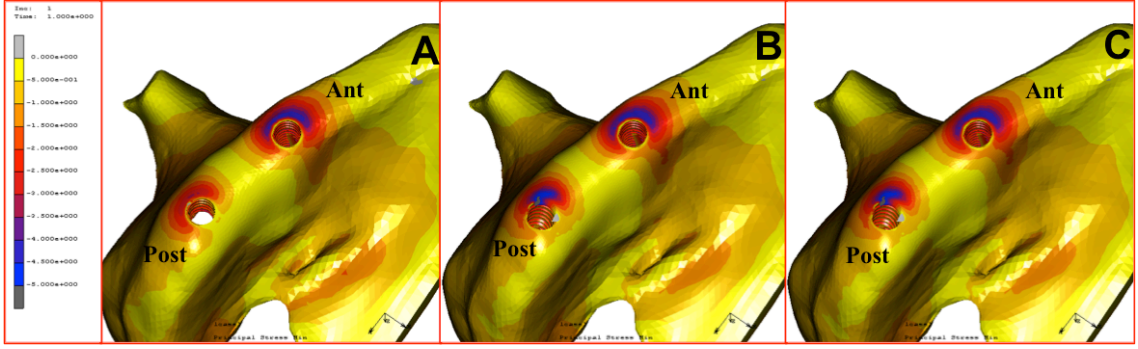
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.28), 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde, spongios kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 1, Model 7 ve Model 13'te her iki implantların da boyun kısmında yayıldığı izlenmiştir. Stres odaklarının ise, model 1, 7 ve 13'te mezio-bukkalde olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.28: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P min değeri Model 14'te (-14.3 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 8'de (-21.74 MPa) olduğu saptanmıştır (Şekil 4.25).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.29), 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin stres alanları Model 2, Model 8 ve Model 14'te anterior implantların boyun kısmında görülmüştür. Model 2'de posterior implantın palatinal bölgesi hariç, streslerin boyun bölgesinde yayılım gösterdiği izlenmiştir. Model 8 ve 14'te posterior implantın boyun kısmında streslerin yayıldığı bulgulanmıştır. Model 2, 8 ve 14'te stres odakları mezio-bukkal bölgede görülmüştür.

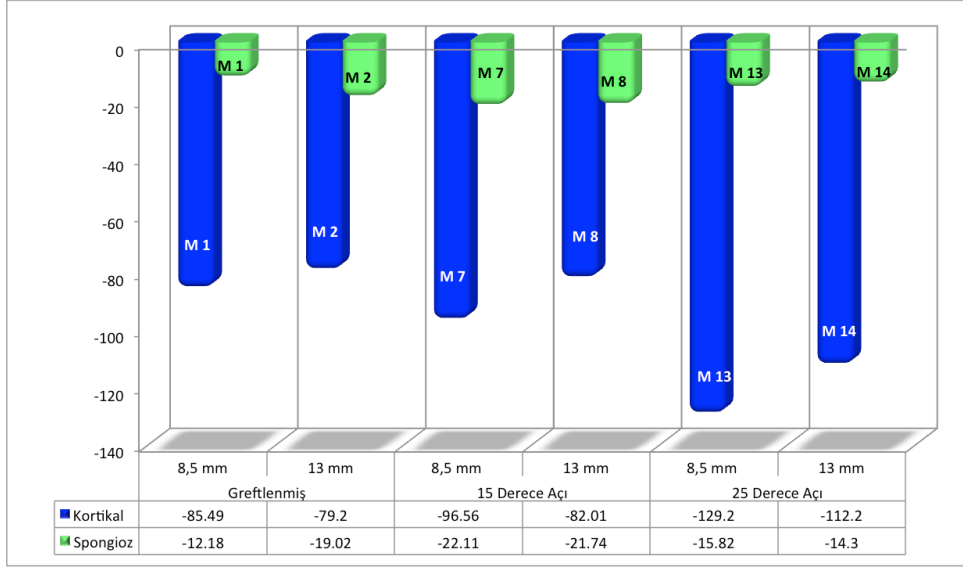


Şekil 4.29: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çap kullanılan implantlarda vertikal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin implantın boyu uzadıkça azaldığı görülmüştür. Spongiöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, 15 dereceli açı ile konumlanan ve greftlenen tasarımlarda azaldığı; 25 dereceli açı ile konumlanan modellerde değişim göstermediği görülmüştür.

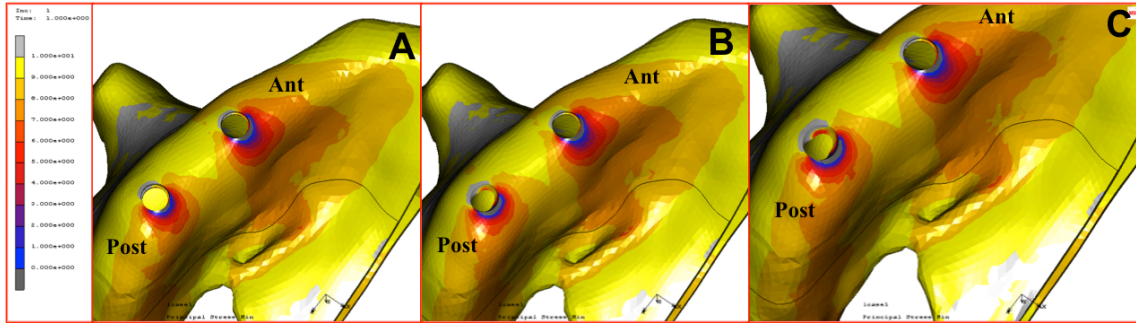
4.1.3.2. Horizontal Yükleme Koşulu

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 1’de (-85.49 MPa) görülürken; en yüksek Pmin değerinin ise Model 13’te (-129.2 MPa) olduğu görülmüştür (Şekil 4.30).



Şekil 4.30: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yüklemeye koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

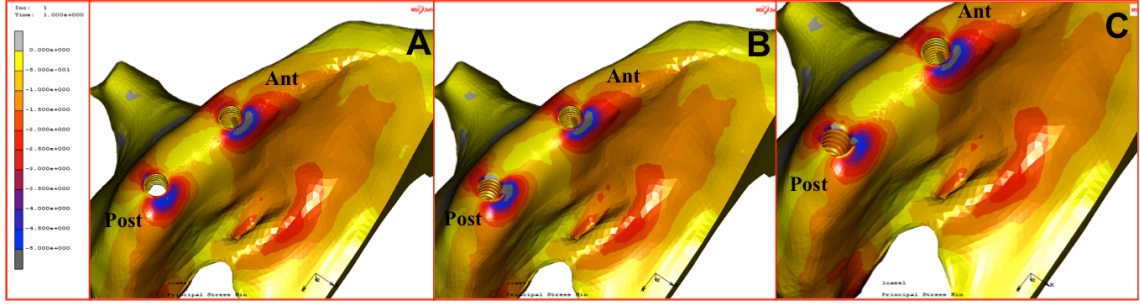
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.31), horizontal yüklemeye koşulları altında 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 1, Model 7 ve Model 13'te her iki implantta bukkal bölge hariç yayılım gösterdiği ve stres odaklarının palatinal boyun kısımlarında olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.31: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yüklemeye koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değerinin Model 14'de (-112.2 MPa) olduğu görülürken, Model 2 (-79.2) ve Model 8'de (-82.01 MPa) ise benzer olduğu saptanmıştır (Şekil 4.30).

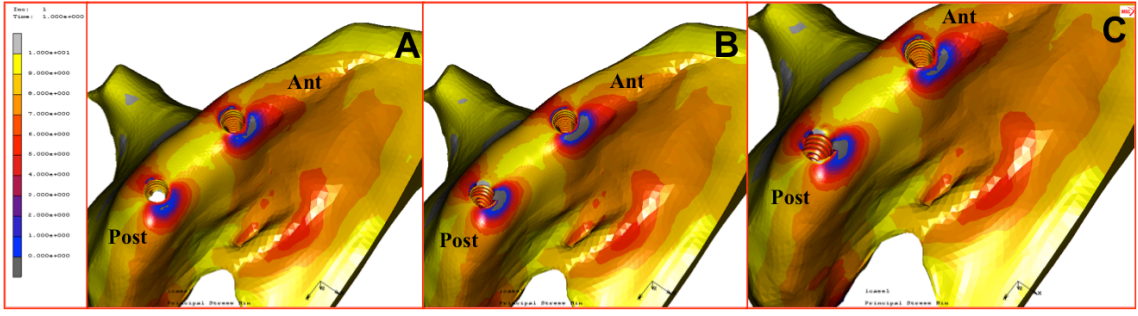
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.32), horizontal yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 2, Model 8 ve Model 14’te her iki implantta bukkal bölge hariç yayılım gösterdiği ve stres odaklarının palatinal boyun kısımlarında olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.32: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 1’de (-12.18 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 7’de (-22.11 MPa) olduğu izlenilmiştir (Şekil 4.30).

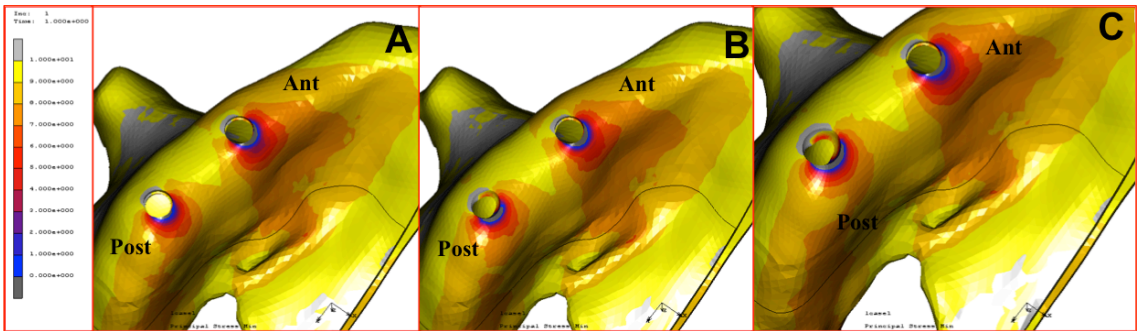
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde, horizontal yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 1, Model 7 ve Model 13’te her iki implantta boyun bölgesinde yayılım gösterdiği ve stres odaklarının yaklaşık palatinal boyun kısımlarında olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.33).



Şekil 4.33: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 14’te (-14.3 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 8’de (-21.74 MPa) olduğu saptanmıştır (Şekil 4.30).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde, horizontal yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 2, Model 8 ve Model 14’te her iki implantta boyun bölgesinde yayılım gösterdiği ve stres odaklarının yaklaşık palatinal boyun kısımlarında olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.34).



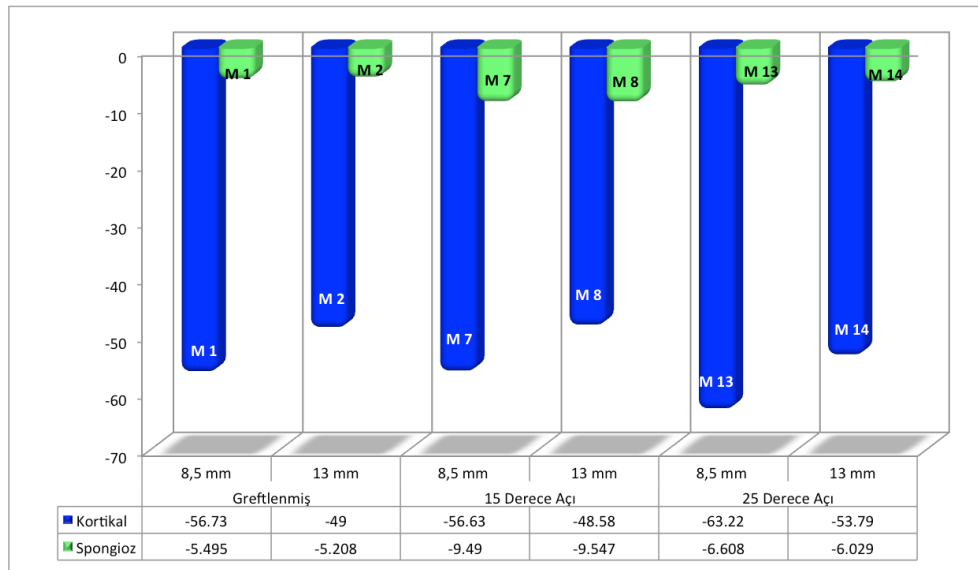
Şekil 4.34: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4.0 mm çap kullanılan implantlarda horizontal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin implantın boyu uzadıkça açılanma olan modellerde azaldığı görülürken, greftlenen modelde bir fark olmadığı izlenilmiştir. Horizontal yükleme koşulları altında spongiöz kemikte meydana gelen stres

değerlerinde, implant boyundaki artışın, açılanma olan modellerdeki streslerde azalma gösterirken, greftlenen modelde ise artış gösterdiği bulgulanmıştır.

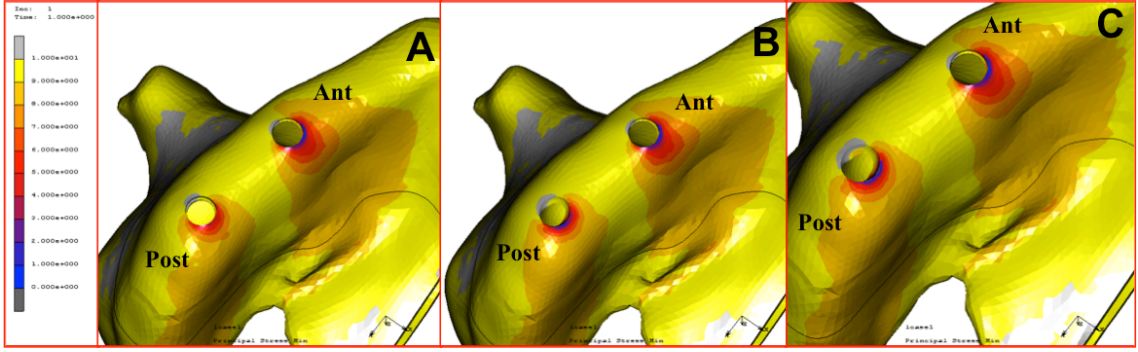
4.1.3.3. Oblik Yükleme Koşulu

4. 0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 13'te (-63.22 MPa) görülürken; Model 1 (-56.73 MPa) ve Model 7'de (-56.63 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.35).



Şekil 4.35: 4.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

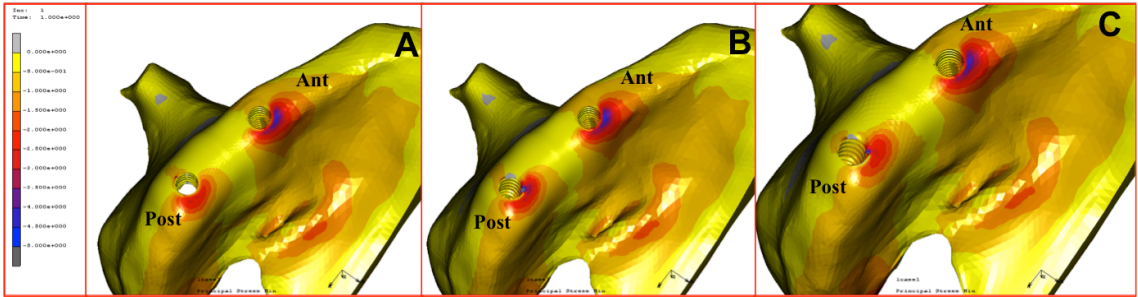
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.36), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 1, Model 7 ve Model 13'te her iki implantında bukkal boyun kısımları hariç implantların boyun kısmında yayılmış olduğu görülmüştür. Oluşan stres odaklarının ise palatinal bölgede olduğu izlenilmiştir.



Şekil 4.36: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4. 0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 14'te (-53.79 MPa) görülürken; Model 2 (-49 MPa) ile Model 8'de (-48.58 MPa) benzer stres değerleri olduğu görülmüştür (Şekil 4.35).

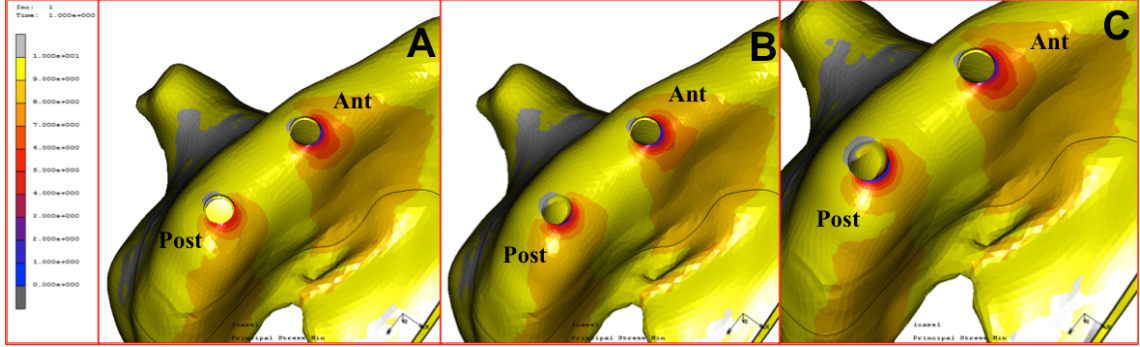
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.37), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 2, Model 8 ve Model 14'te her iki implantın da bukkal boyun kısımları hariç implantların boyun kısmında yayılmış olduğu görülmüştür. Oluşan stres odaklarının ise palatinal bölgede olduğu izlenilmiştir.



Şekil 4.37: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

4. 0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 7'de (-9.49 MPa) görülürken; en düşük stres değeri ise Model 1'de (-5.495 MPa) görülmüştür (Şekil 4.35).

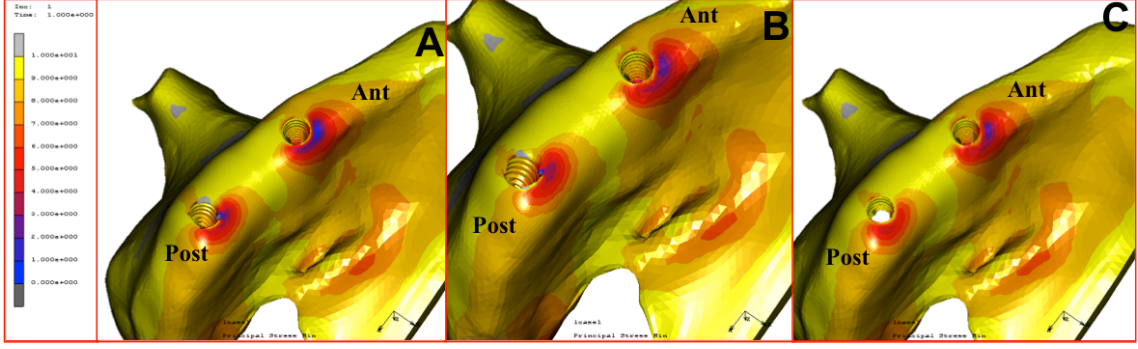
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.38), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongioz kemikte görülen Pmin stres alanları Model 1, 7 ve 13'te anterior implantta distal bölge hariç yayılım gösterirken, posterior implantta palatine yayılım göstermiştir. Stres odaklarının ise mezio-palatinal bölgede olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.38: 4.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 1 B. Model 7 C. Model 13

4. 0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 8'de (-9.547 MPa) görülürken; en düşük Pmin değerinin ise Model 2'de (-5.208 MPa) olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.35).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.39), oblik yükleme koşulları altında 4.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongioz kemikte görülen Pmin stres alanları Model 2, 8 ve 14'te anterior implantta distal bölge hariç yayılım gösterirken, posterior implantta palatinal bölgeye yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Stres odaklarının mezio-palatinal bölgede olduğu izlenmiştir.



Şekil 4.39: 4.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 2 B. Model 8 C. Model 14

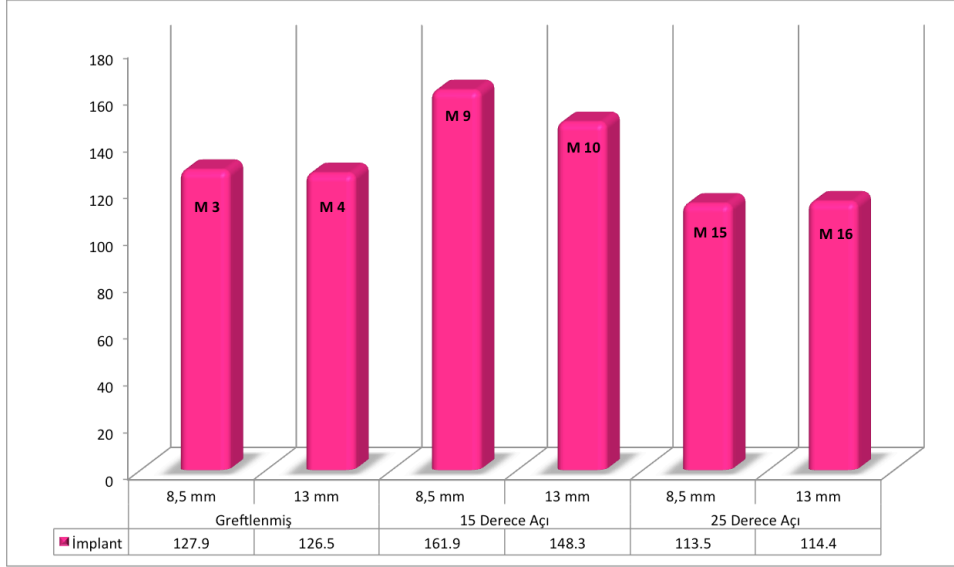
4.0 mm çap kullanılan implantlarda oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinin implantın boyu uzadıkça azaldığı görülmüştür. Oblik yükleme koşulları altında spongiöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın gelen stresler üzerinde bir değişim göstermediği tespit edilmiştir.

4.2. 4.5 mm İmplant

4.2.1. İmplant Von Mises Değerleri

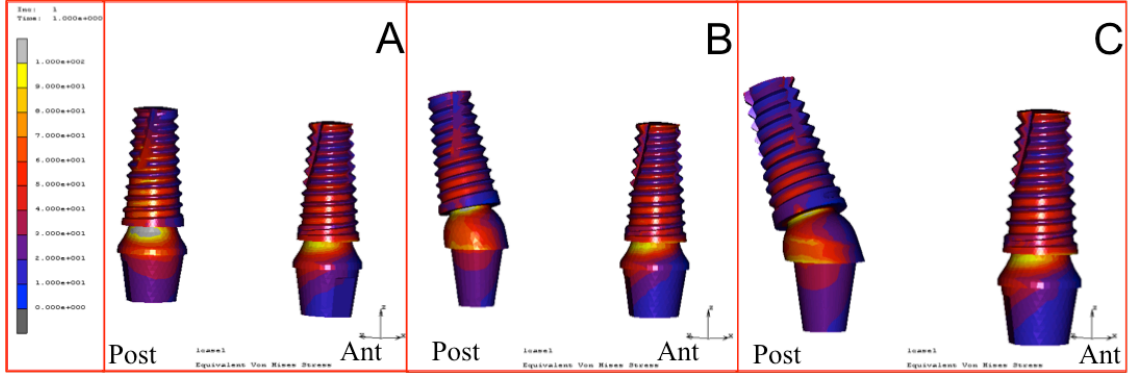
4.2.1.1. Vertikal Yükleme Koşulu

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 9'da (161.9 MPa), en düşük stres değeri Model 15'te (113.5 MPa) görülmüştür (Şekil 4.40).



Şekil 4.40: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

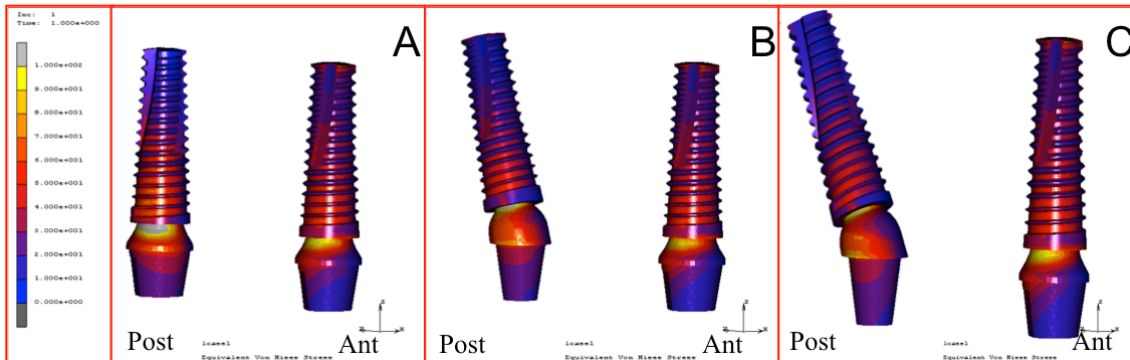
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.41) Model 3’de Von Mises streslerinin her iki abutmentta da distal boyun kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca streslerin implantların uzun aksı boyunca apekse kadar yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 3’de posterior implantın abutment boyun kısmında görülen stres odağının, anterior implantın abutment kısmında görülen stres odağından daha yoğun olduğu gözlemlenmiştir. Model 9 ve Model 15’te de görülen stres yoğunluğu, implantların abutment kısmında görülürken, streslerin anterior ve posterior implantta apekse kadar yayıldığı izlenmiştir. Model 9 ve Model 15’te anterior implantın abutment kısmında görülen stresin, posterior implantın abutment kısmında görülen stresten daha yoğun olmasına rağmen, maksimum stres odağının posterior implantın abutmentın boyun kısmında olduğu bulgulanmıştır.



Şekil 4.41: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi. A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 10'da (148.3 MPa), en düşük stres değeri Model 16'te (114.4 MPa) görülmüştür (Şekil 4.40).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.42) Model 4'de Von Mises streslerinin her iki implantta da abutmentin distal boyun kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca streslerin implantların uzun aksı boyunca orta hatta yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 10 ve Model 16'da stres odağının anteriordaki implantın abutment boyun kısmında, posteriordaki implantın ise implant-abutment bağlantı bölgesinde olduğu izlenilmiştir. Model 4, 10 ve 16'da stres dağılımları posterior implantta koronal 2/3'lük kısımda; anterior implantta ise implantın apeksine kadar dağılım gösterdiği izlenilmiştir ve bu modellerde görülen stres odağının, posteriorda daha yoğun olduğu gözlemlenmiştir.

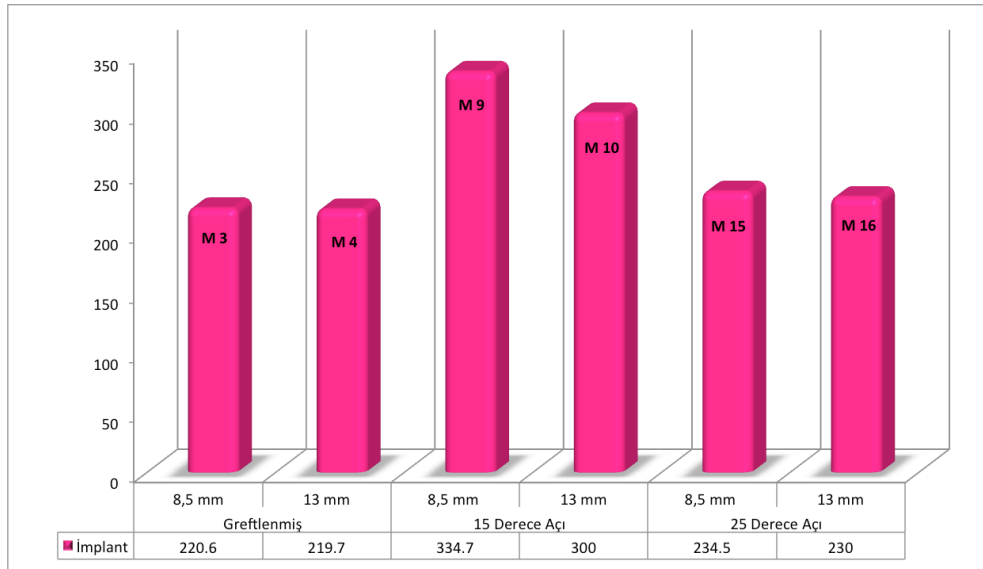


Şekil 4.42: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi. A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlar ve 25 derece açı ile konumlandırılmış tasarımlarda gelen stres değerlerinin implantın boyu ile alakalı olmadığı gözlenmiştir. İmplantın açılı yerleştirildiği 15 derecelik açılanmada ise kısa implantta (Model 9) daha yüksek stres değerleri olduğu gözlemlenmiştir.

4.2.1.2. Horizontal Yükleme Koşulu

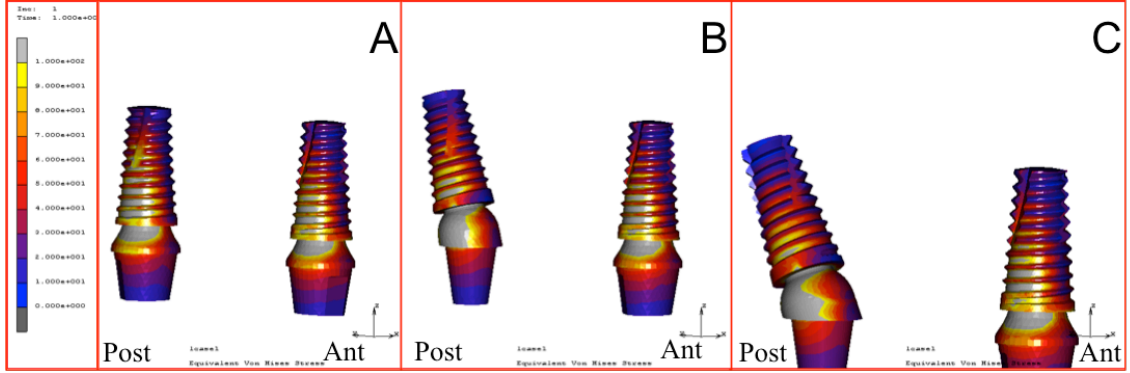
4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 9'da (334.7 MPa) görülürken, Model 3 (220.6 MPa) ve Model 15'te (234.5 MPa) benzer stres değerleri izlenmiştir (Şekil 4.43).



Şekil 4.43: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.44) Model 3'de Von Mises streslerinin her iki implantta da distobukkal yüzeyde abutmentin boyun bölgesinden implantın apeksine kadar yayıldığı tespit edilmiştir. Görülen streslerin abutmentin kolesi ile implantın koronal 1/2'sinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Model 9 ve Model 15'te abutmentlerin distobukkal yüzeyinden başlayan streslerin implantların apeksine kadar yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Stres yoğunluklarının posterior implantta model 9'da abutmentin distal bölgesinden implantın koronal 1/2'sine, Model 15'te ise abutmentin distal kısmından implant-abutment bağlantısına kadar olduğu gözlenmiştir. Model 9 ve 15'te ise stres yoğunluklarının anterior implantta

abutmentların distobukkal yüzeyinden başlayıp koronal 1/2'de yoğunlaştığı izlenilmiştir.

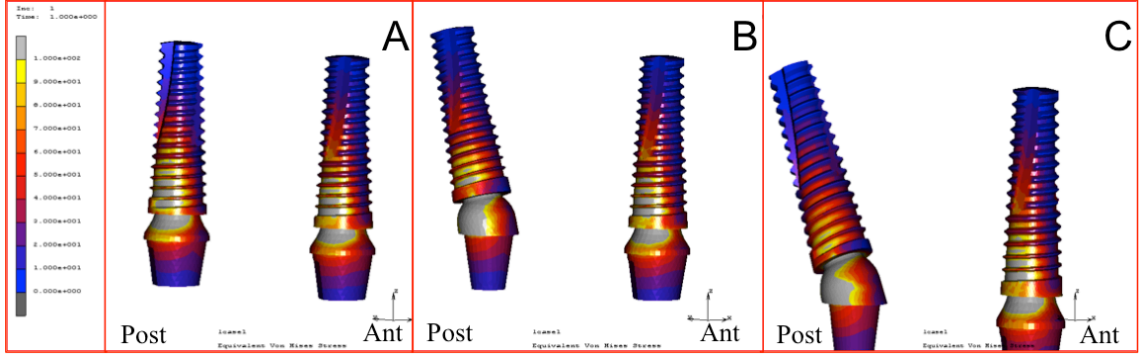


Şekil 4.44: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 10'da (300 MPa) görülürken; Model 4 (219.7 MPa) ve Model 16'da (230 MPa) benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.43)

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.45) Model 4'de Von Misses streslerinin her iki implantta da distobukkal yüzeyde abutmentın boyun bölgesinden implantın apikal 1/3'üne kadar yayıldığı gözlemlenmiştir. Görülen streslerin abutmentın kolesi ile implantın koronal 1/3'ünde yoğunlaştığı izlenmiştir. Model 10 ve Model 16'da abutmentların distobukkal yüzeyinden başlayan streslerin implantların apikal 1/3'üne kadar yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Streslerin Model 10 ve 16'da posterior abutmentının distalinde, anteriorda ise abutmentın distalinden implantın koronal 1/3'ünde yoğunlaştığı görülmüştür. Streslerin, abutmentların distal boyun kısmında odaklandığı bulgulanmıştır.



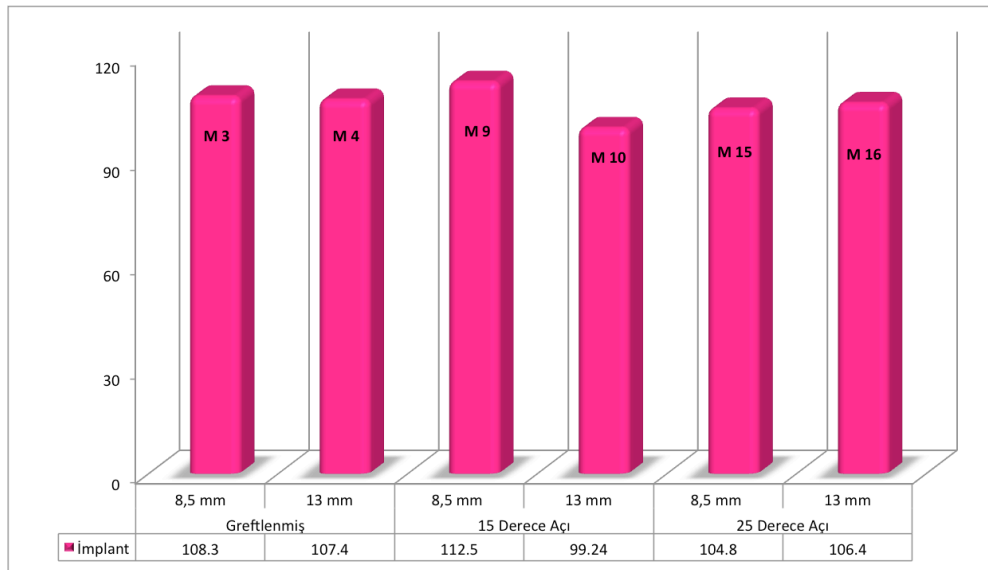
Şekil 4.45: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlar ve 25 derece açı ile konumlandırılmış tasarımlarda gelen stres değerlerinin implantın boyu ile alakalı olmadığı gözlenmiştir. İmplantın açılı yerleştirildiği 15 derecelik açılanmada ise kısa implantta (Model 9) daha yüksek stres değerleri olduğu gözlemlenmiştir.

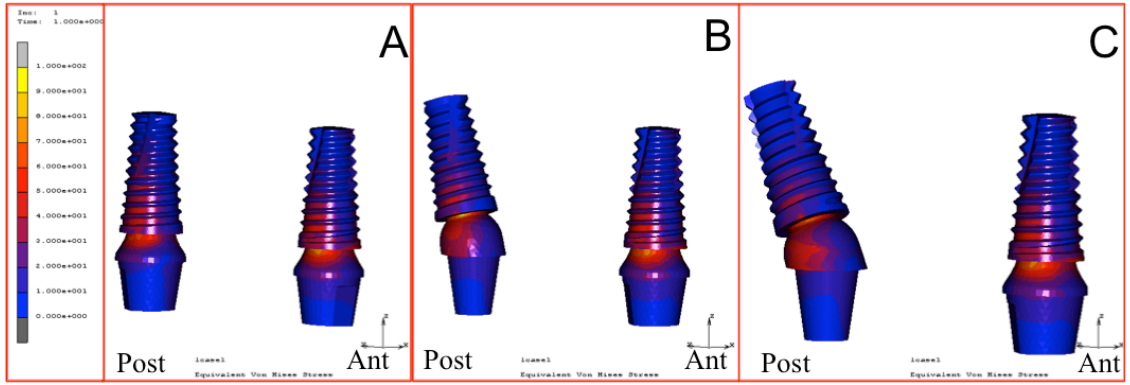
4.2.1.3. Oblik Yükleme Koşulu

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre Model 3 (108.3 MPa), Model 9 (112.5 MPa) ve Model 15'te (104.8 MPa) benzer stres değerleri bulunmuştur (Şekil 4.46).



Şekil 4.46: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.47) modellerde (Model 3, Model 9, Model 15) Von Mises streslerinin anterior implantların uzun aksı boyunca distal bölgede apikal 1/3'e kadar; posterior implantların distal bölgesinde apikal 1/2'ye kadar yayılım gösterdiği izlenmiştir. Streslerin, posteriordaki implantta implant-abutment bağlantısında, anteriordaki implantta implantın abutmentının kolesinin distalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Modellerde stres odaklarının anteriordaki implatta daha yoğun olduğu bulgulanmıştır.

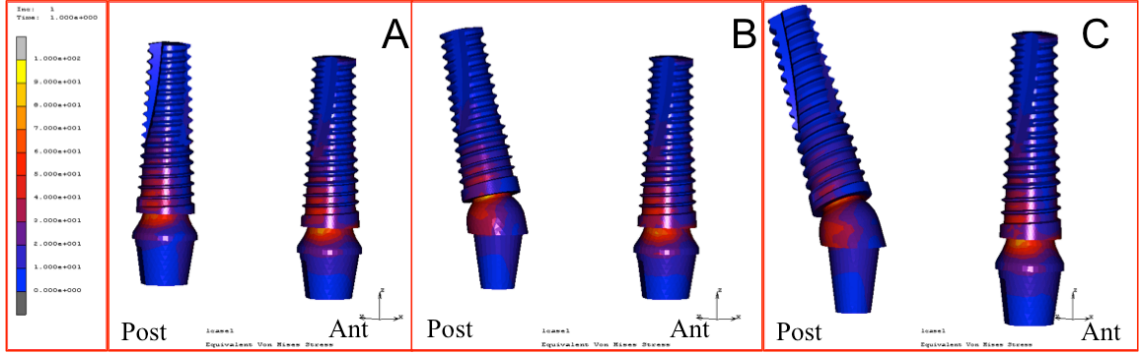


Şekil 4.47: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre Model 4 (107.4 MPa), Model 10 (99.24 MPa) ve Model 16'da (106.4MPa) benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.46).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.48) Von Mises streslerinin Model 4'te implantların uzun aksı boyunca distal bölgede apikal 1/2'ye kadar; Model 10 ve Model 16'da implantların uzun aksı boyunca distal bölgede koronal 1/3'e kadar yayılım gösterdiği izlenmiştir. Streslerin, Model 4'te her iki implant-abutment kompleksinin distal boyun kısmında yoğunlaştığı; Model 10 ve 16'da posterior implantta implant abutment bağlantısında, anterior implantta da implant-abutment kompleksinin kole kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. Modellerde stres odaklarının anteriordaki implatta daha yoğun olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.48: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

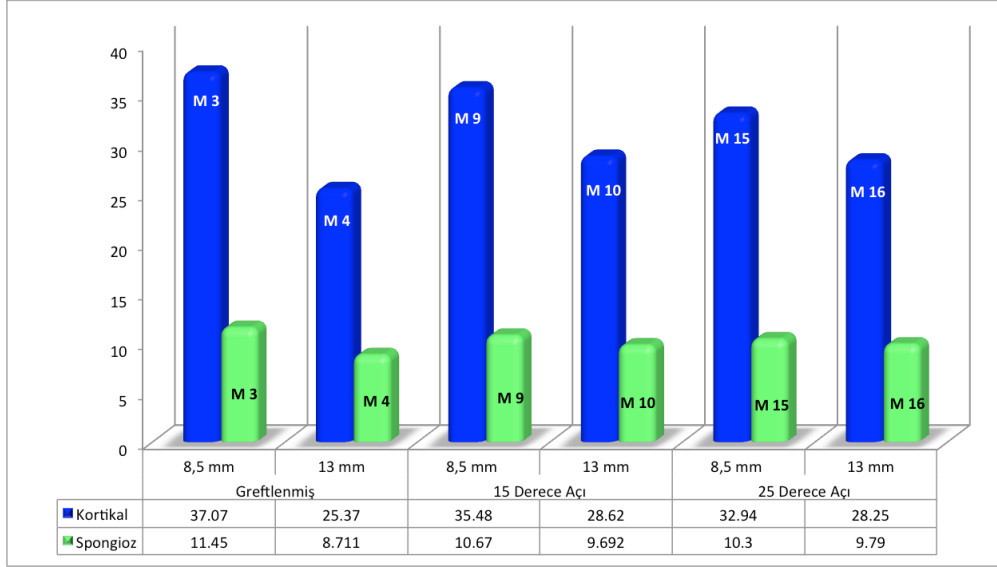
A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlar ve 25 derece açı ile konumlandırılmış tasarımlarda gelen stres değerlerinin implantın boyu ile alakalı olmadığı gözlenmiştir. İmplantın açılı yerleştirildiği 15 derecelik açılanmada ise kısa implantta (Model 9) daha yüksek stres değerleri olduğu gözlemlenmiştir.

4.2.2. Kemik Principle Maximum Değerleri

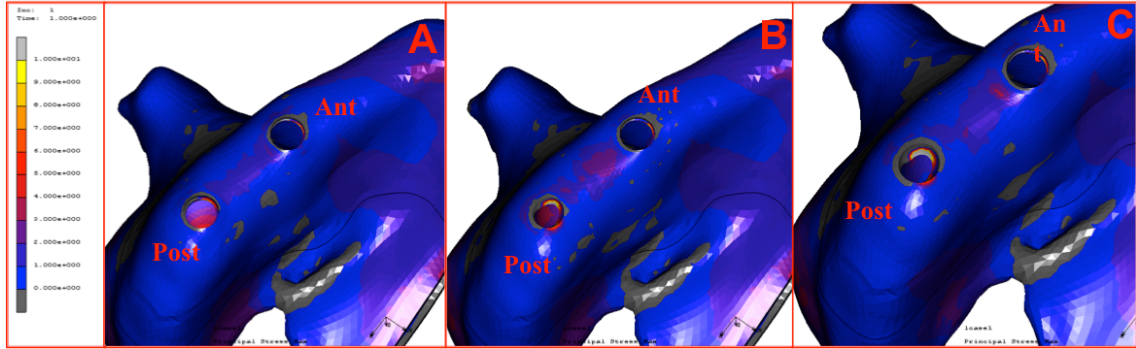
4.2.2.1. Vertikal Yükleme Koşulu

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 3'te (37.07 MPa), en düşük Pmax değerinin ise Model 15 (32.94 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.49).



Şekil 4.49: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

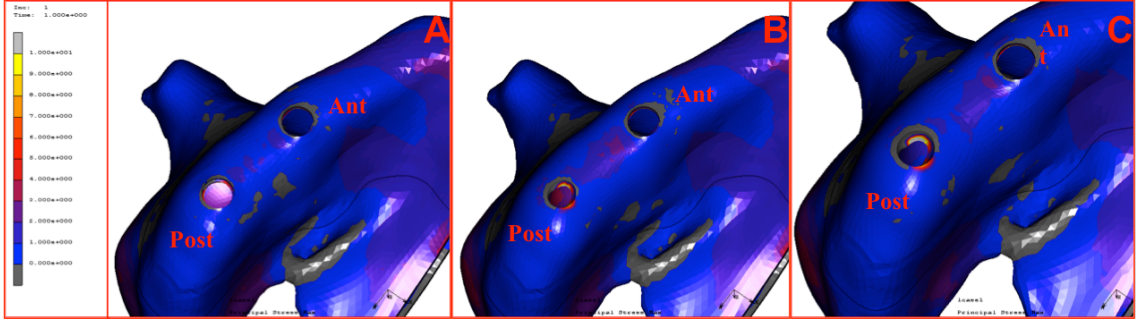
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.50), 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15'te implantların mezial kole bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Bu tasarımlarda posterior implantın mezial kole bölgesinde stres odaklarının oluştuğu görülmektedir.



Şekil 4.50: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen P max değerlerinin Model 4 (25.37 MPa), Model 10 (28.62 MPa) ve Model 16'da (28.25 MPa) benzer olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.49).

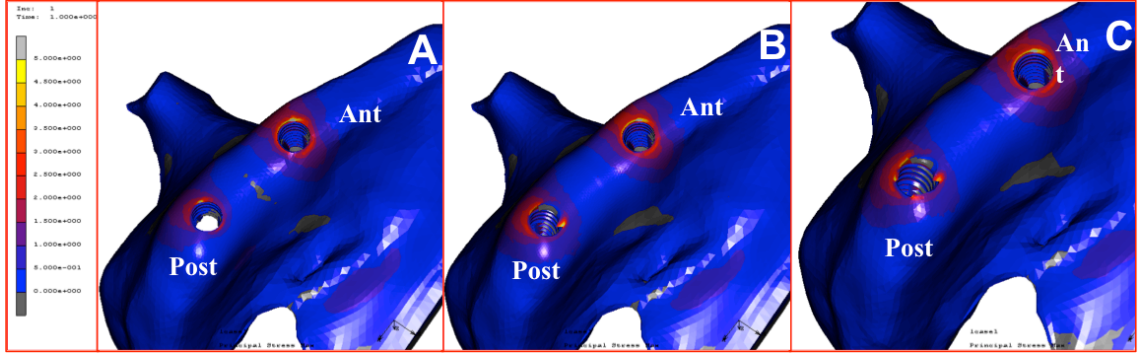
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.51), 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max streslerinin Model 4, Model 10 ve Model 16’da anterior implantların bukkal kole bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Stres odaklarının ise posterior implantların; Model 4’te disto-bukkal boyun bölgesinde, Model 10’da ve Model 16’da mezio-bukkal boyun bölgesinde olduğu görülmektedir.



Şekil 4.51: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çapında, 8,5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen P max değerlerinin Model 3 (11.45 MPa), Model 9 (10.67 MPa) ve Model 15’te (10.3 MPa) benzer olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.49).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.52), 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongioz kemikte görülen P max stres alanları Model 3, Model 9 ve Model 15’te implantların boyun kısımlarında görülmüştür. Streslerin, anterior implantta Model 3, 9 ve 15’te mezio-bukkalde yoğunlaştığı; posterior implantta Model 3’te bukkalde, Model 9 ve Model 15’te mezio-palatinal ve bukkal bölgede yoğunlaştığı izlenmiştir.

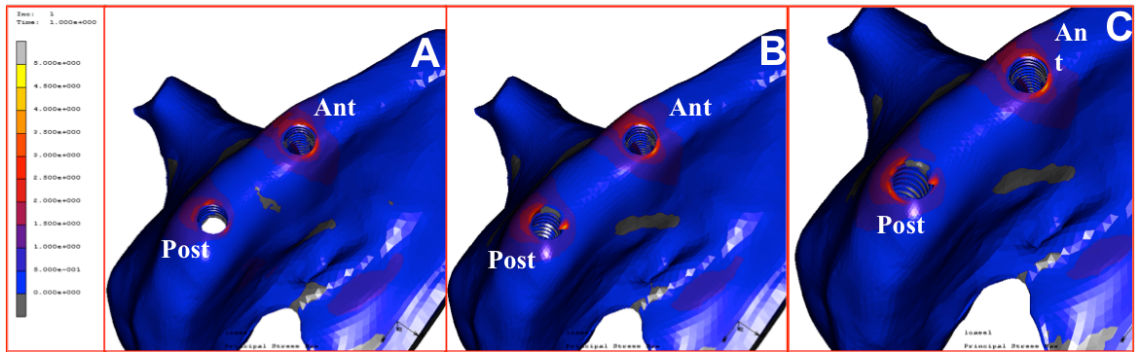


Şekil 4.52: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen P max değerlerinin Model 4 (8.711 MPa), Model 10 (9.692 MPa) ve Model 16'da (9.79 MPa) benzer olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.49).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.53), 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max stres alanları Model 3, Model 9 ve Model 15'te implantların boyun kısımlarında görülmüştür. Stres odaklarının Model 3,9 ve 15'te anterior implantta palatinal bölgede yoğunlaştığı izlenmiştir. Posterior implantta ise stres odakları Model 3'te bukkalde; Model 9'da meziopalatinal ve bukkalde; Model 15'te mezio-palatinal ve disto-bukkal bölgede yoğunlaştığı tespit edilmiştir.



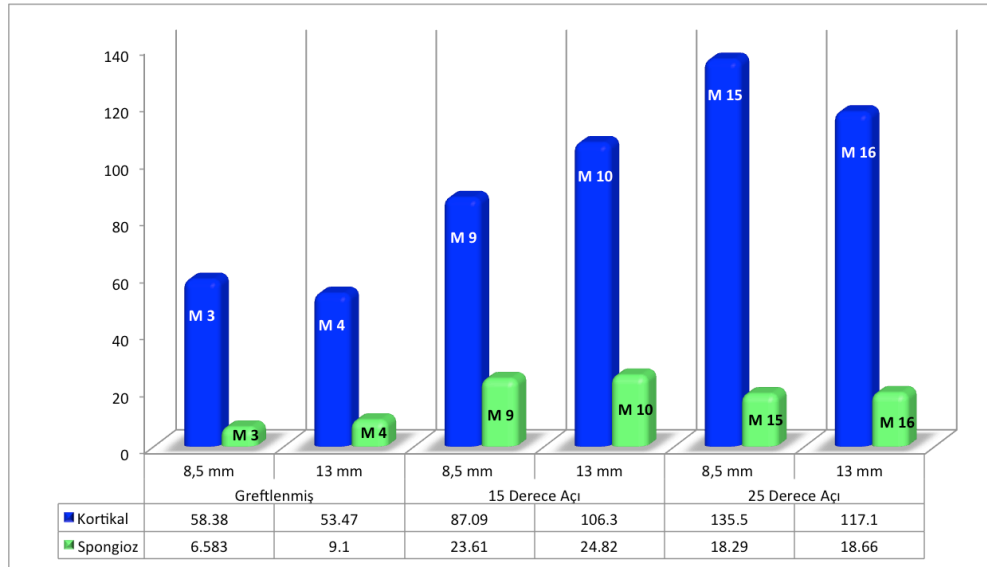
Şekil 4.53: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.0 mm çap kullanılan implantlarda vertikal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantın boyu uzadıkça azaldığı görülmüştür. Görülen bu azalmanın özellikle greftleme işlemi uygulanan modelde daha fazla olduğu saptanmıştır. Spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinde implant boyundaki artışın, modellerde kemiğe gelen stresler üzerinde azalma yarattığı görülmüştür. Özellikle greftleme işlemi uygulanan modeldeki azalma oranının daha fazla olduğu saptanmıştır.

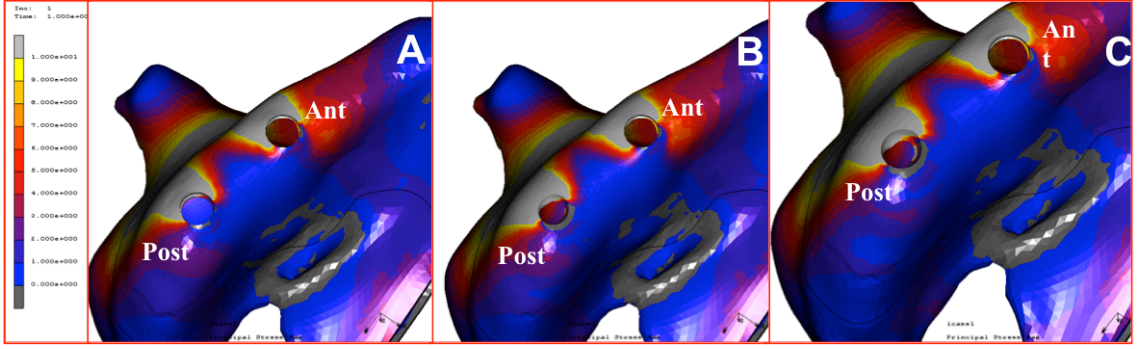
4.2.2.2. Horizontal Yükleme Koşulu

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek P max değeri Model 15’te (135.5 MPa), en düşük Pmax değeri ise Model 3’te (58.38 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.54).



Şekil 4.54: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.55), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15’te her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

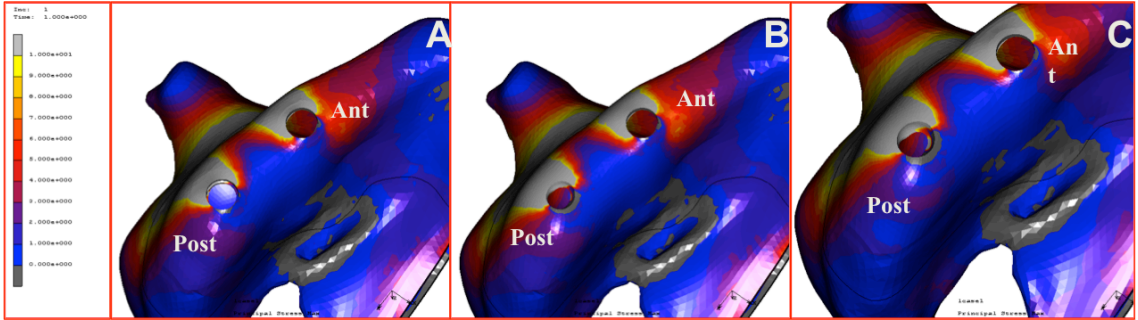


Şekil 4.55: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek P max değeri Model 16'da (117.1MPa), en düşük Pmax değeri ise Model 4'te (53.47 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.54).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.56), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 4, Model 10 ve Model 16'da her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

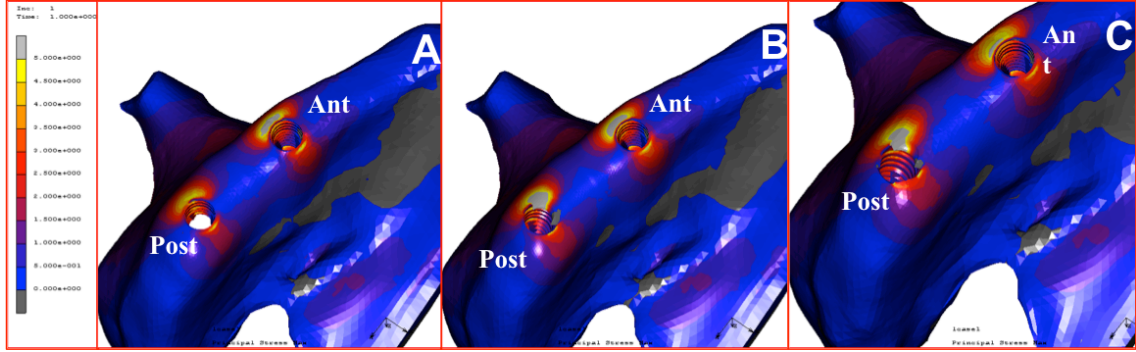


Şekil 4.56: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 9'da (23.61 MPa), en düşük Pmax değerinin ise Model 3'te (6.583 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.54).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.57), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15'te implantların palatinal ve bukkal boyun kısımlarında yayılım gösterdiği; mesial ve distal bölgelerde streslerin yayılmadığı görülmüştür. Stres odaklarının modellerde anterior implantların bukkal boyun kısımlarında; posterior implantların mesio-bukkal boyun bölgelerinde olduğu bulgulanmıştır.

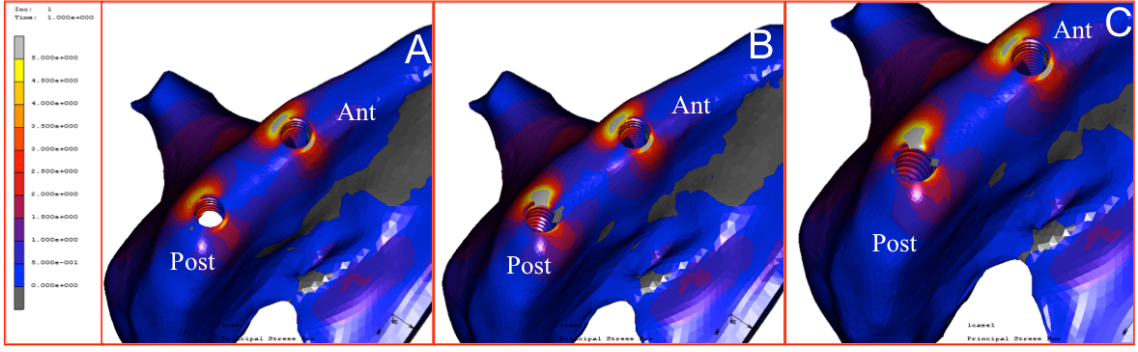


Şekil 4.57: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 10'da (24.82 MPa), en düşük Pmax değerinin ise Model 4'te (9.1 MPa) olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.54).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.58), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max stres alanlarının Model 4, Model 10 ve Model 16'da implantların palatinal ve bukkal boyun kısımlarında yayılım gösterdiği; mesial ve distal bölgelere yayılmadığı görülmüştür. Stres odaklarının modellerde anterior implantların bukkal ve palatinal boyun kısımlarında; posterior implantların mesio-bukkal boyun bölgesinde olduğu bulgulanmıştır.



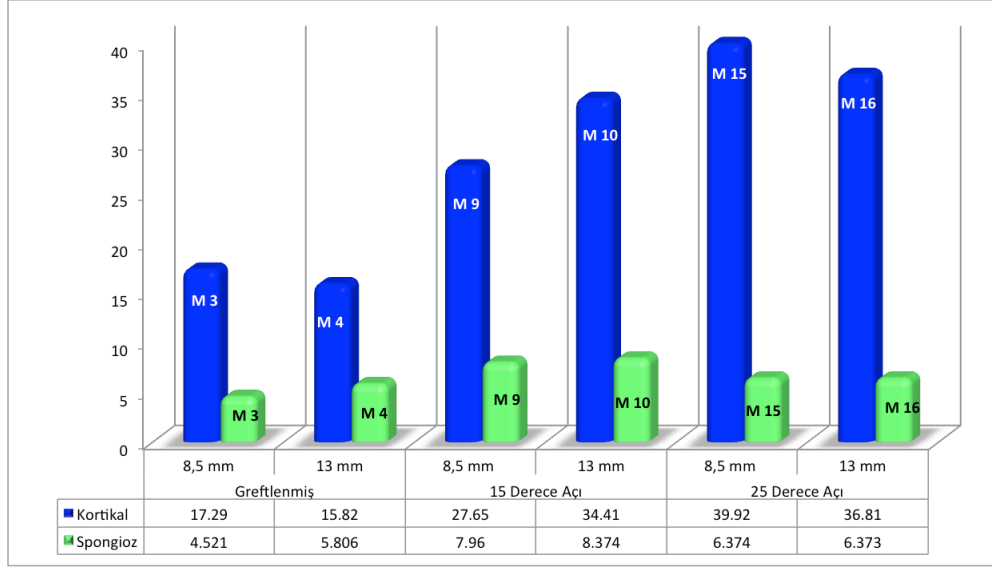
Şekil 4.58: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çap kullanılan implantlarda horizontal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi yapılan ve 25 derece açılma olan tasarımda azaldığı görülmüştür. 15 derece açılma verilerek planlanan tasarımda, streslerde implant boyunun uzaması ile artış saptanmıştır. Horizontal yükleme koşulları altında spongiöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, implantların açılı yerleştirildiği modellere gelen stresler üzerinde bir değişim göstermediği; ancak greftleme işlemi yapılan model üzerinde stresin artmış olduğu görülmüştür.

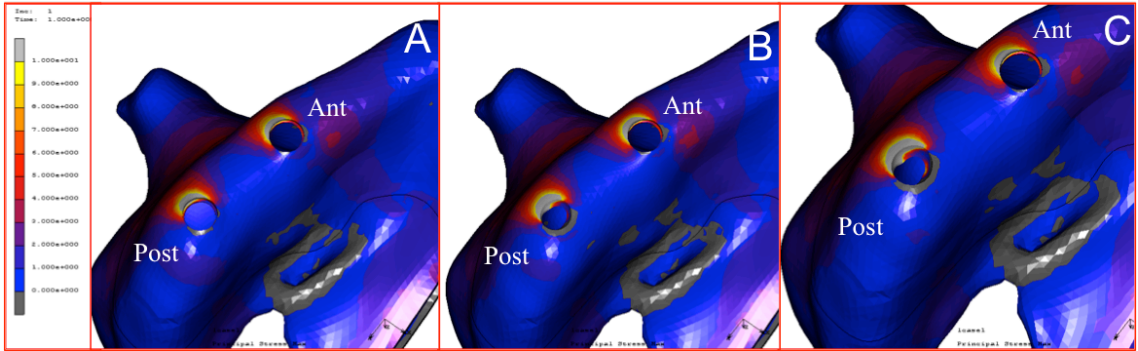
4.2.2.3. Oblik Yükleme Koşulu

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değerleri Model 3'te (17.29 MPa) görülürken; en yüksek pmax değerinin ise Model 15'te (39.92 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.59).



Şekil 4.59: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.60), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15'te her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

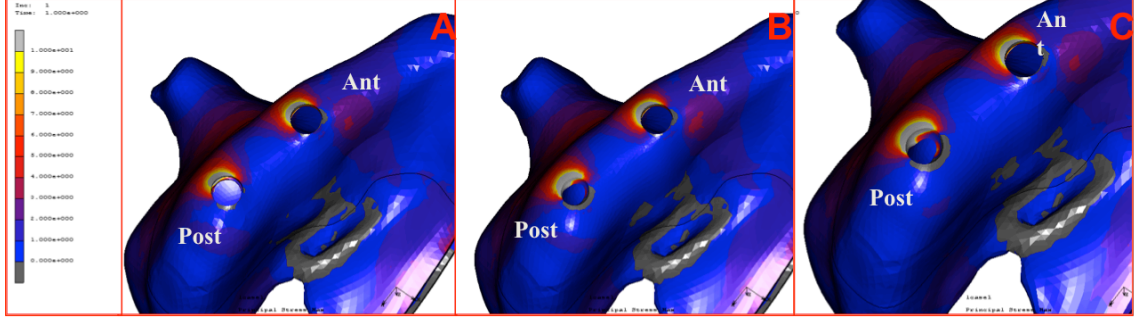


Şekil 4.60: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 4'te (15.82 MPa) görülürken; Model 10 (34.41 MPa) ve Model 16'da (36.81 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.59).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.61), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 4, Model 10 ve Model 16’da her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

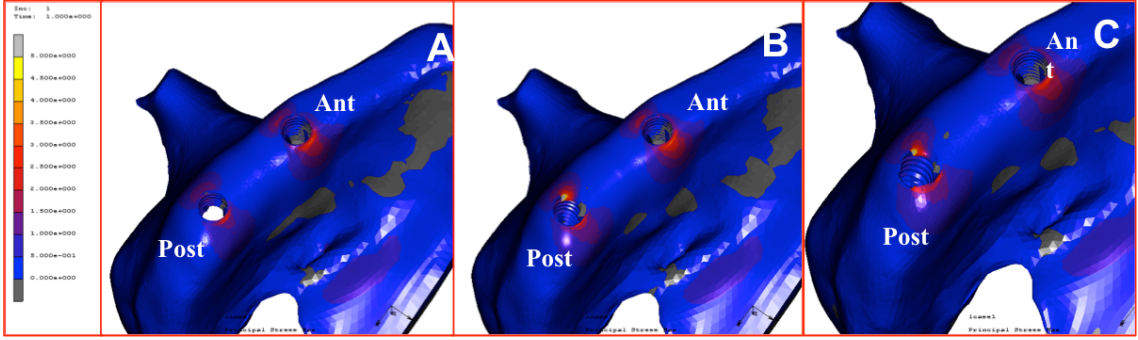


Şekil 4.61: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4. 5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 3’te (4.521 MPa) görülürken; en yüksek Pmax değerinin ise Model 9’da (7.96 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.59).

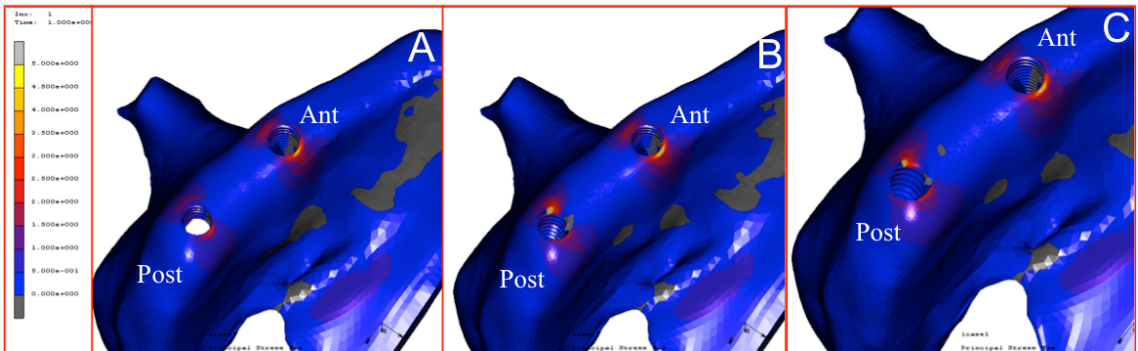
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.62), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen P max streslerinin Model 3’de implantın bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 9 ve Model 15’te anterior implantta bukkal ve palatinal boyun bölgesinde, posterior implantta ise mesio-bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Stres odaklarının Model 3’te anterior implantın palatinal boyun bölgesinde; Model 9 ve Model 15’te posterior implantın mesio-bukkal bölgesin olduğu izlenilmiştir.



Şekil 4.62: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4. 5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen en yüksek P max değeri Model 10'da (8.374 MPa) görülürken; Model 4 (5.806 MPa) ve Model 16'da (6.373 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.59).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.63), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongioz kemikte görülen P max stres alanlarının Model 4'te implantın bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 10 ve Model 16'da anterior implantta bukkal ve palatinal boyun bölgesinde, posterior implantta ise mesio-bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Model 4'te stres odağının anterior implantın palatinal boyun bölgesinde olduğu bulgulanmıştır. Model 10 ve Model 16'da ise anterior implantın palatinal bölgesinde; posterior implantın mesio-bukkal bölgesinde olduğu izlenilmiştir.



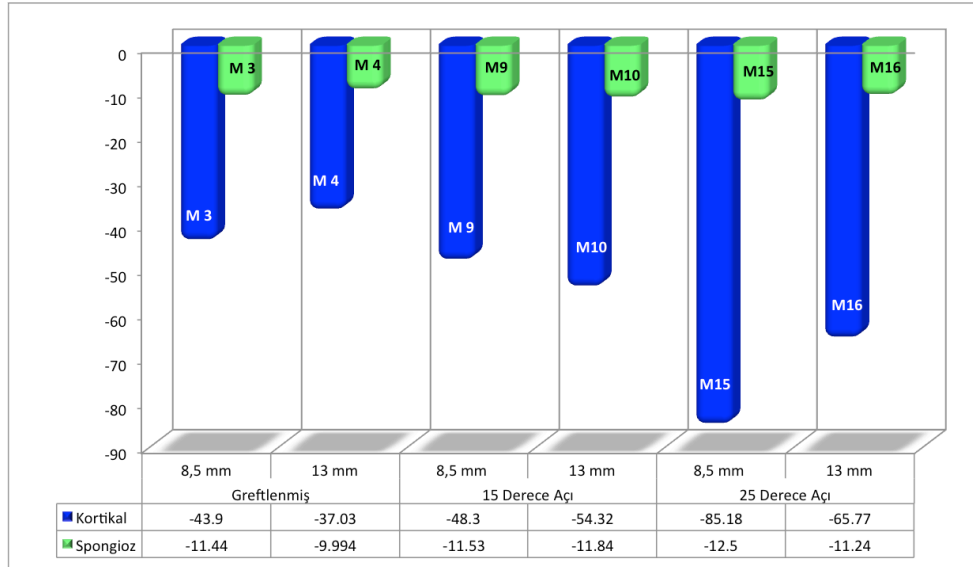
Şekil 4.63: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çap kullanılan implantlarda oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi yapılan ve 25 derece açılanma olan tasarımlarda azaldığı görülmüştür. 15 derece açılanma verilerek planlanan tasarımda, streslerde implant boyunun uzaması ile artış saptanmıştır. Oblik yükleme koşulları altında spongiöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, implantların açılı yerleştirildiği modellere gelen stresler üzerinde bir değişim göstermediği; ancak greftleme işlemi yapılan model üzerinde stresin artmış olduğu görülmüştür.

4.2.3. Kemik Principle Minimum Değerleri

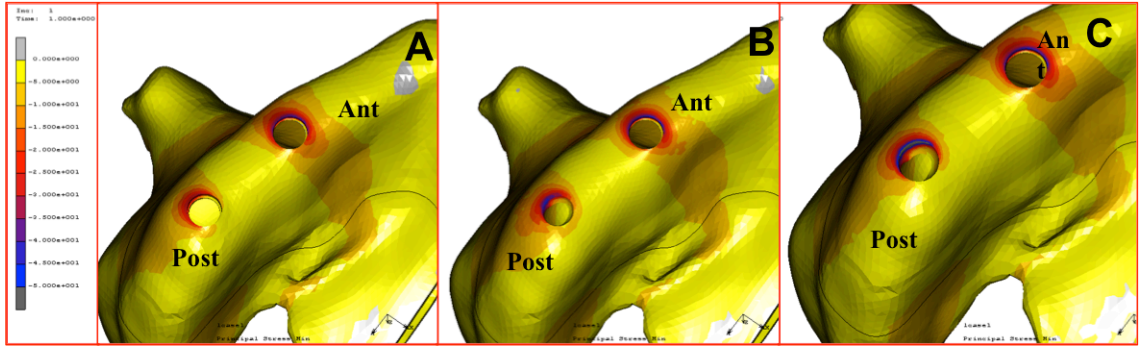
4.2.3.1. Vertikal Yükleme Koşulu

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değerinin Model 15'te (-85.18 MPa), en düşük Pmin değerinin ise Model 3'te (-43.49 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.64).



Şekil 4.64: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.65), 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15'te anterior implantların boyun kısmında; posterior implantların ise palatinal bölge hariç boyun bölgesinde yayıldığı izlenmiştir. Model 3, 9 ve 15'te stres odakları bukkal bölgede gözlenmektedir.

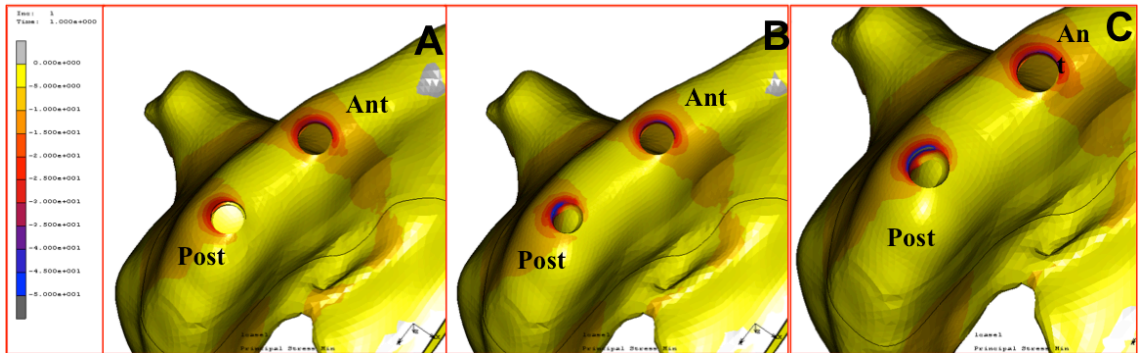


Şekil 4.65: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değerinin Model 16'da (-65.77 MPa), en düşük Pmin değerinin ise Model 4'te (-37.03 MPa) olduğu bulunmuştur (Şekil 4.64).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.66), 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanları Model 4, Model 10 ve Model 16'da anterior implantların boyun kısmında; posterior implantların ise palatinal bölge hariç boyun bölgesinde yayıldığı izlenmiştir. Model 4, 10 ve 16'da stres odakları bukkal bölgede tespit edilmiştir.



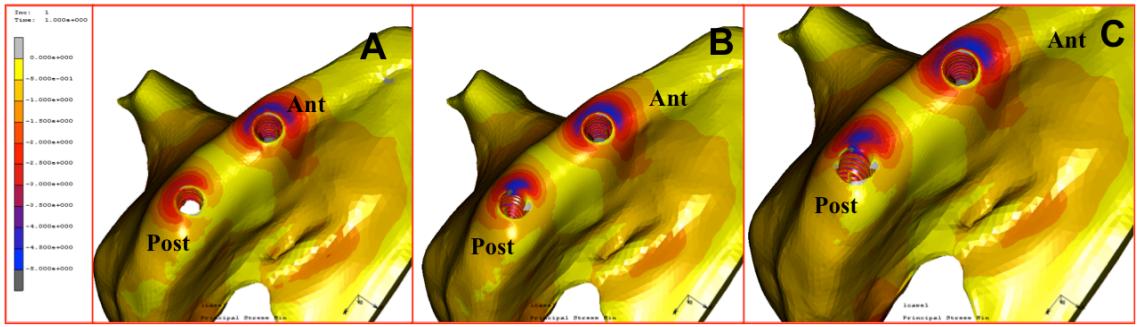
Şekil 4.66: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen Pmin değerlerinin Model 3 (-11.44 MPa),

Model 9 (-11.53 MPa) ve Model 15'te (-12.5 MPa) benzerlik gösterdiği izlenmiştir (Şekil 4.64).

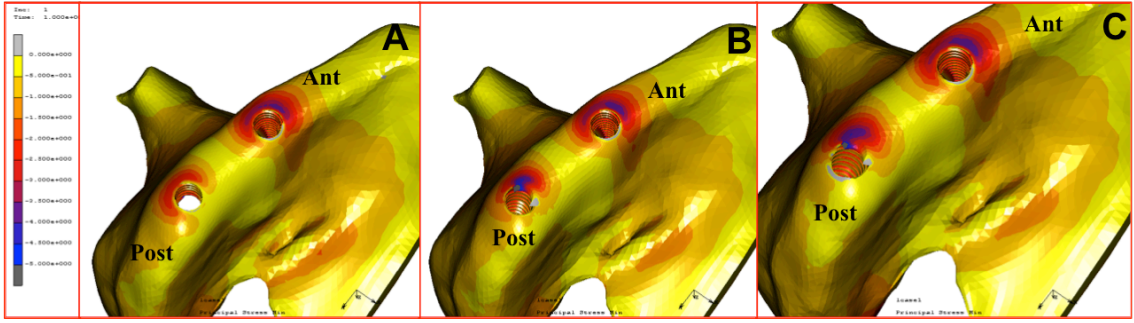
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.67), 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin stres alanları Model 3, Model 9 ve Model 15'te anterior implantta boyun kısmında yayılmış olduğu görülürken, posterior implantta Model 3 ve Model 15'te palatinal bölge hariç boyun kısmında yayılım göstermiştir. Model 9'da ise posterior implant boyun kısmında stres yayılımları görülmüştür. Stres odağının ise, Model 3, 9 ve 15'te mezio-bukkalde olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.67: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P min değeri Model 4'te (-9.994 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 10'da (-11.84 MPa) olduğu saptanmıştır (Şekil 4.64).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.68), 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin stres alanları Model 4, Model 10 ve Model 16'da anterior implantların boyun kısmında görülmüştür. Model 4 ve Model 16'da posterior implantların palatinal bölgeleri hariç stresler boyun bölgesinde yayılım gösterdiği izlenmiştir. Model 10'da ise posterior implantın boyun kısmında streslerin yayıldığı bulgulanmıştır. Model 4, 10 ve 16'da stres odakları mezio-bukkal bölgede görülmüştür.

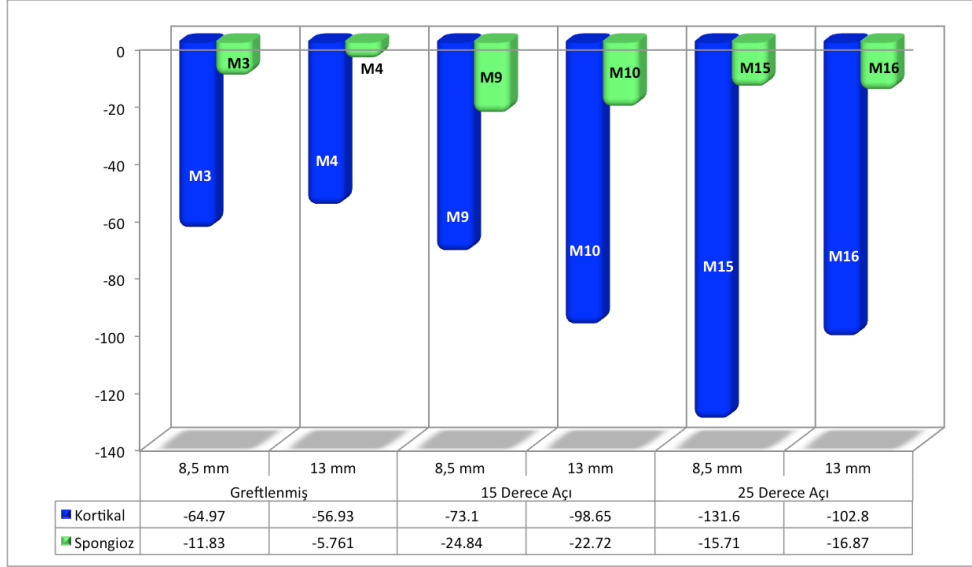


Şekil 4.68: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çap kullanılan implantlarda vertikal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi uygulanan ve 25 derece açılanma verilen modellerde azaldığı, 15 derece açılanma verilen modelde artış meydana geldiği görülmüştür. Spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, greftlenen tasarımlarda azaldığı; implantların 15 ve 25 dereceli açı ile konumlandırıldığı modellerde değişim göstermediği bulgulanmıştır.

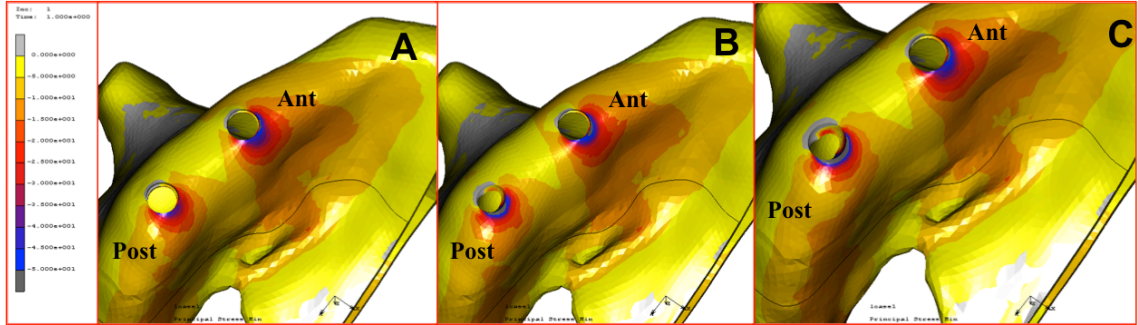
4.2.3.2. Horizontal Yükleme Koşulu

4. 5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 15'te (-131.6 MPa) görülürken; en düşük Pmin değeri ise Model 3'te (-64.97 MPa) görülmüştür (Şekil 4.69).



Şekil 4.69: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yüklemeye koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.70), horizontal yüklemeye koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15'te her iki implantta bukkal bölge hariç yayılım gösterdiği ve stres odaklarının palatinal boyun kısımlarında olduğu tespit edilmiştir.

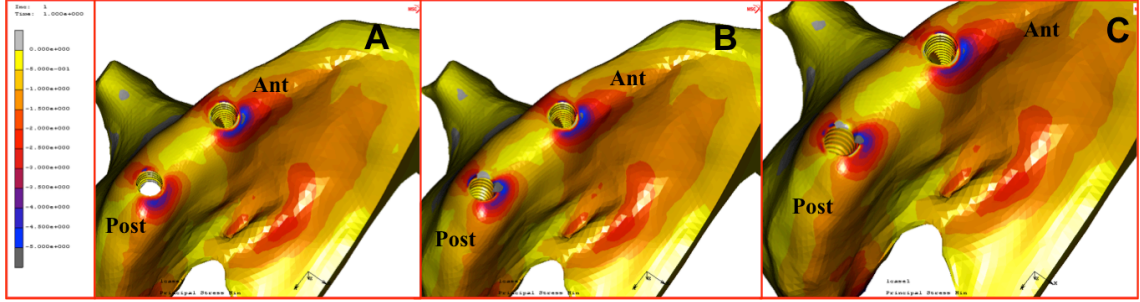


Şekil 4.70: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yüklemeye koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük Pmin değerinin Model 4'te (-56.93 MPa) olduğu görülürken, Model 10 (-98.65 MPa) ve Model 16'da (-102.8 MPa) benzer değerler saptanmıştır (Şekil 4.69).

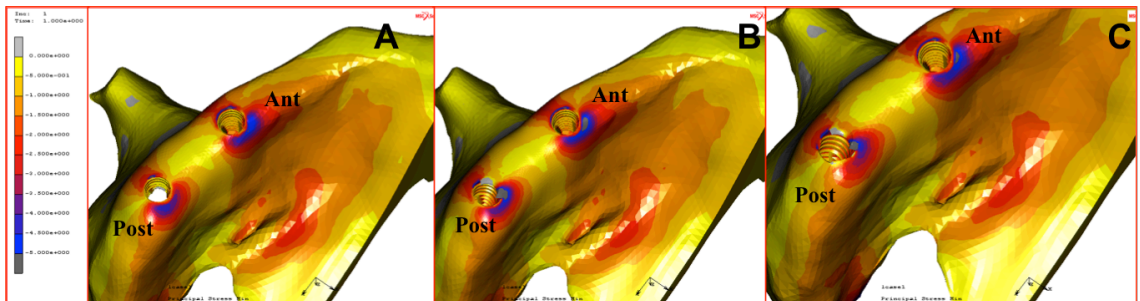
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.71), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 4, Model 10 ve Model 16’da her iki implantta da bukkal bölge hariç yayılım gösterdiği ve stres odaklarının palatinal boyun kısımlarında olduğu izlenilmiştir.



Şekil 4.71: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 3’te (-11.83 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 9’da (-24.84 MPa) olduğu izlenilmiştir (Şekil 4.69).

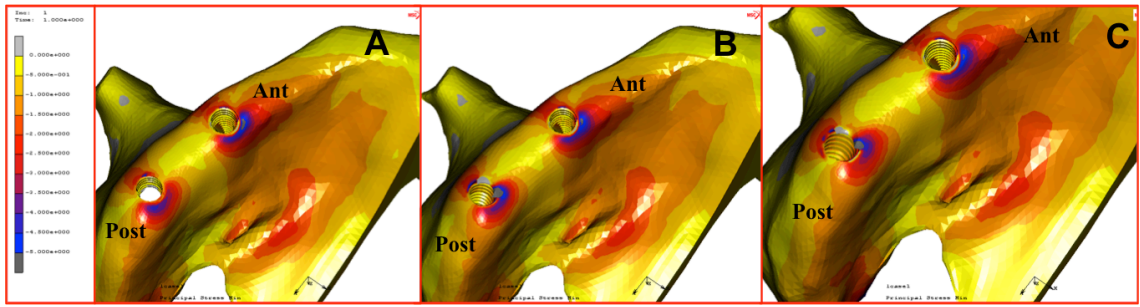
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.72), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15’te her iki implantta da boyun bölgesinde yayılım gösterdiği ve stres odaklarının mezio-palatinal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.



Şekil 4.72: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 4'te (-5.761 MPa), en yüksek stres değerinin ise Model 10'da (-22.72 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.69).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.73), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongioz kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 4, Model 10 ve Model 16'da her iki implantta da boyun bölgesinde yayılım gösterdiği ve stres odaklarının meziopalatinal boyun kısımlarında olduğu tespit edilmiştir.



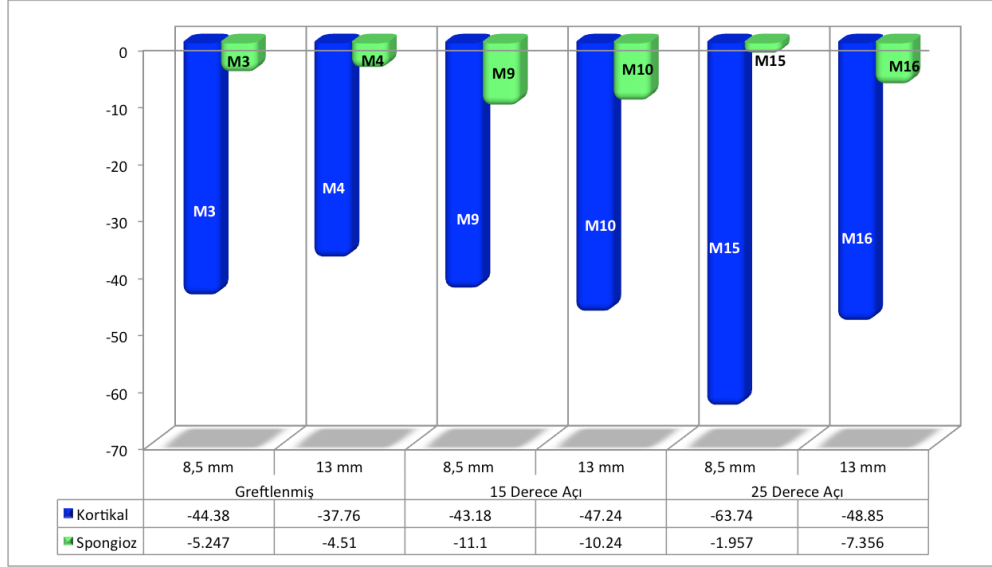
Şekil 4.73: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çap kullanılan implantlarda horizontal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma streslerinde implantın boyu uzadıkça 15 derece açılanma olan modelde artış görülürken, greftleme işlemi uygulanan ve 25 derece açılanma olan modellerde azalma göstermiştir. Horizontal yükleme koşulları altında spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artış, açılanma olan modellerdeki streslerde fark yaratmazken; greftlenen modeldeki streslerde azalma gözlenmiştir.

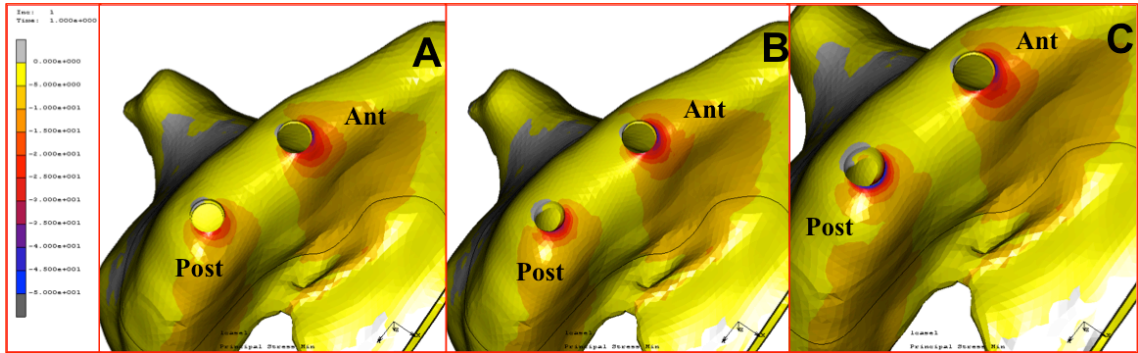
4.2.3.3. Oblik Yükleme Koşulu

4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 15'te (-63.74 MPa) görülürken; Model 3 (-44.38 MPa) ve Model 9'da (-43.18 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.74).



Şekil 4.74: 4.5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve sponjöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.75), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 3, Model 9 ve Model 15’te her iki implantında bukkal boyun kısımları hariç, boyun bölgesinde yayılmış olduğu görülmüştür. Oluşan stres odaklarının Model 9 ve 15’te palatinal bölgede; Model 3’te ise mezio-palatinalde olduğu izlenilmiştir.

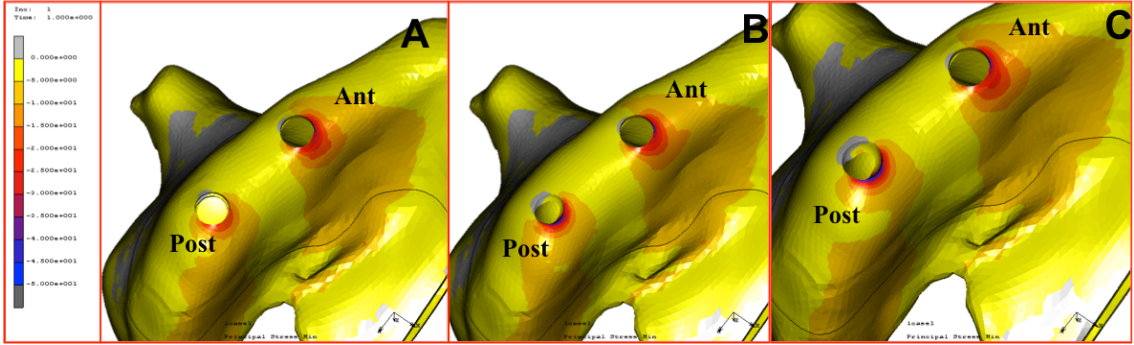


Şekil 4.75: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 4’te (-37.76 MPa) görülürken; Model 10 (-47.24 MPa) ile Model 16’da (-48.85 MPa) benzer stres değerleri olduğu görülmüştür (Şekil 4.74).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.76), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin stres alanlarının Model 4, Model 10 ve Model 16’da her iki implantında bukkal boyun kısımları hariç, boyun bölgesinde yayılmış olduğu görülmüştür. Oluşan stres odaklarının Model 10 ve 16’da palatinal bölgede; Model 4’te ise mezio-palatinalde olduğu bulgulanmıştır.

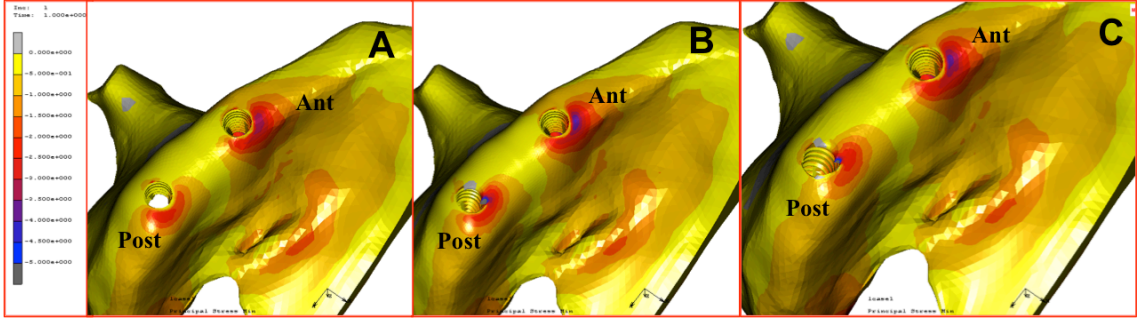


Şekil 4.76: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4. 5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongioz kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 9’da (-11.1 MPa) görülürken; en düşük stres değeri ise Model 15’te (-1.957 MPa) görülmüştür (Şekil 4.74).

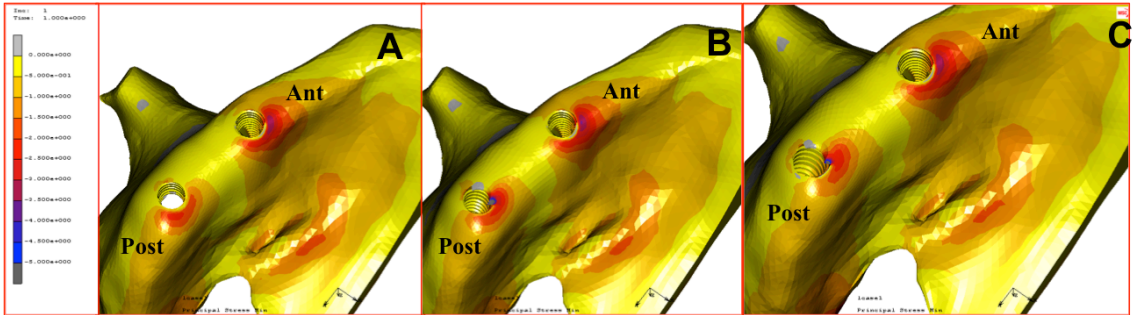
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.77), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongioz kemikte görülen Pmin stres alanları Model 3, 9 ve 15’te anterior implantta distal bölge hariç yayılım gösterirken, posterior implantta palatinalde yayılım göstermiştir. Stres odakları mezio-palatinal bölgede izlenmiştir.



Şekil 4.77: 4.5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 3 B. Model 9 C. Model 15

4. 5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 10'da (-10.24 MPa) görülürken; en düşük Pmin değerinin Model 4'te (-4.51 MPa) olduğu izlenilmiştir (Şekil 4.74).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.78), oblik yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen Pmin stres alanları Model 4, 10 ve 16'da anterior implantta distal bölge hariç yayılım gösterirken, posteriora palatine yayılım göstermiştir. Stres odakları mezio-palatinal bölgede izlenmiştir.



Şekil 4.78: 4.5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 4 B. Model 10 C. Model 16

4.5 mm çap kullanılan implantlarda oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi uygulanan model ile 25 derece açılanma olan modelde streslerin azaldığı; 15 derece açılanma olan modelde ise streslerde bir fark olmadığı görülmüştür. Oblik yükleme koşulları altında spongiöz kemikte meydana gelen sıkışma stresleri implantın boyu uzadıkça greftleme

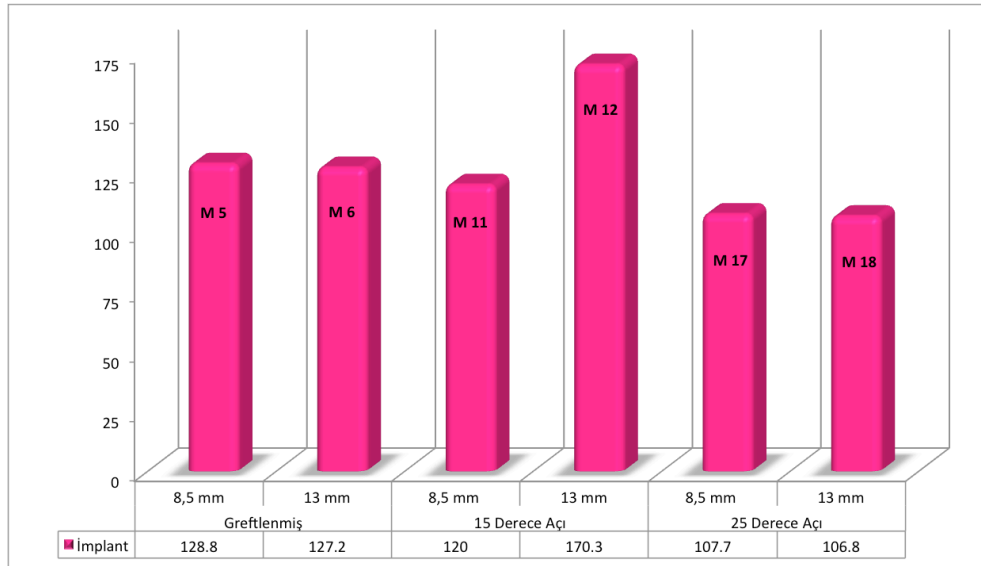
işlemi uygulanan modelde streslerin azaldığı; 15 derece açılanma olan modelde ise streslerde bir fark olmadığı, 25 derece açılanma olan modelde ise streslerde artış olduğu tespit edilmiştir.

4.3. 5.0 mm İmplant

4.3.1. İmplant Von Mises Değerleri

4.3.1.1. Vertikal Yükleme Koşulu

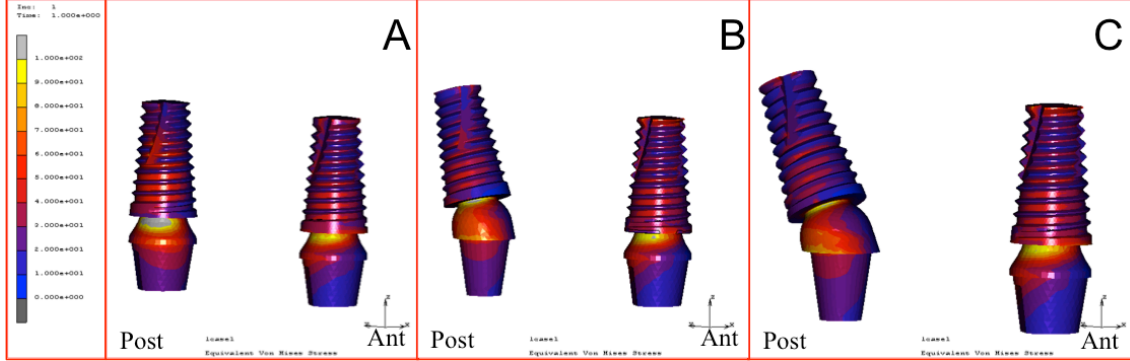
5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en düşük stres değeri Model 17’de (107.7 MPa) görülürken, Model 5 (128.8 MPa) ve Model 11’de (120 MPa) benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.79).



Şekil 4.79: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.80) Model 5’de Von Mises streslerinin her iki abutmentta da distal boyun kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca streslerin implantların uzun aksı boyunca apekse kadar yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 5’de posterior implantın abutment boyun kısmında görülen stres odağının, anterior implantın abutment kısmında görülen stres odağından daha yoğun olduğu gözlemlenmiştir. Model 11 ve Model 17’de de görülen stres dağılımları, implantların abutment kısmında görülürken, streslerin anterior ve posterior implantta apekse kadar yayıldığı izlenmiştir. Model 11 ve Model 17’de anterior

implantın abutment kısmında görülen stresin, posterior implantın abutment kısmında görülen stresten daha yoğun olmasına rağmen, maksimum stres odağının posterior implantın abutmentin boyun kısmında olduğu bulgulanmıştır.

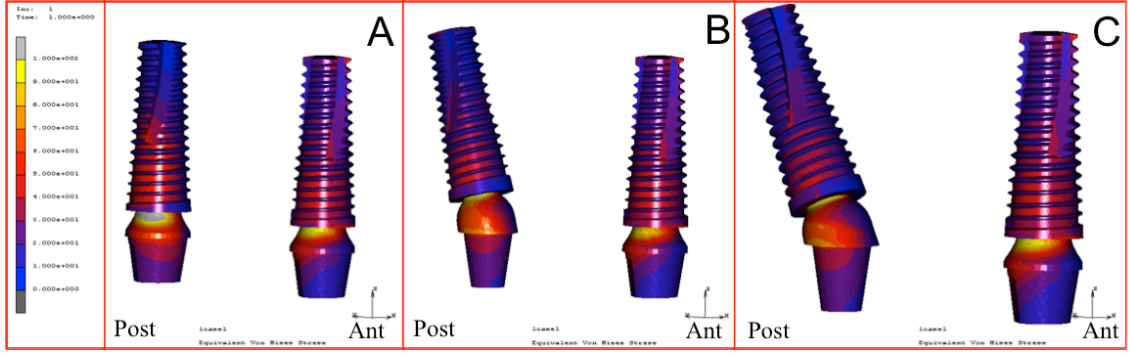


Şekil 4.80: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 12’de (170.3 MPa), en düşük stres değeri Model 18’de (106.8 MPa) görülmüştür (Şekil 4.79).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.81) Model 6, 12 ve 18’de stres dağılımları posterior implantta koronal 2/3’lük kısımda; anterior implantta ise implantın apeksine kadar dağılım gösterdiği izlenilmiştir. Model 6’da Von Misses streslerinin her iki implantta da abutmentin distal boyun kısmında yoğunlaştığı ve posterior bölgedeki stres odağının daha yoğun olduğu görülmüştür. Model 12 ve Model 18’de stres odağının anteriordaki implantın abutment boyun kısmında, posteriordaki implantın ise implant-abutment bağlantı bölgesinde olduğu izlenilmiştir. Model 6, 12 ve 18’de görülen stres odağının, posteriorda daha yoğun olduğu gözlemlenmiştir.



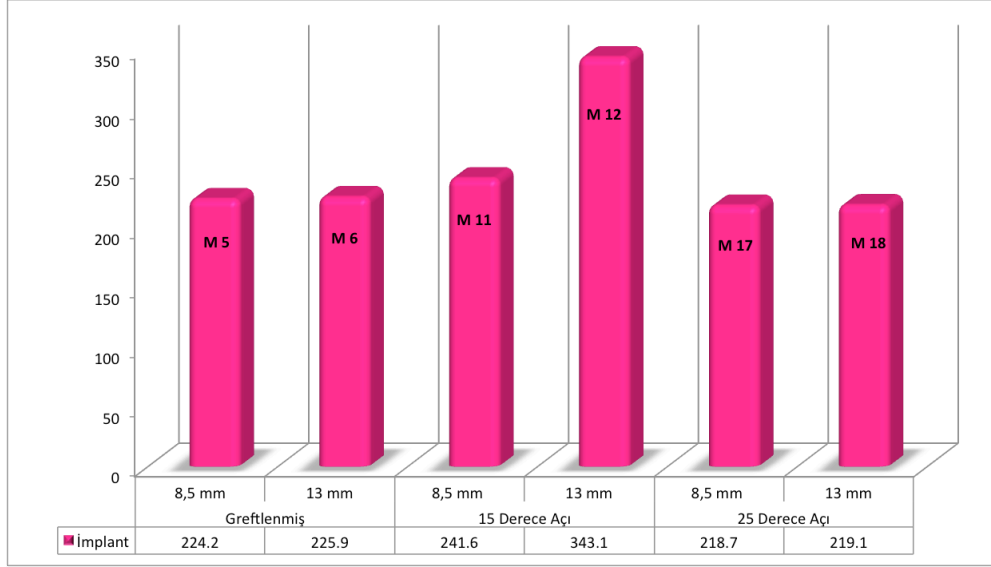
Şekil 4.81: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlar ve 25 derece açı ile konumlandırılmış tasarımlarda gelen stres değerlerinin implantın boyu ile alakalı olmadığı gözlenmiştir. İmplantın açılı yerleştirildiği 15 derecelik açılanmada ise uzun implantta (Model 12) daha yüksek stres değerleri olduğu gözlemlenmiştir.

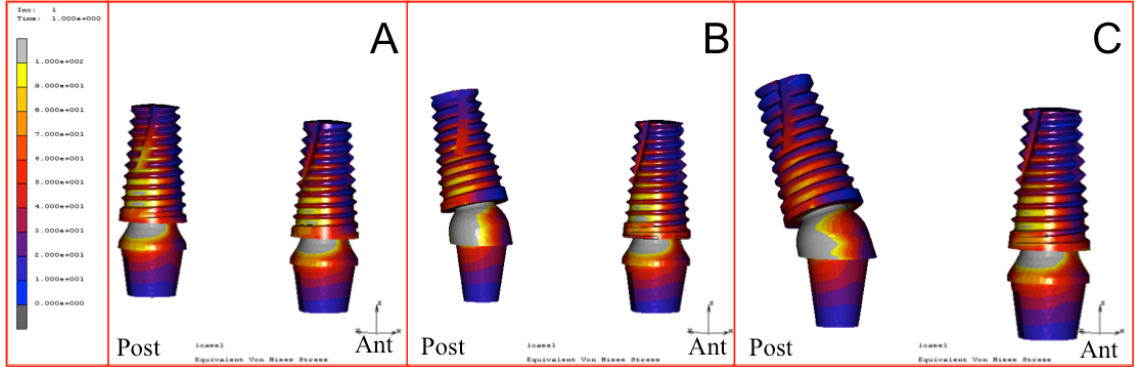
4.3.1.2. Horizontal Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 11’de (241.6 MPa) görülürken, Model 5 (218.7 MPa) ve Model 17’da (224.2 MPa) benzer stres değerleri izlenmiştir (Şekil 4.82).



Şekil 4.82: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yüklemeye koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.83) Model 5, Model 11 ve Model 17’de Von Misses streslerinin her iki implant-abutment kompleksinde distal bölgede kompleksin uzun aksı boyunca apekse kadar yayılım gösterdiği izlenmiştir. Model 5’de stres yoğunluğunun her iki implantta da abutmentin distobukkal yüzeyinde yoğunlaştığı görülmüştür. Model 11 ve Model 16’da posterior implanttaki abutmentin distalinde ve implant-abutment bağlantısı bölgesinde, anterior implantta ise abutmentin distobukkal kole kısmında odaklandığı izlenmiştir.



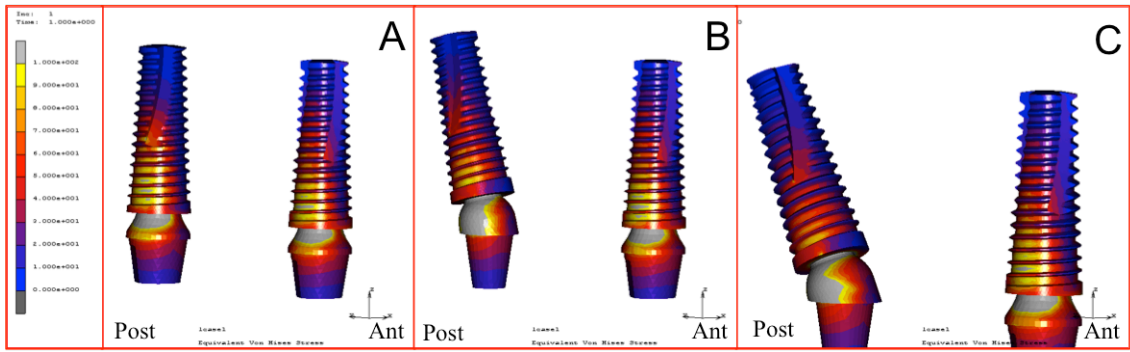
Şekil 4.83: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yüklemeye koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre en yüksek stres değeri Model 12’de

(343.1 MPa) görülürken; Model 6 (225.9 MPa) ve Model 18'de (219.1 MPa) benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.82).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.84) Model 6, Model 12 ve Model 18'de Von Mises streslerinin her iki implant-abutment kompleksinde distal bölgede kompleksin uzun aksı boyunca apikal 1/3'e kadar yayılım gösterdiği izlenmiştir. Model 6'da stres yoğunluğunun her iki implantta da abutmentin distobukkal yüzeyinde yoğunlaştığı görülmüştür. Model 12 ve Model 18'de posterior implanttaki abutmentin distalinde ve implant-abutment bağlantısı bölgesinde, anterior implantta ise abutmentin distobukkal kole kısmında odaklandığı bulgulanmıştır.



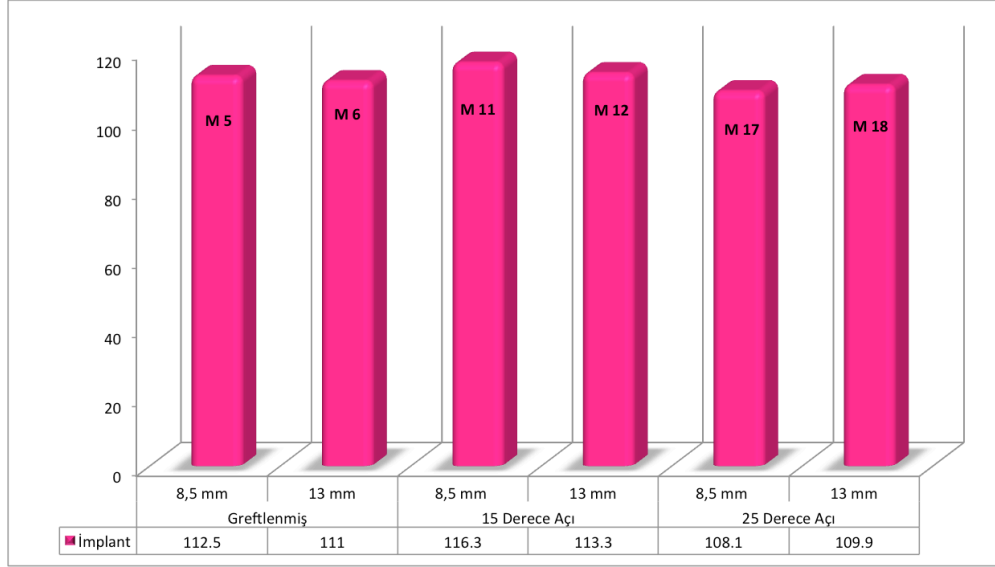
Şekil 4.84: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlar ve 25 derece açı ile konumlandırılmış tasarımlarda gelen stres değerlerinin implantın boyu ile alakalı olmadığı gözlenmiştir. İmplantın açılı yerleştirildiği 15 derecelik açılanmada ise uzun implantta (Model 12) daha yüksek stres değerleri olduğu gözlemlenmiştir.

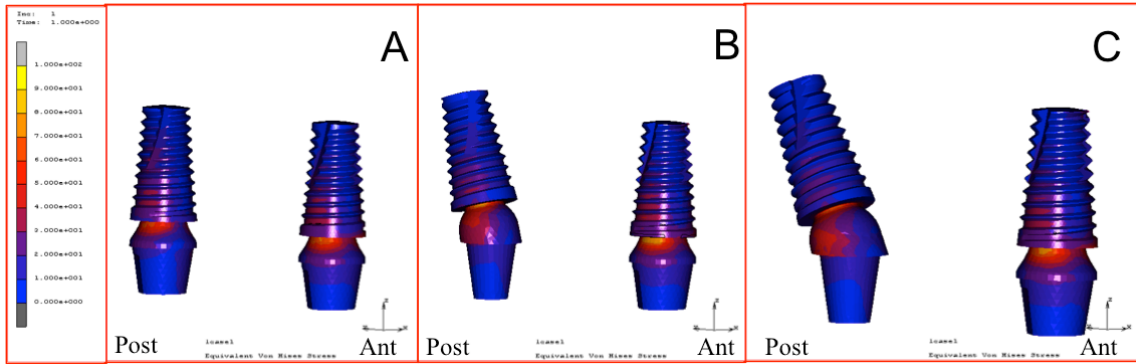
4.3.1.3. Oblik Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre Model 5 (112.5 MPa), Model 11 (116.3 MPa) ve Model 17'de (108.1 MPa) benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.85).



Şekil 4.85: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin bar grafiği ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.86) modellerde (Model 5, Model 11, Model 17) Von Misses streslerinin posteriyordaki implantta implant-abutment bağlantısında, anteriordaki implantta implantın abutmentının kolesinin distalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca streslerin anterior implantların uzun aksı boyunca distal bölgede apikal 1/3'e kadar; posterior implantların distal bölgesinde apikal 1/2'ye kadar yayılım gösterdiği izlenmiştir. Modellerde stres odaklarının anteriordaki implatta daha yoğun olduğu bulgulanmıştır.



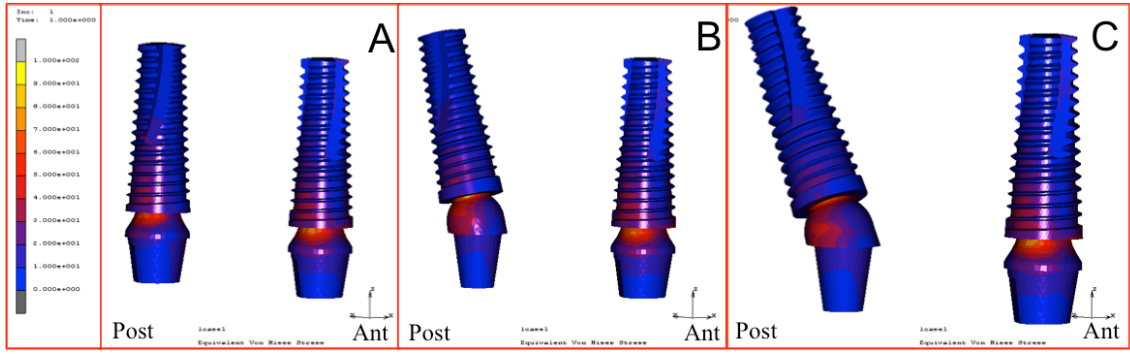
Şekil 4.86: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı implanta oluşan stres değerlerine göre Model 6 (111 MPa), Model 12

(113.3 MPa) ve Model 18’de (109.9 MPa) benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.85).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.87) Von Mises streslerinin Model 6’da her iki implant-abutment kompleksinin distal boyun kısmında yoğunlaştığı; Model 12 ve 18’de posterior implantta implant abutment bağlantısında, anterior implantta da implant-abutment kompleksinin kole kısmında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Modellerde stres odaklarının anteriordaki implatta daha yoğun olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca streslerin de Model 6’da implantların uzun aksı boyunca distal bölgede apikal 1/2’ye kadar; Model 12 ve Model 18’de implantların uzun aksı boyunca distal bölgede koronal 1/3’e kadar yayılım gösterdiği bulgulanmıştır.



Şekil 4.87: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında oluşan von mises streslerin dağılımlarının SESA görüntüleri üzerinde gösterilmesi.

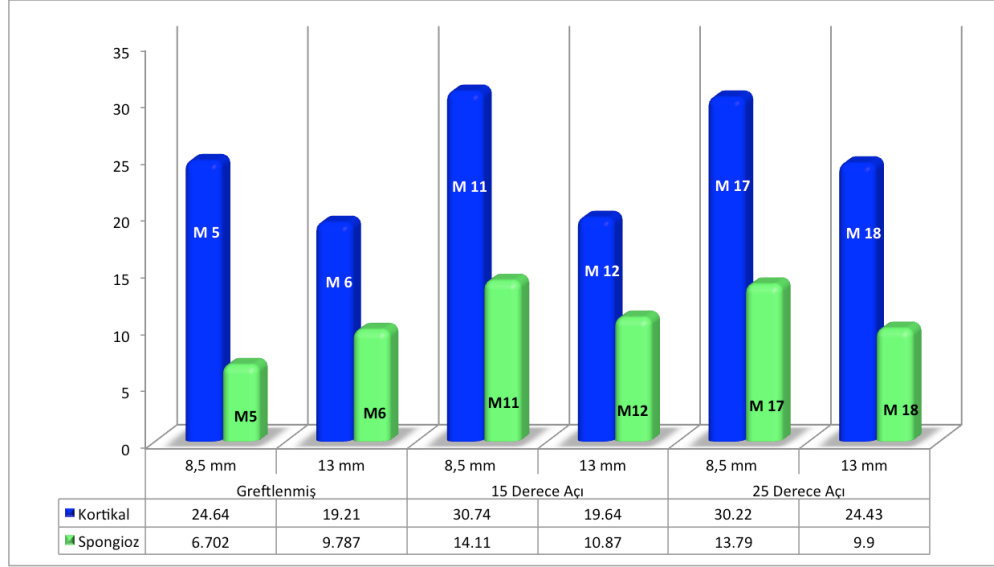
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında implantlar kullanılarak hazırlanan modeller incelendiğinde, greftleme işlemi uygulanarak yerleştirilen implantlar ya da greftleme işlemi uygulanmadan implantların açıldırılarak yerleştirildiği tasarımlarda gelen streslerin implant boyu ile alakalı olmadığı görülmüştür.

4.3.2. Kemik Principle Maximum Değerleri

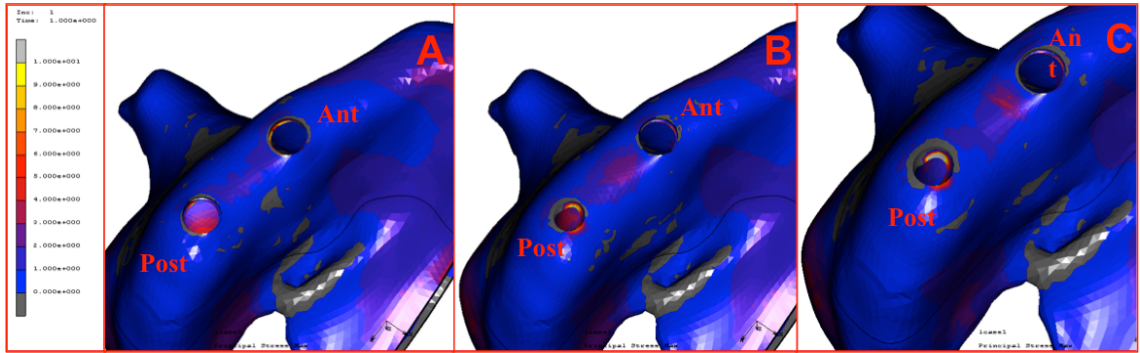
4.3.2.1. Vertikal Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen P max değerleri Model 5 (24.64 MPa), Model 11 (30.74 MPa) ile Model 17 (30.22 MPa) arasında benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.88).



Şekil 4.88: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.89), 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanları Model 5, Model 11 ve Model 17’de implantların mezial kole bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Stres odaklarının, Model 5’te anteriordaki implantın mezialinde, Model 11 ve 17’de posterior implantın mezial kole bölgesinde oluştuğu görülmektedir.

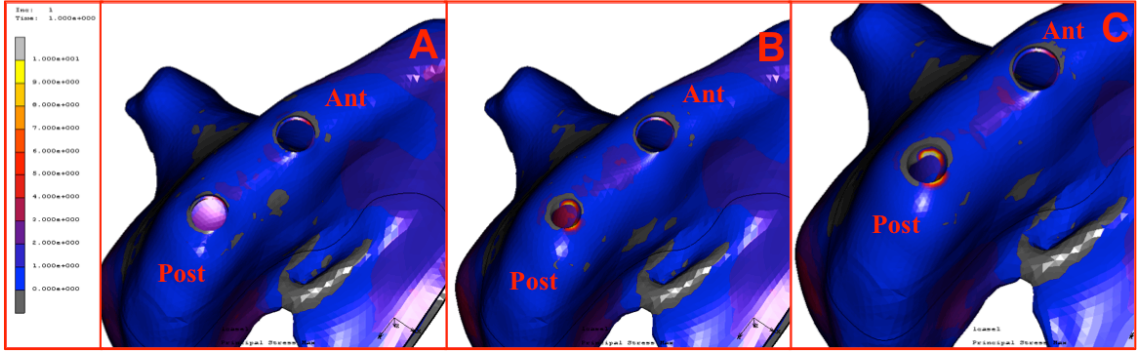


Şekil 4.89: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek P max değeri Model 18’de (24.43 MPa) görülmüştür. Model 6 (19.21 MPa) ile Model 12 (19.64 MPa) arasında benzer stres değerleri bulgulanmıştır (Şekil 4.88).

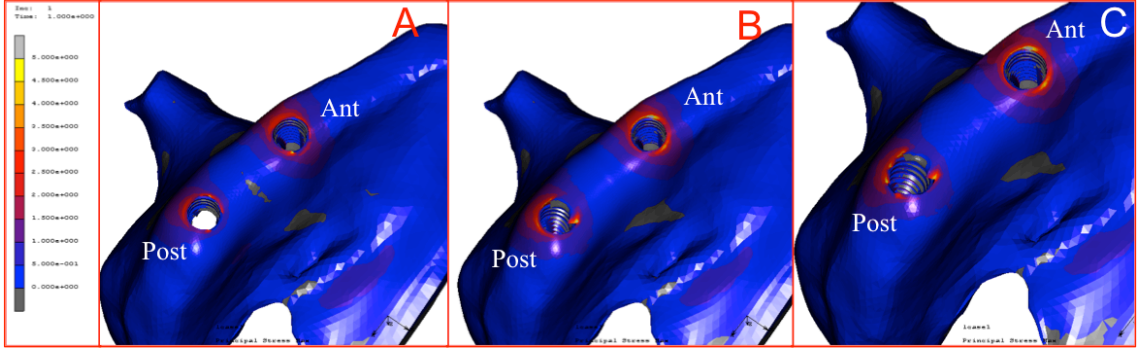
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.90), 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 6, Model 12 ve Model 18’de anterior implantların mezio-bukkal kole bölgesinde yoğunlaştığı izlenmiştir. Posterior implantlarda stres odaklarının Model 6’da mezial boyun bölgesinde, Model 12 ve Model 18’de mezio-bukkal boyun bölgesinde olduğu görülmektedir.



Şekil 4.90: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında, 8,5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 5’te (6.702 MPa) izlenilmiştir. Model 11 (14.11 MPa) ile Model 17’te (13.79 MPa) benzer stresler olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.88).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.91), 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen P max stres alanları Model 5, Model 11 ve Model 17’te implantların boyun kısımlarında görülmüştür. Anterior implantta streslerin, Model 1’de disto-palatinalde, Model 7 ve 11’te mezio-bukkalde yoğunlaştığı; posterior implantta Model 1’de bukkalde, Model 7 ve Model 11’te mezio-palatinal bölgede yoğunlaştığı izlenmiştir.

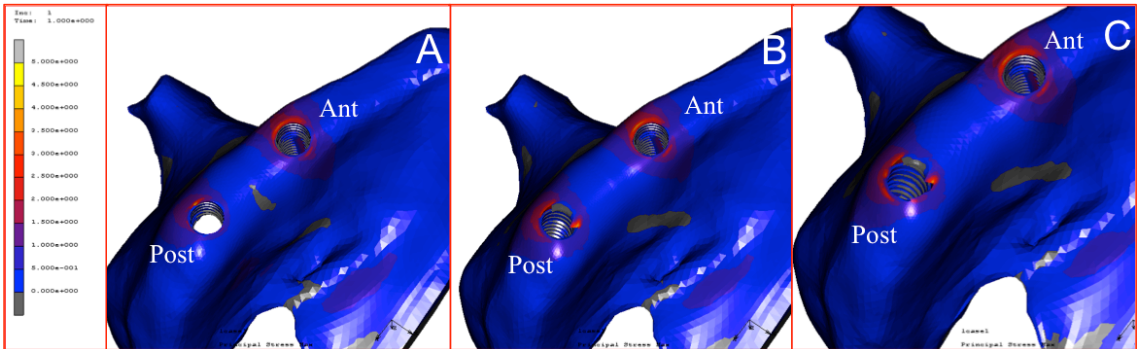


Şekil 4.91: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 18’de (25.31 MPa) olduğu bulgulanmıştır. Model 6 (9.787 MPa) ile Model 12’de (10.87 MPa) benzer stresler bulgulanmıştır (Şekil 4.88).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.92), 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max stres alanları Model 6’da bukkal boyun kısmında; Model 12’de anteriordeki implantın bukkalinde, posteriodaki implantın mezio-palatinalinde; Model 18’de posteriodaki implantın bukkal boyun kısmında görülmüştür.



Şekil 4.92: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

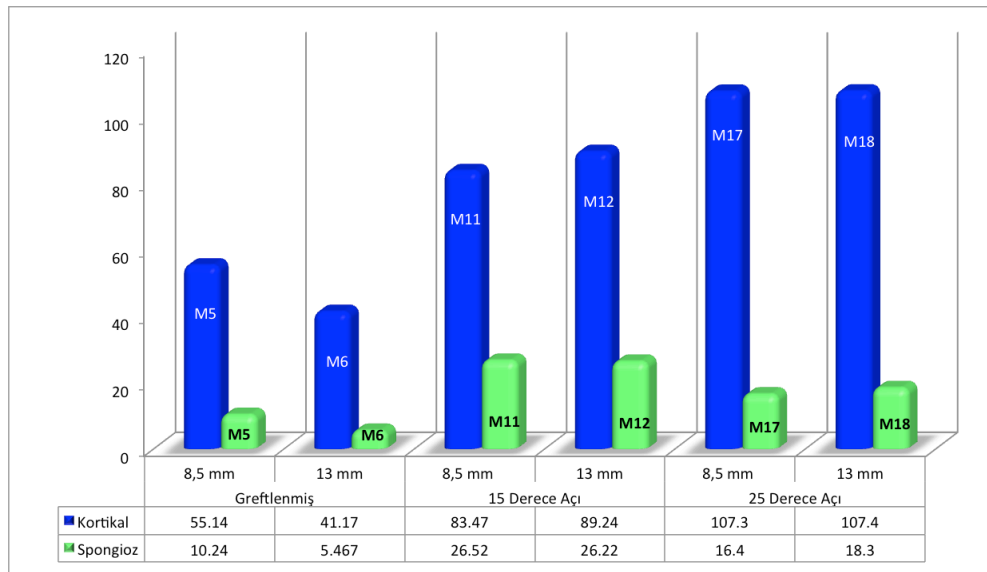
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çap kullanılan implantlarda vertikal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantın boyu uzadıkça azaldığı görülmüştür. Spongiöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın

modellerde kemiğe gelen stresler üzerinde 15 derece açılanma ile konumlandırılmış model üzerinde azalma, greftleme işlemi yapılan ve 25 derece açılanmaya sahip model üzerinde artış yarattığı bulgulanmıştır.

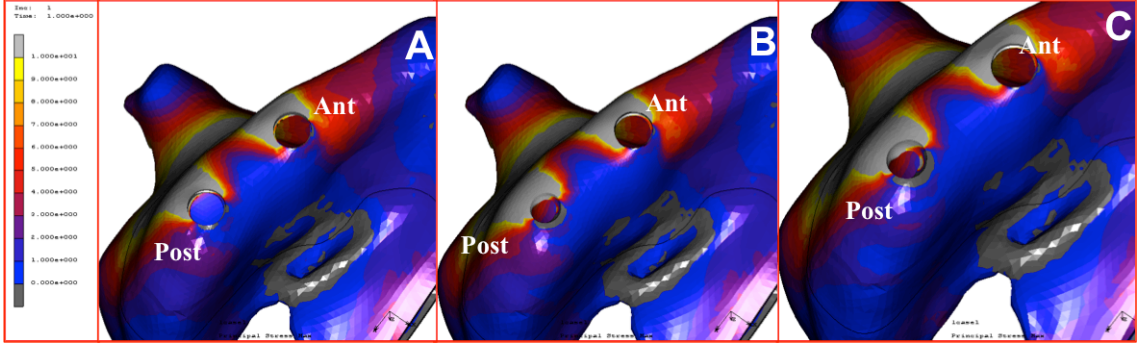
4.3.2.2. Horizontal Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 17’de (107.3 MPa), en düşük Pmax değerinin ise Model 5’te (55.14 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.93).



Şekil 4.93: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.94), horizontal yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanları Model 5, Model 11 ve Model 17’de her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

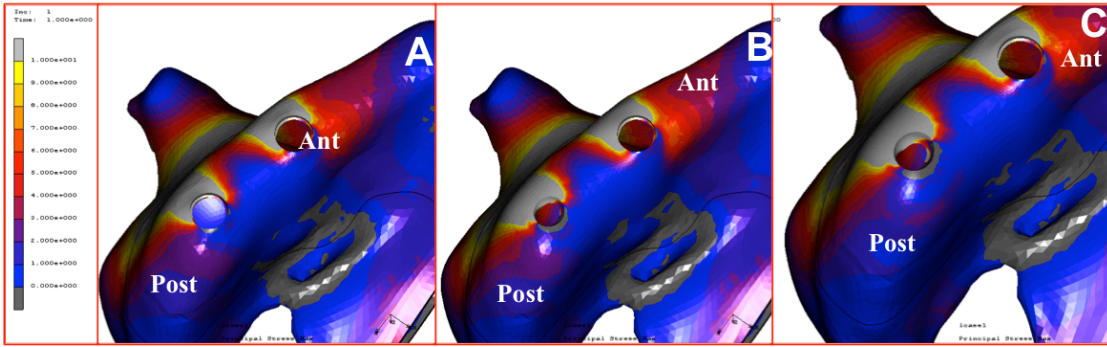


Şekil 4.94: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 18'de (107.4 MPa), en düşük Pmax değeri ise Model 6'da (41.17 MPa) olduğu bulunmuştur (Şekil 4.93).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.95), horizontal yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 6, Model 12 ve Model 18'de her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

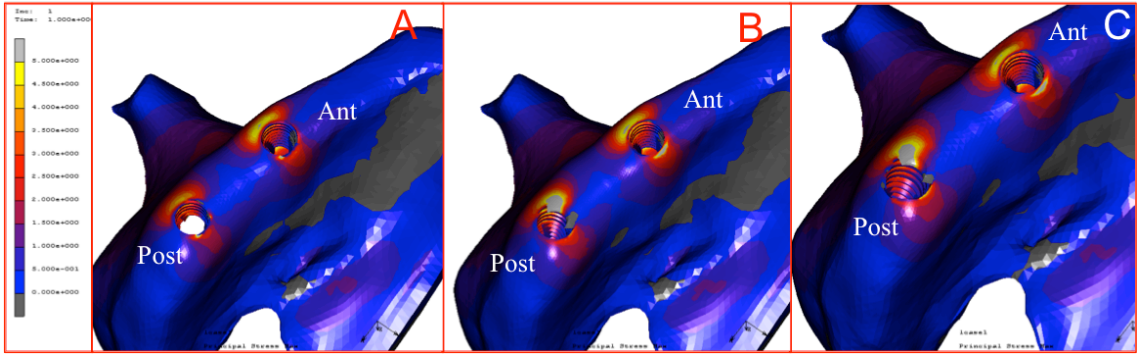


Şekil 4.95: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 11'de (26.52 MPa), en düşük Pmax değerinin ise Model 5'te (10.24 MPa) olduğu bulunmuştur (Şekil 4.93).

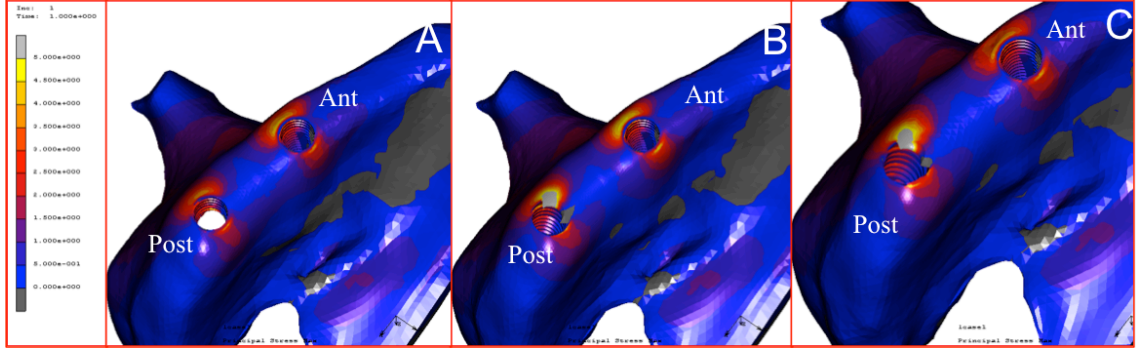
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.96), horizontal yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max stres alanlarının Model 5, Model 11 ve Model 17’de implantların palatinal ve bukkal boyun kısımlarında yayılım gösterdiği; mesial ve distal bölgelerde streslerin yayılmadığı görülmüştür. Stres odaklarının modellerde anterior implantların bukkal boyun kısımlarında; posterior implantların mesio-bukkal boyun bölgesinde olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.96: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en yüksek P max değerinin Model 18’de (187.7 MPa), en düşük Pmax değerinin ise Model 6’da (5.467 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.93).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.97), horizontal yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max stres alanları Model 6 ve Model 12’de implantların palatinal ve bukkal boyun kısımlarında yayılım gösterdiği; mesial ve distal bölgelerde streslerin yayılmadığı görülmüştür. Model 18’de ise streslerin bukkal boyun bölgesine yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Stres odaklarının Model 6 ve Model 12’de anterior implantların bukkal ve palatinal boyun kısımlarında, posterior implantların mesio-bukkal boyun bölgesinde olduğu; Model 18’de ise bukkalde odaklandığı izlenmiştir.



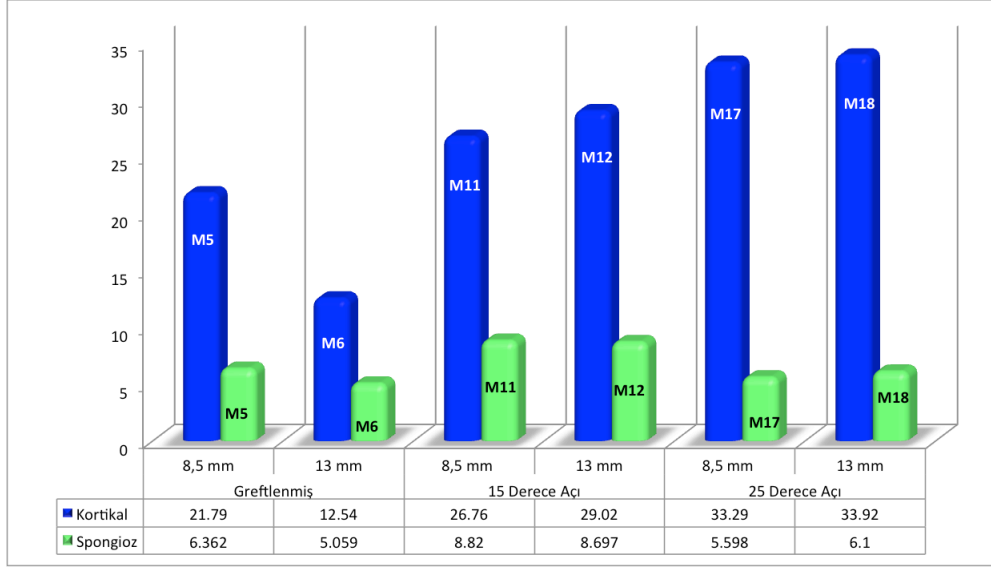
Şekil 4.97: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çap kullanılan implantlarda horizontal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme streslerinin implantın boyu uzadıkça yalnızca greftleme işlemi uygulanmış modelde azaldığı görülmüştür. Açılanma olan modellerde implant boyu ile gelen stresler arasında doğru orantı olduğu izlenilmiştir. Spongiöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın modellerde kemiğe gelen stresler üzerinde greftleme işlemi yapılan model ve 15 derece açılanma ile konumlandırılmış model üzerinde azalma; 25 derece açılanmaya sahip model üzerinde artış yarattığı bulgulanmıştır.

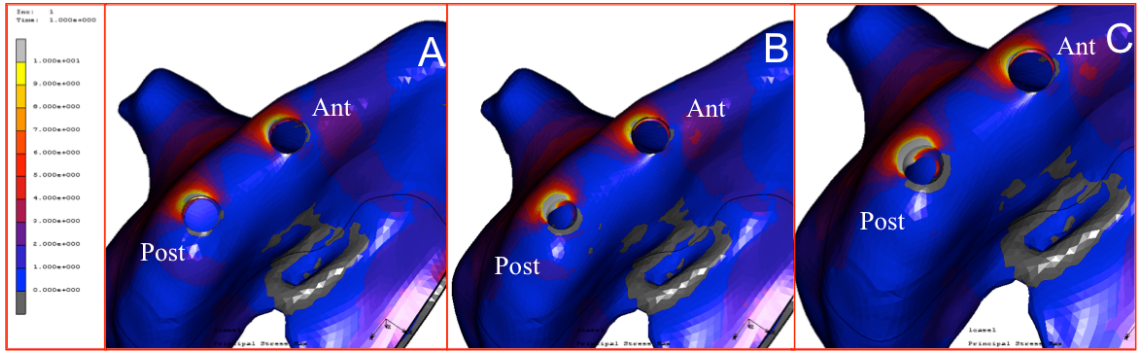
4.3.2.3. Oblik Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değerinin Model 5'te (21.79 MPa) olduğu görülürken; en yüksek pmax değerinin ise Model 17'de (33.29 MPa) olduğu bulgulanmıştır. (Şekil 4.98).



Şekil 4.98: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.99), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 5, Model 11 ve Model 17’te her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

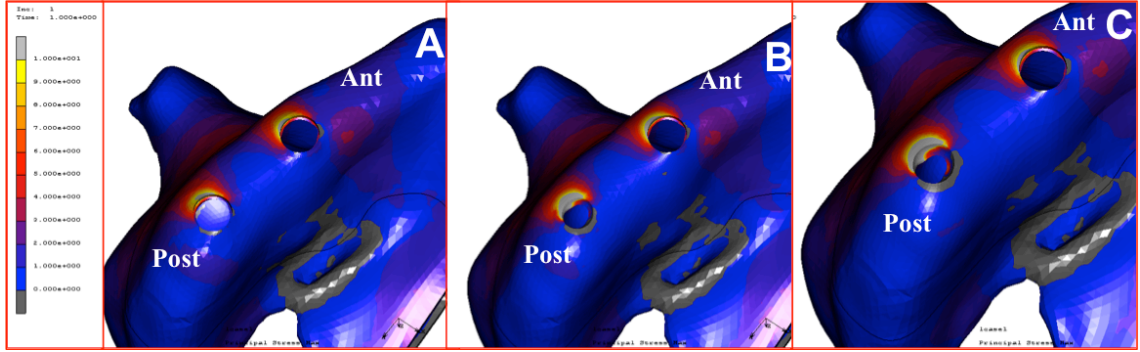


Şekil 4.99: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 6’da (12.54 MPa) görülürken; en yüksek pmax değerinin Model 18’de (33.92 MPa) olduğu bulgulanmıştır. (Şekil 4.98).

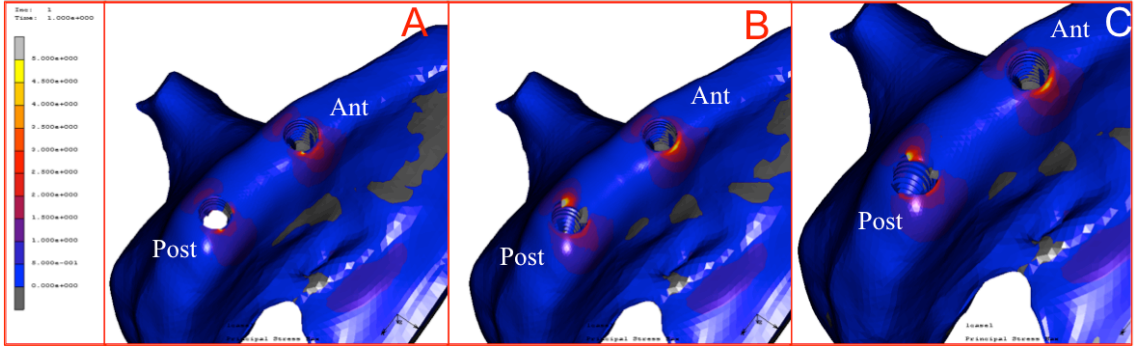
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.100), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen P max stres alanlarının Model 6, Model 12 ve Model 18’de her iki implantında bukkal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.



Şekil 4.100: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 17’de (5.598 MPa) görülürken; en yüksek pmax değerinin Model 11’de (8.82 MPa) olduğu bulgulanmıştır. (Şekil 4.98).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.101), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen P max stres alanlarının Model 5’te implantın bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 11 ve Model 17’de anterior implantta bukkal ve palatinal boyun bölgesinde, posterior implantta ise mesio-bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Stres odakları Model 5’te anterior implantın disto-palatinal boyun bölgesinde; Model 11 ve Model 17’de posterior implantın mesio-bukkal bölge olduğu izlenilmiştir.

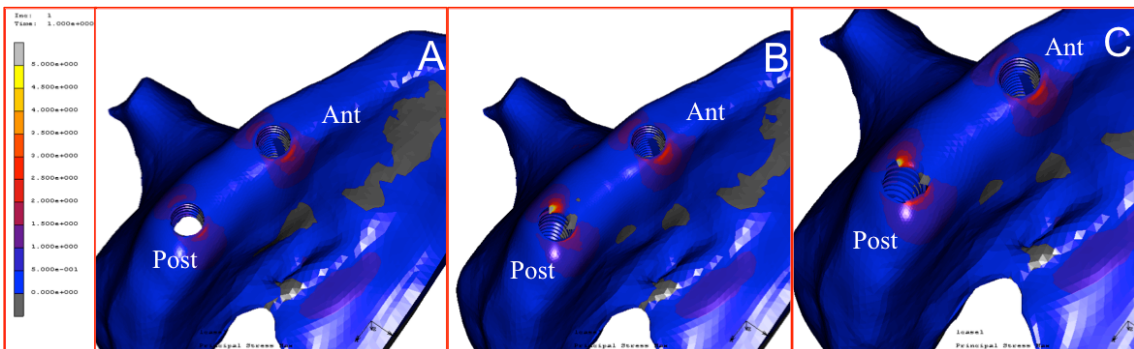


Şekil 4.101: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük P max değeri Model 6'da (5.059 MPa) görülürken; en yüksek pmax değerinin Model 18'de (58.3 MPa) olduğu bulgulanmıştır. (Şekil 4.98).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.102), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen P max stres alanlarının Model 6 ve Model 12'de implantın bukkal ve palatinal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 18'de implantların bukkal boyun bölgesinde yayılım gösterdiği gözlenmiştir. Model 6'da stres odağının anterior implantın palatinal boyun bölgesinde olduğu görülürken, Model 12'de posterior implantın mesio-bukkalinde; Model 18'de ise posterior implantın mesio bölgesinde olduğu izlenilmiştir.



Şekil 4.102: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum gerilme streslerinin SESA görüntüleri

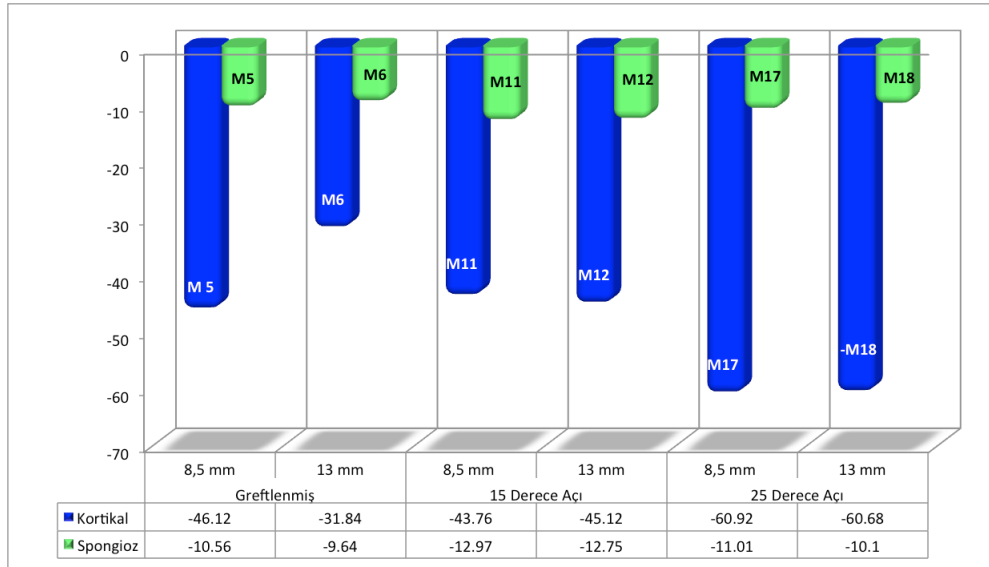
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapta implant kullanılan modellerde oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen gerilme stresleri implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi uygulanan modelde stres değeri azalırken; açılanma olan tasarımlarda streslerde değişme olmadığı görülmüştür. Oblik yükleme koşulları altında spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, greftleme işlemi uygulanan modelde stresin azalmasına; implantların açılı yerleştirildiği tasarımlarda gelen streslerin artırmış olduğu tespit edilmiştir.

4.3.3. Kemik Principle Minimum Değerleri

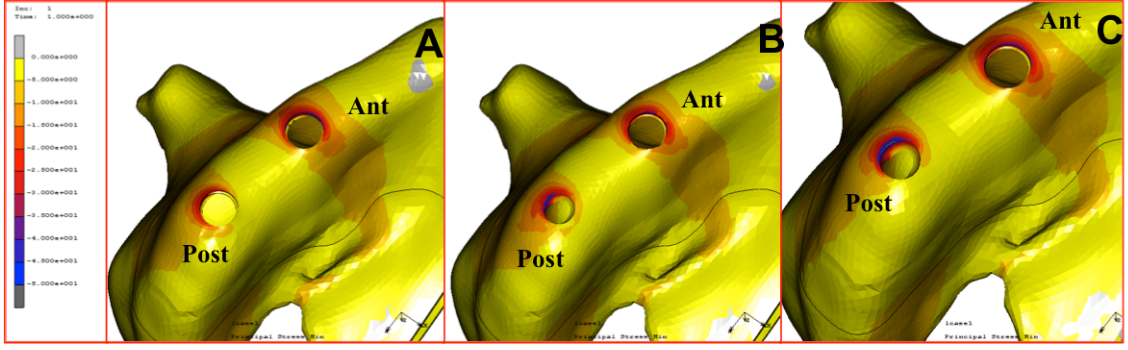
4.3.3.1. Vertikal Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 17’te (-60.92 MPa) görülürken, Model 5 (-46.12 MPa) ile Model 11 (-43.76 MPa) arasında benzer stres değerleri görülmüştür (Şekil 4.103).



Şekil 4.103: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal ve spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.104), 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin streslerinin alanları Model 5, Model 11 ve Model 17’de anterior implantların boyun kısmında; posterior implantların palatinal bölge hariç boyun bölgesinde yayıldığı izlenmiştir. Model 5, 11 ve 17’de stres odakları bukkal bölgede gözlenmiştir.

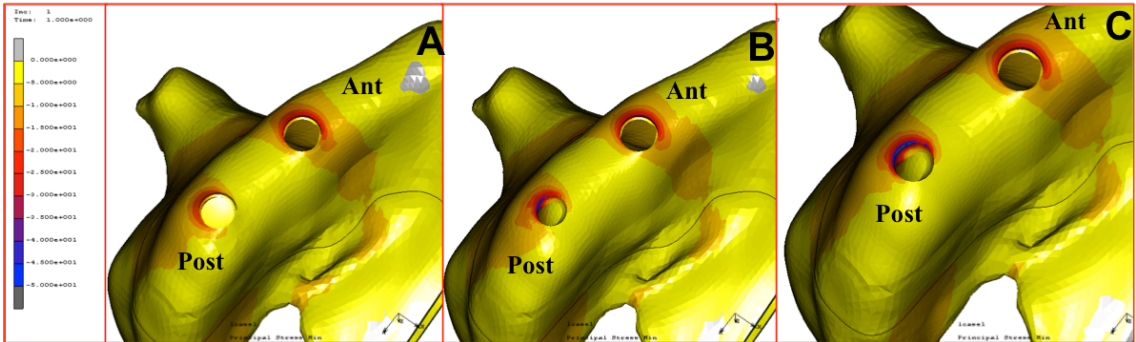


Şekil 4.104: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değerinin Model 18’de (-60.68 MPa), en düşük Pmin değerinin ise Model 6’da (-31.84 MPa) olduğu bulunmuştur (Şekil 4.103).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.105), 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin streslerinin Model 6, Model 12 ve Model 18’de anterior implantların boyun kısmında; posterior implantların palatinal bölge hariç boyun bölgesinde yayıldığı izlenmiştir. Model 6, 12 ve 18’de stres odakları bukkal bölgede tespit edilmiştir.



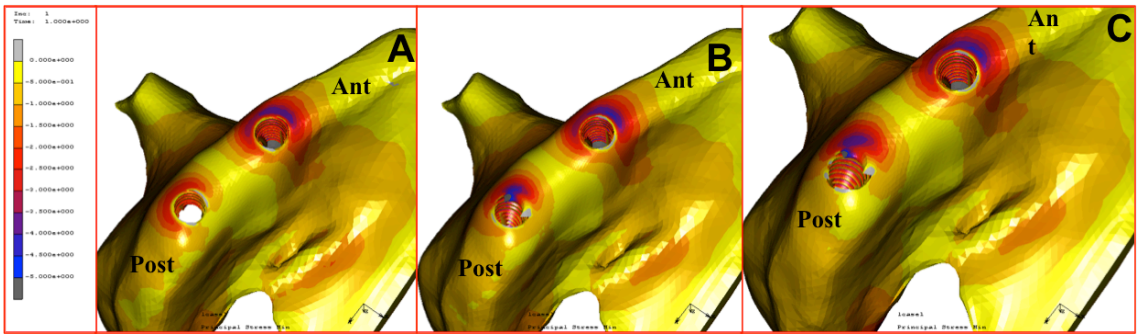
Şekil 4.105: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 11’de (-

12.97 MPa) görülürken, Model 5 (-10.56 MPa) ile Model 17 (-11.01 MPa) benzerlik gösterdiği izlenmiştir (Şekil 4.103).

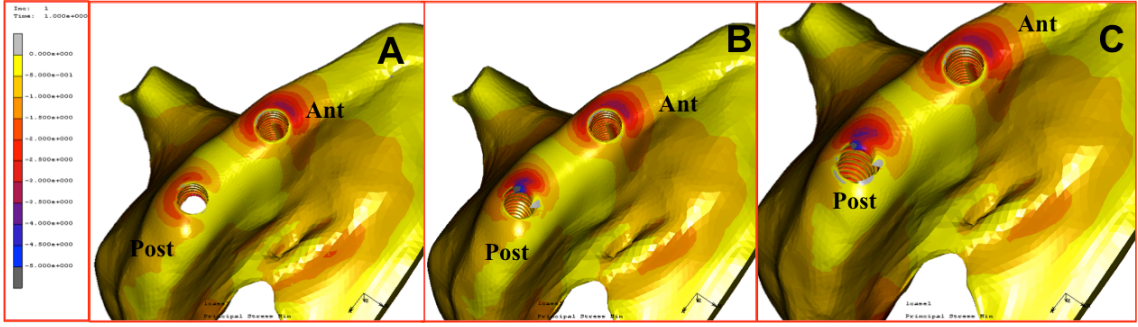
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.106), 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen Pmin streslerinin Model 5, Model 11 ve Model 17’de anterior implantta boyun kısmında yayılmış olduğu görülürken, posterior implantta Model 5 ve Model 17’de palatinal bölge hariç boyun kısmında yayılım gösterdiği bulgulanmıştır. Model 11’de ise posterior implantın boyun kısmında stres yayılımları görülmüştür. Stres odağının ise, Model 5, 11 ve 17’de mezio-bukkalde olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.106: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan vertikal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en yüksek P min değeri Model 18’de (-106 MPa), en düşük stres değerinin ise Model 6’da (-9.64 MPa) olduğu saptanmıştır (Şekil 4.103).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.107), 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen Pmin streslerinin Model 6 ve Model 12’de anterior implantların boyun kısmında; posterior implantların palatinal bölgeleri hariç boyun bölgesinde yayılım gösterdiği izlenmiştir. Model 18’de görülen stres yayılımları palatinal bölge harici boyun kısmında görülmüştür. Model 6, 12 ve 18’de stres odakları mezio-bukkal bölgede tespit edilmiştir.

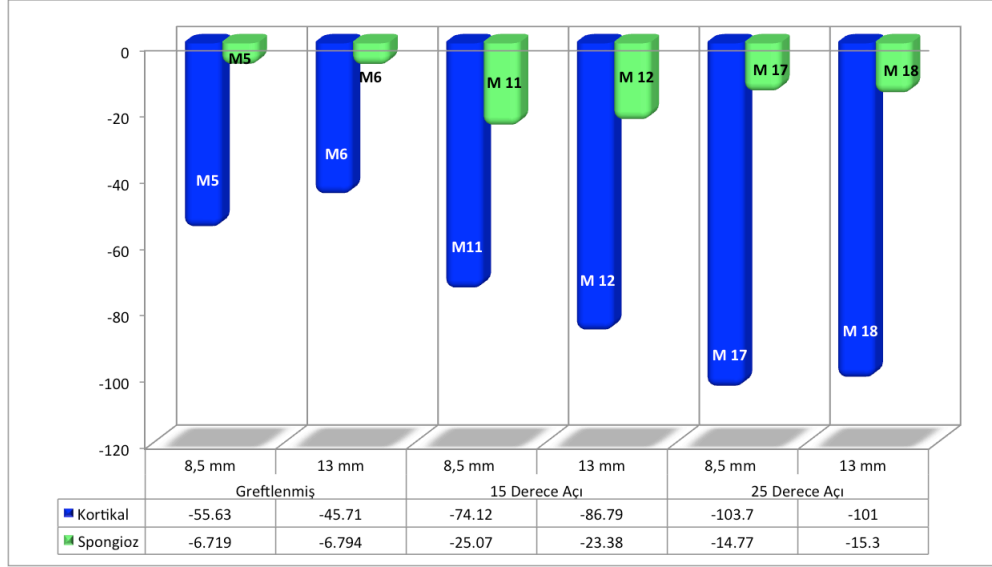


Şekil 4.107: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çap kullanılan implantlarda vertikal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi uygulanan modelde azalırken, açılanma olan modellerde değişme yaratmadığı gözlenmiştir. Spongioz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, greftleme işlemi uygulanan ve 15 derece açılanma olan modelde değişme yaratmadığı; 25 dereceli açı ile konumlanan modelde ise ciddi bir artış gösterdiği görülmüştür.

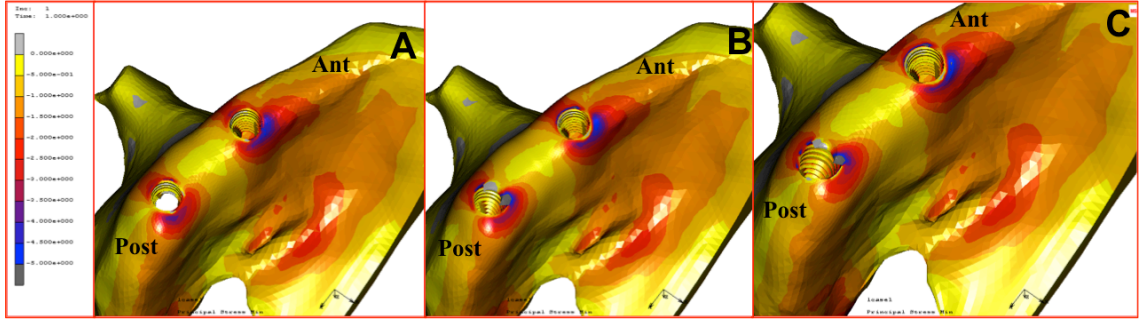
4.3.3.2. Horizontal Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 17’de (-103.7 MPa) görülürken; en düşük Pmin değeri ise Model 5’te (-55.63 MPa) görülmüştür (Şekil 4.108).



Şekil 4.108: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.109), horizontal yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin streslerinin Model 5, Model 11 ve Model 17’de her iki implantta da bukkal bölge hariç yayılım gösterdiği ve stres odaklarının Model 11 ve Model 17’de palatinal boyun kısımlarında; Model 5’te mezial boyun kısmında olduğu görülmüştür.

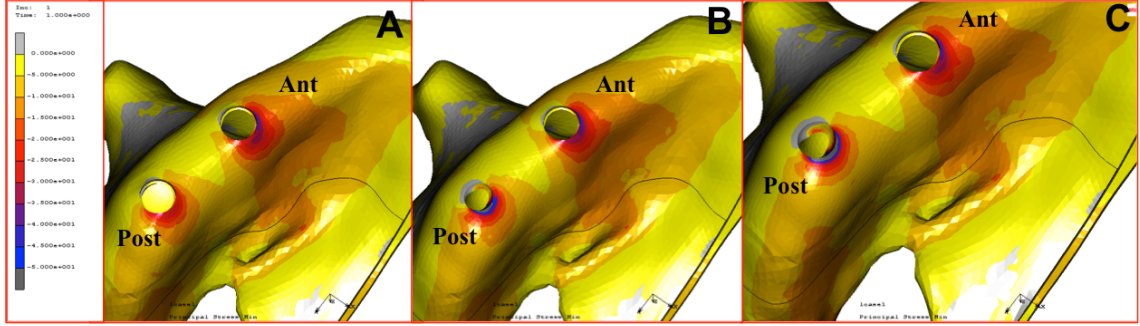


Şekil 4.109: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 18’de (-101.7 MPa) görülürken; en düşük Pmin değeri ise Model 6’da (-45.71 MPa) görülmüştür (Şekil 4.108).

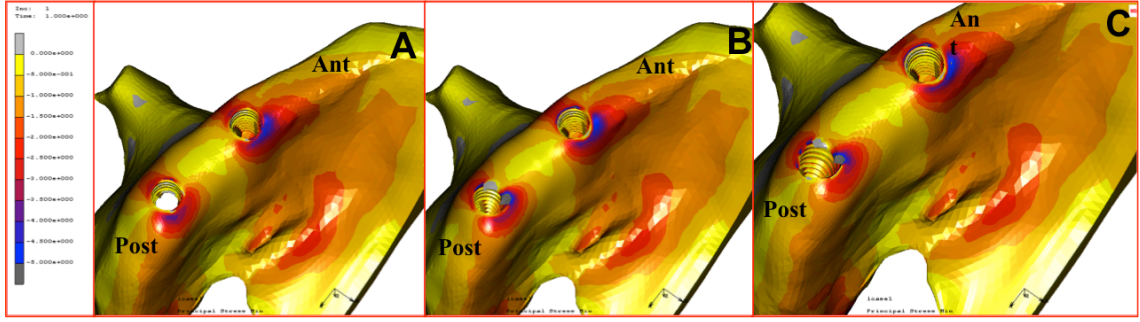
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.110), horizontal yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin streslerinin Model 6, Model 12 ve Model 18’de her iki implantta bukkal bölge hariç yayılım gösterdiği ve stres odaklarının Model 12 ve Model 18’de palatinal boyun kısımlarında; Model 5’da mezial boyun kısmında olduğu görülmüştür.



Şekil 4.110: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 5’te (-6.719 MPa), en yüksek stres değeri ise Model 15’’te (-25.07 MPa) olduğu izlenilmiştir (Şekil 4.108).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.111), horizontal yükleme koşulları altında 4.5 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin streslerinin Model 5, Model 11 ve Model 17’te her iki implantta boyun bölgesinde yayılım gösterdiği ve stres odaklarının mezio-palatinal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür.

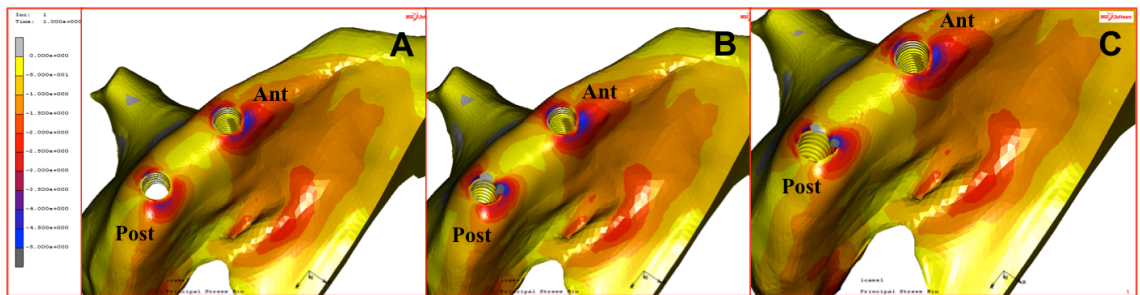


Şekil 4.111: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan horizontal yüke karşı spongiöz kemikte meydana gelen en düşük Pmin değeri Model 6'da (-6.794 MPa), en yüksek stres değeri ise Model 18'de (-181.3 MPa) olduğu bulgulanmıştır (Şekil 4.108).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.112), horizontal yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongiöz kemikte görülen Pmin streslerinin Model 6 ve Model 12'de her iki implantta boyun bölgesinde yayılım gösterdiği ve stres odaklarının mezio-palatinal boyun kısımlarında olduğu görülmüştür. Model 18'de ise stresler bukkal boyun kısmı haricinde yayılım gösterip, stres odağını palatinal boyun kısmında toplamış olduğu izlenilmiştir.



Şekil 4.112: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

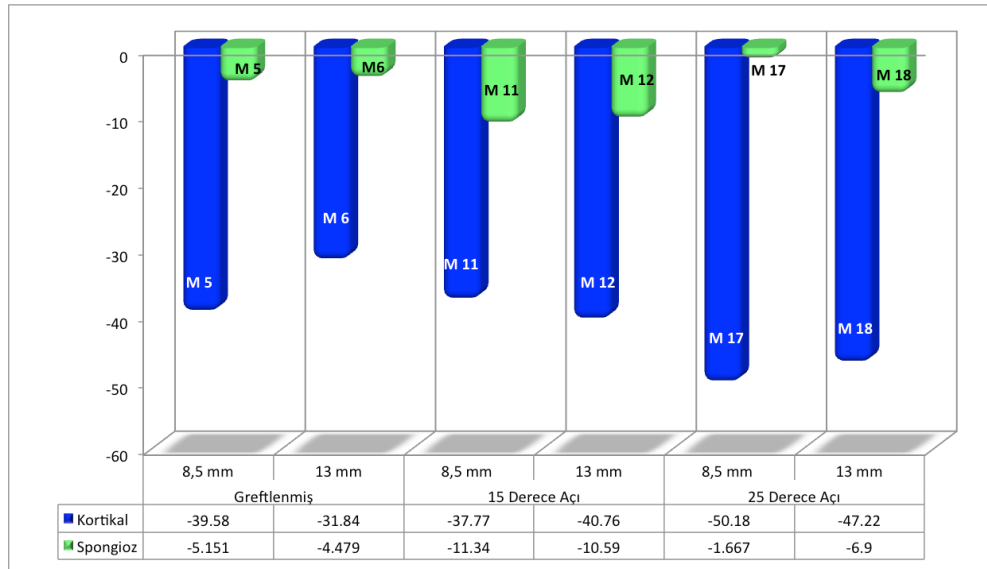
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çap kullanılan implantlarda horizontal yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri implantın boyu uzadıkça 15 derece açılan modelde streslerde artışa, greftleme işlemi yapılan modelde azalmaya ve 25 derece

açılanma olan modeldeki streslerde değişim göstermediği izlenilmiştir. Horizontal yükleme koşulları altında spongiöz kemikte meydana gelen stres değerlerinde, implant boyundaki artışın, 15 derece açılanma olan modelde ve greftleme işlemi yapılan modeldeki streslerde fark yaratmazken; 25 derece açılanma olan modelde streslerde artışa sebep olduğu bulgulanmıştır.

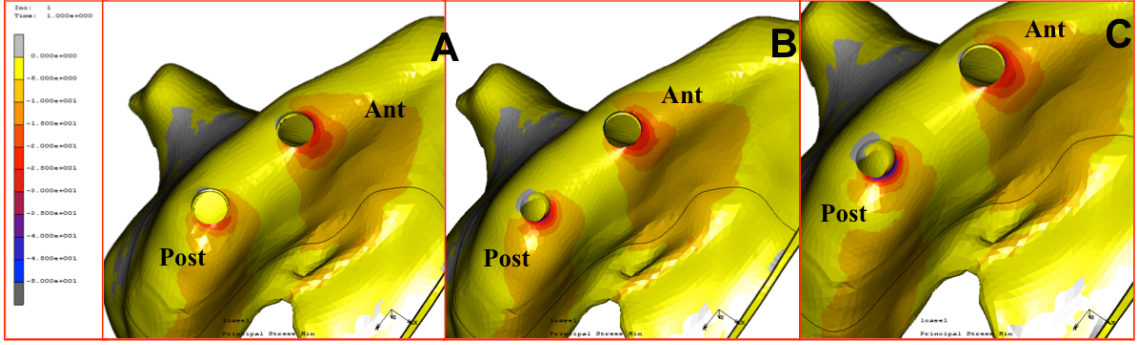
4.3.3.3. Oblik Yükleme Koşulu

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 17’de (-50.18 MPa) görülürken; Model 5 (-39.58 MPa) ile Model 11 ise (-37.77 MPa) benzer stres değerleri saptanmıştır (Şekil 4.113).



Şekil 4.113: 5.0 mm çapındaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal ve spongiöz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin bar grafik ile gösterilmesi

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.114), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin streslerinin Model 5, Model 11 ve Model 17’te her iki implantında bukkal boyun kısımları hariç implantların boyun kısmında yayılmış olduğu görülmüştür. Oluşan stres odakları Model 11 ve 17’te palatinal bölgede; Model 5’te ise mezialde olduğu bulgulanmıştır.

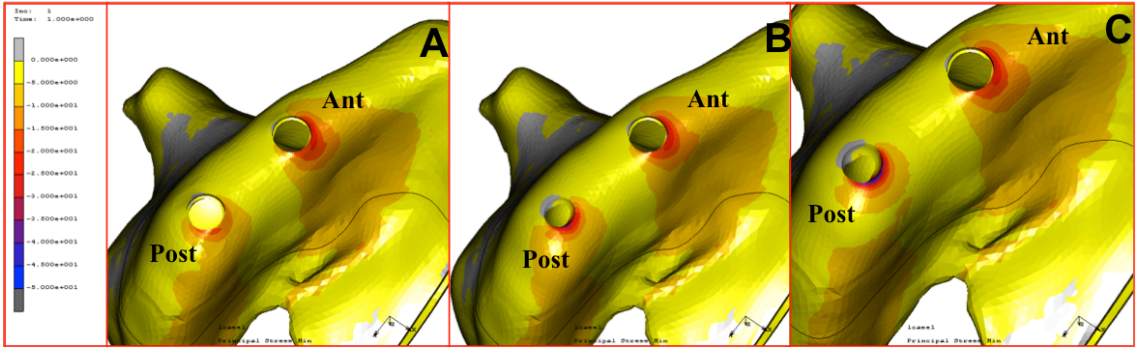


Şekil 4.114: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı kortikal kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 18’de (-47.22 MPa) görülürken; en düşük stres değeri Model 6’da (-31.84 MPa) görülmüştür (Şekil 4.113).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.115), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde kortikal kemikte görülen Pmin streslerinin Model 6, Model 12 ve Model 18’de her iki implantında bukkal boyun kısımları hariç implantların boyun kısmında yayılmış olduğu görülmüştür. Oluşan stres odakları Model 12 ve 18’de palatinal bölgede; Model 5’te ise mezialde olduğu izlenilmiştir.



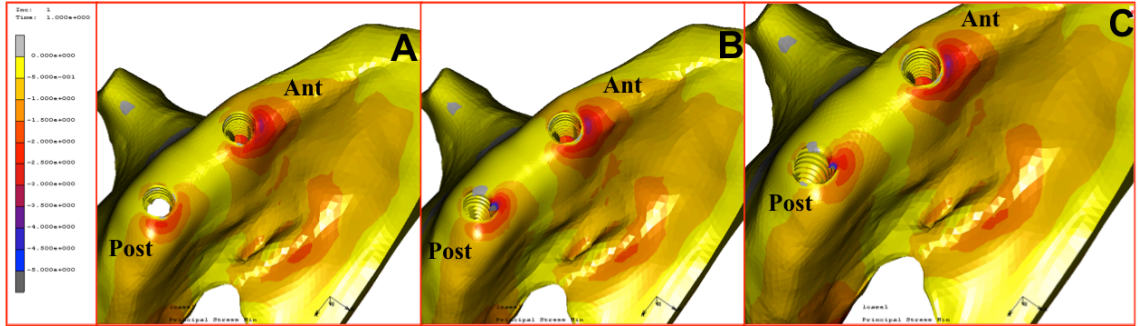
Şekil 4.115: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında kortikal kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri

A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 11’de

(-11.34 MPa) görülürken; en düşük stres değeri Model 17’de (-1.667 MPa) tespit edilmiştir (Şekil 4.113).

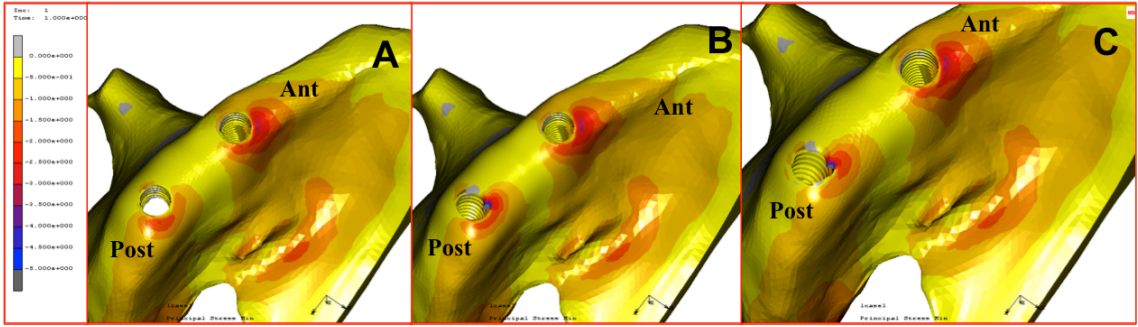
Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.116), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 8.5 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin stresleri Model 5, 11 ve 17’de anterior implantta distal bölge hariç yayılım gösterirken, posteriorda palatine yayılım göstermiştir. Stres odakları mezio-palatinal bölgede izlenmiştir.



Şekil 4.116: 5.0 mm çapında, 8.5 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongios kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 5 B. Model 11 C. Model 17

5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde uygulanan oblik yüke karşı spongios kemikte meydana gelen en yüksek Pmin değeri Model 18’de (-83.76 MPa) görülürken; en düşük Pmin değerinin Model 6’da (-4.479 MPa) olduğu bulunmuştur (Şekil 4.113).

Sonlu elemanlar stres analiz görüntüleri incelendiğinde (Şekil 4.117), oblik yükleme koşulları altında 5.0 mm çapında 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde spongios kemikte görülen Pmin stresleri Model 6, ve Model 12’de anterior implantta distal bölge hariç yayılım gösterirken, posteriorda palatine yayılım göstermiştir. Model 18’de ise stres yayılımlarının palatinal bölgede olduğu görülmüştür. Modellerde stres odakları mezio-palatinal bölgede izlenmiştir.



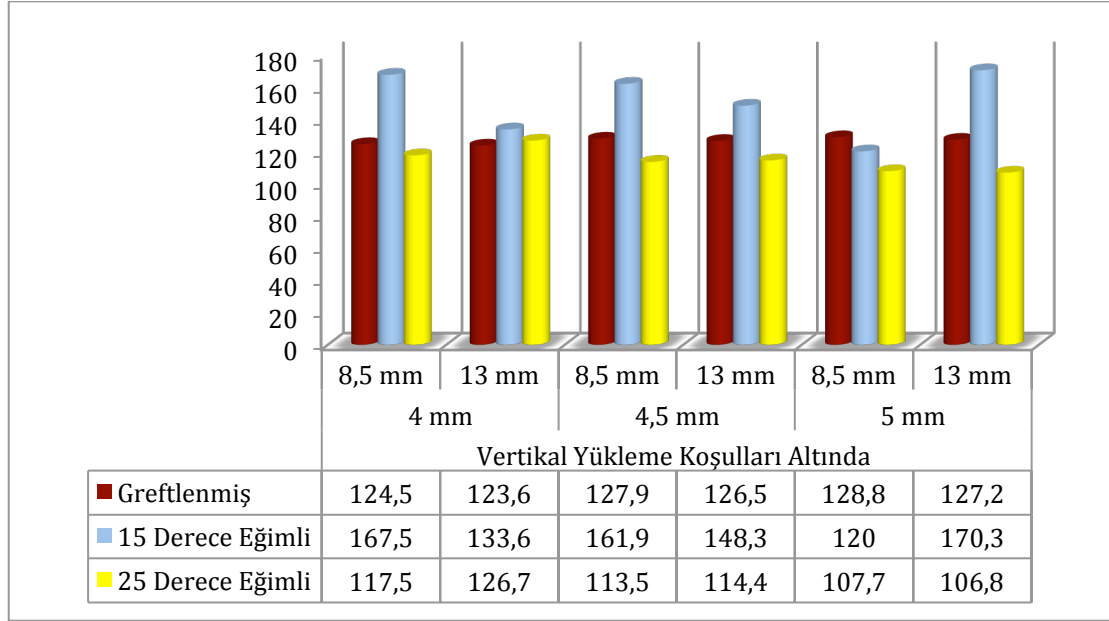
Şekil 4.117: 5.0 mm çapında, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde oblik yükleme koşulu altında spongioz kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin SESA görüntüleri
A. Model 6 B. Model 12 C. Model 18

5.0 mm çap kullanılan implantlarda oblik yükleme koşulları altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresleri implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi uygulanan modelde streslerin azaldığı; açılanma olan modellerde ise streslerde bir fark olmadığı görülmüştür. Oblik yükleme koşulları altında spongioz kemikte meydana gelen sıkışma stresleri implantın boyu uzadıkça greftleme işlemi uygulanan modelde streslerin azaldığı; 15 derece açılanma olan modelde ise streslerde bir fark olmadığı ve 25 derece açılanma olan modelde ise streslerde artış olduğu görülmüştür.

4.4. Modeller ile İlgili Genel Değerlendirmeler

4.4.1. İmplant – Von Mises Streslerin Değerlendirilmesi

4.4.1.1. Vertikal Yükleme



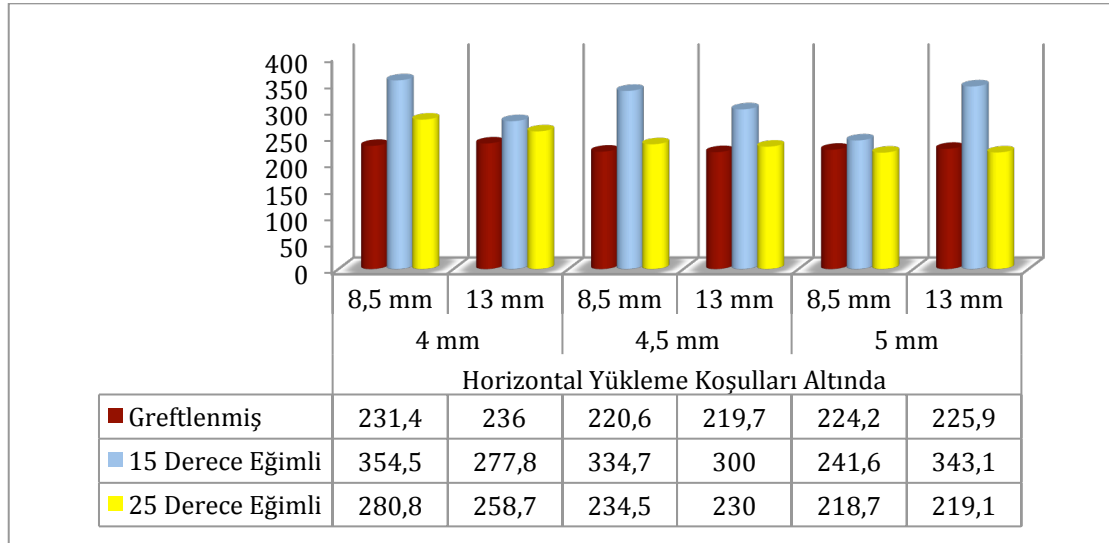
Şekil 4.118: Vertikal yükleme koşulu altında implant üzerinde görülen von mises stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftlenmiş modellerde anlamlı bir fark olmasa da, implant çapının artması gelen streslerde artış meydana getirirken, implant boyunun artması gelen stresleri azaltmıştır.

15⁰ açı ile yerleştirilen modellerde implant çapının artması, 8,5 mm boyda stresler üzerinde azalmayı sağlarken, 13 mm boyda streslerin artmasına neden olduğu görülmüştür. İmplant boyunun artmasının 5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modeller hariç stresleri azaltmış olduğu görülmüştür.

25⁰ açı ile yerleştirilen modellerde implant çapının artması gelen stresleri azaltırken, implant boyunun değişmesi stresler üzerinde etkisinin olmadığı tespit edilmiştir.

4.4.1.2. Horizontal Yükleme



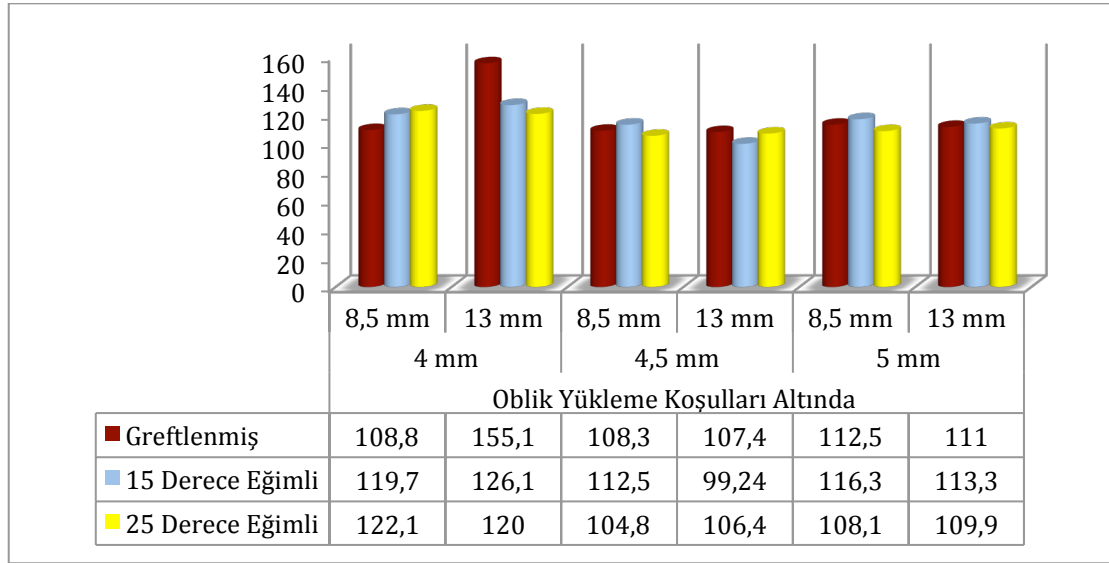
Şekil 4.119: Horizontal yükleme koşulu altında implant üzerinde görülen von mises stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Graftlenmiş modellerde implant çapının artması gelen stresleri azaltırken, boyun artması veya azalmasının stresler üzerinde etkisi olmadığı bulgulanmıştır.

15⁰ açı ile yerleştirilen modellerde 8,5 mm boyundaki implantlarda çapın artması, gelen stresleri azaltırken, 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde çapın artması, gelen stresleri artırmıştır. İmplant boyunun artması ise 5 mm çapındaki implantların kullanıldığı modeller hariç stresleri azaltırken; 5 mm çapındaki implant kullanılan modellerde streslerin artmasına neden olduğu tespit edilmiştir.

25⁰ açı ile yerleştirilmiş modellerde implant çapının artması gelen stresleri azaltırken, implant boyunun artması sadece 4,0 mm çapındaki implantlarda gelen stresleri azaltmıştır, diğer konfigürasyonlar üzerinde etki görülmemiştir.

4.4.1.3. Oblik Yükleme



Şekil 4.120: Oblik yükleme koşulu altında implant üzerinde görülen von mises stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftlenmiş modellerde çap veya boyun değişmesi 4,0 mm çapındaki ve 13 mm boyundaki implant kullanılan model hariç diğer modellere gelen stresler üzerinde değişiklik yaratmamıştır. Bu modelde ise streslerin artmış olduğu görülmüştür.

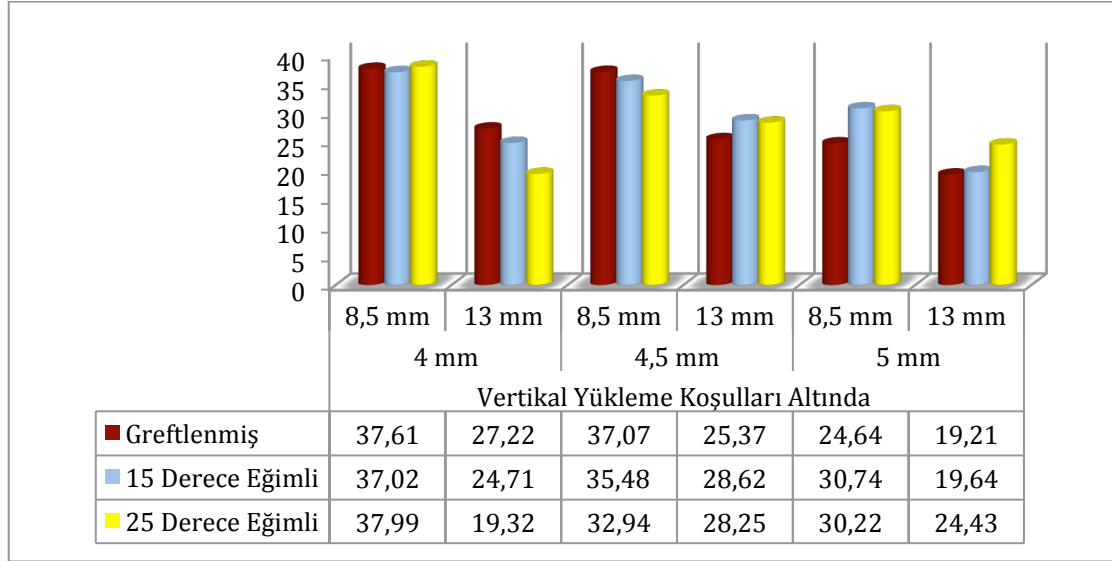
15⁰ açı ile implant yerleştirilen modellerde 8,5 mm boyundaki implantlarda çapın artması stresleri değiştirmezken; 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde çap arttıkça gelen streslerde azalma meydana gelmiştir, ancak bu azalmanın 4,5 mm çapta, 5 mm çapa göre daha az olduğu sonucuna varılmıştır. Boyun artması ise yalnızca 4,5 mm çapında implantın kullanıldığı modellerde stresi azalırken, diğer modellerde değişiklik yaratmadığı görülmüştür.

25⁰ açı ile implant yerleştirilen modellerde çapın artması gelen stresleri azaltırken; boy değişiminin gelen stresleri üzerine herhangi bir etki yaratmadığı tespit edilmiştir.

Tüm yükleme koşulları altında implantlar üzerine gelen streslerde, en yüksek streslerin 25⁰ açı ile yerleştirilmiş modellerde; en düşük streslerin ise 15⁰ ile yerleştirilmiş modellerde görüldüğü sonucuna varılmıştır.

4.4.2. Kortikal Kemik Principle Maximum Streslerin Değerlendirilmesi

4.4.2.1. Vertikal Yükleme



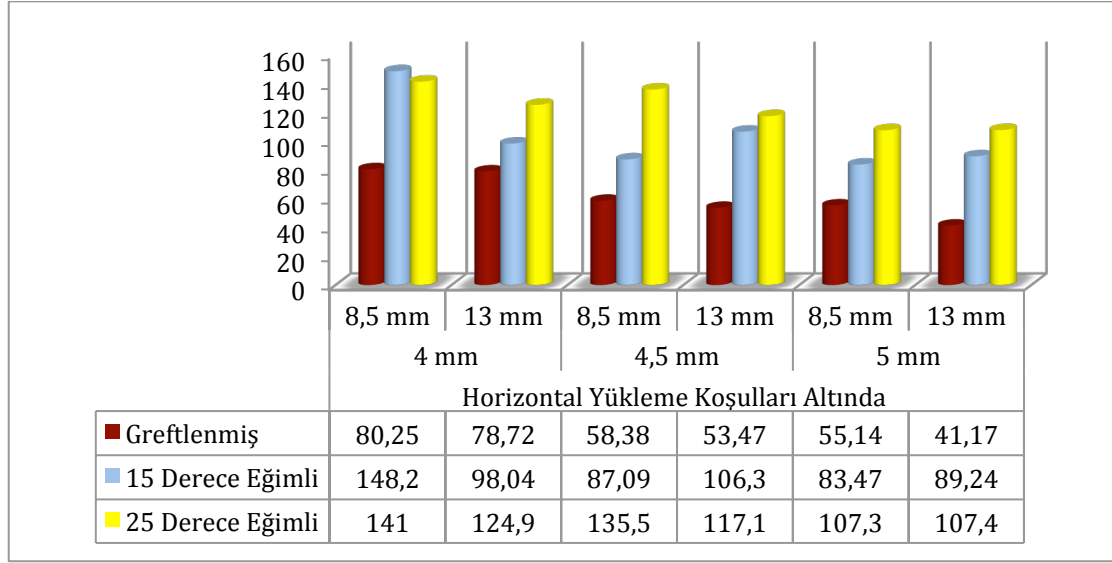
Şekil 4.121: Vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış olan modellerde çap ve boy artışının gelen streslerde azalmaya neden olduğu görülmüştür.

15⁰ açı ile implantların yerleştirildiği modellerde çap artışı 4,5 x 13 mm implant yerleştirilen model hariç diğer modellerde gelen streslerin azalmasını sağlamıştır. Boy arttıkça da gelen streslerde azalma meydana gelmiştir.

25⁰ açı ile implantların yerleştirildiği modellerde 8,5 mm boyda çap arttıkça gelen stresler azalırken, 13 mm boyda çap artışı gelen streslerde artış meydana getirmiştir. Özellikle 4,5 mm çapta meydana gelen stres artışının daha fazla olduğu görülmüştür. İmplant boyundaki artışın ise gelen stresleri azalttığı bulgulanmıştır.

4.4.2.2. Horizontal Yükleme



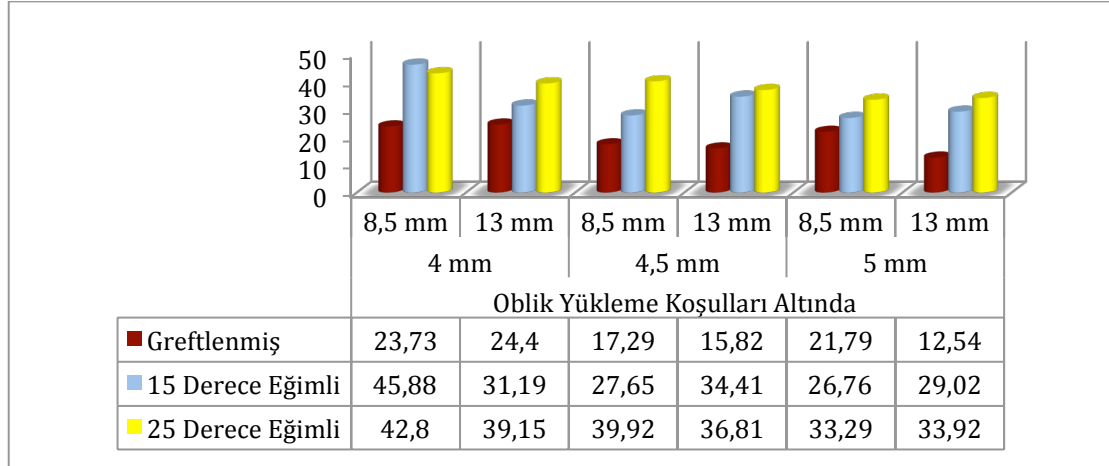
Şekil 4.122: Horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış modellerde çap ve boy artışı gelen stresler azalmaya neden olduğu görülmüştür.

15⁰ açı ile yerleştirilen modellerde 8,5 mm boyda implant çap artışının, gelen streslerde azalma sağladığı tespit edilmiştir. 13 mm boyda implant kullanılan modellerde ise çap artışı gelen streslerin azalmasını sağladığı bulgulanmıştır. İmplant boyundaki artış ise 4,0 mm çapında implant kullanılan modellerde stresleri azaltırken, diğer modellerde streslerin artmasına neden olduğu gözlenmiştir.

25⁰ açı ile yerleştirilen modellerde çap ve boy artışı streslerde azalmaya neden olduğu sonucuna varılmıştır.

4.4.2.3.Oblik Yükleme



Şekil 4.123: Oblik yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış olan modellerde 8,5 mm boyundaki implantlarda çapın artması önce streslerde azalmaya sonra artmaya neden olduğu sonucuna varılmıştır. 13 mm boydaki implant kullanılan modellerde çap artışı streslerde azalmaya meydana geldiği görülmüştür.

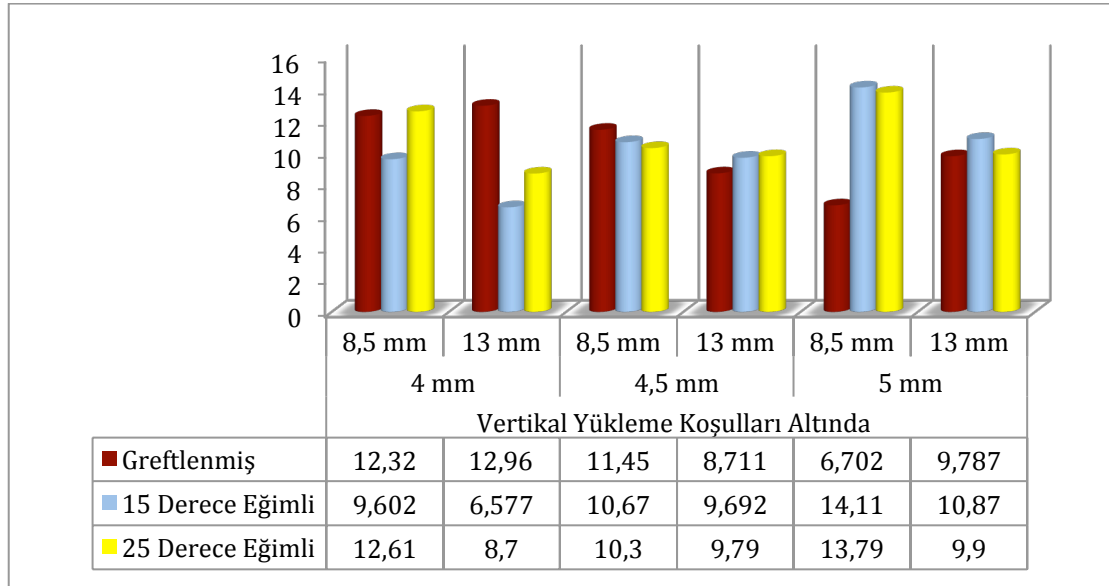
15⁰ açılı ile yerleştirilen modellerde 8,5 mm boyunda implant kullanılan modellerde çap artışı streslerde azalma sağlamıştır, ancak 4,5 mm çapında implant kullanılan modellerde bu azalma daha fazladır. 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde çap artışı en dar implantın olduğu modele göre 5.0 mm çap kullanılan modelde streslerde azalma görülürken, 4,5 mm çap kullanılan modelde streslerde artış olduğu bulgulanmıştır.

25⁰ açılı ile yerleştirilen modellerde çap ve boy artışının gelen streslerde azalmaya neden olduğu sonucuna varılmıştır.

Tüm yükleme koşulları altında kortikal kemikte görülen pmax streslerinde, en yüksek streslerin implantların 25⁰ açılı ile yerleştirilmiş olduğu modellerde; en düşük streslerin ise greft uygulanmış modellerde görüldüğü sonucuna varılmıştır.

4.4.3. Spongioz Kemik Principle Maximum Streslerin Değerlendirilmesi

4.4.3.1. Vertikal Yükleme



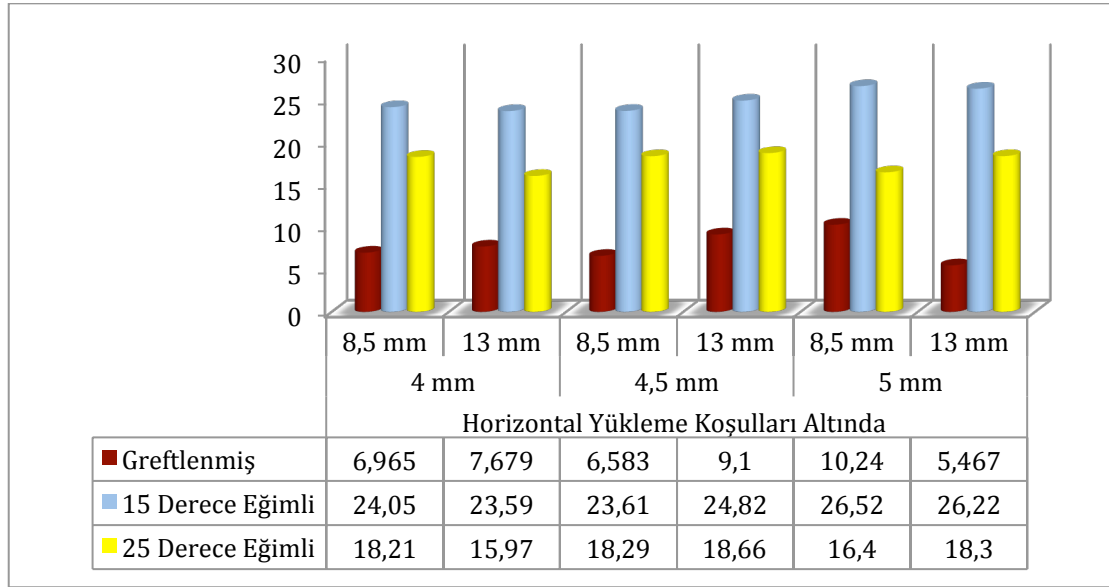
Şekil 4.124: Vertikal yükleme koşulu altında spongioz kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış olan modellerde 8,5 mm boyda implant kullanıldığında çap artışının streslerde azalma sağladığı bulgulanmıştır. 13 mm boyda implant kullanıldığında da çap artışı gelen streslerde azalma meydana gelmiştir, ancak bu azalmanın 4,5 mm çapta 5,0 mm çapa göre daha az olduğu sonucuna varılmıştır. Boy artışı ise 4,5 mm çapında implant kullanılan modellerde streslerde azalma sağlarken, diğer modellerde stresin artmasına sebep olmuştur.

15⁰ açı ile implant yerleştirilen modellerde, çap artışı streslerde artış meydana getirirken; boy artışı ise streslerde azalma meydana getirmiştir.

25⁰ açı ile implant yerleştirilen modellerde, 8,5 mm boyunda implant kullanıldığında çap arttıkça streslerde en dar implanta göre 4,5 mm çapta azalma; 5,0 mm çapta ise artış olduğu görülmüştür. 13 mm boyda implant kullanılan modellerde ise çap artışı stres değerinde artışa neden olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca bu konfigürasyonlarda boy artışının streslerde azalmaya neden olduğu görülmüştür.

4.4.3.2. Horizontal Yükleme



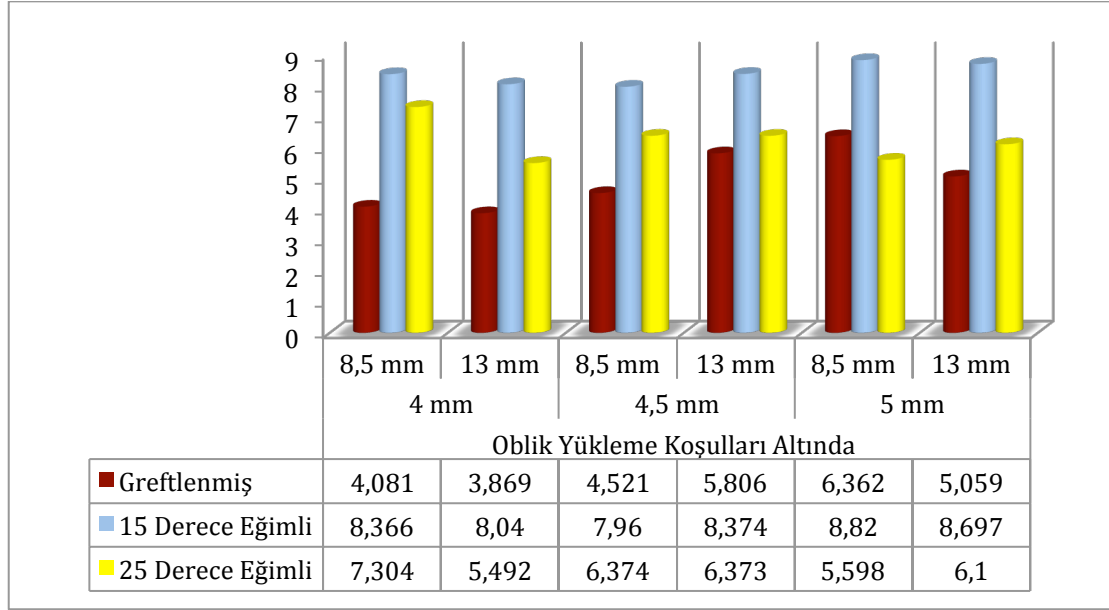
Şekil 4.125: Horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemik üzerinde görülen maximum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış olan modellerde 8,5 mm boyunda implant kullanıldığında çapın artmasının streslerde artışa neden olduğu görülmüştür. 13 mm boyunda implant kullanılan modellerde ise çap artışı gelen streslerde en dar çapta implant kullanılan modele göre 4,5 mm implant kullanılan modelde artış; 5,0 mm implant kullanılan modelde ise azalma meydana getirdiği bulgulanmıştır. Boy artışı 5 mm çapında implant kullanılan modellerde streste azalmaya, diğer modellerde ise streslerin artmasına neden olmuştur.

15⁰ açı ile implant yerleştirilmiş modellerde çap artışı streslerde artışa neden olmuştur. İmplantlarda boy artışının gelen stresler üzerinde bir etkisinin olmadığı sonucuna varılmıştır.

25⁰ açı ile implantların konumlandırıldığı modellerde, 8,5 mm boyda implant kullanıldığında çap artışı streslerde azalmaya; 13 mm boyda implant kullanıldığında ise çap artışının streslerde artışa neden olduğu tespit edilmiştir. Boy artışının 4,0 mm çaptaki implant kullanılan modellerde streslerde azalma sağladığı, 4,5 mm çapında implant kullanılan modellerde stresleri etkilemediği, 5,0 mm çapında implant kullanılan modellerde ise stresleri artırdığı bulgulanmıştır.

4.4.3.3. Oblik Yükleme



Şekil 4.126: Oblik yükleme koşulu altında spongioz kemik üzerinde görülen maximum principle stress değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış olan modellerde çap artışı streslerde artışa; boy artışı ise 4,5 x 13 boyutundaki implantın kullanıldığı model hariç diğer modellerde streslerde azalma sağladığı gözlenmiştir.

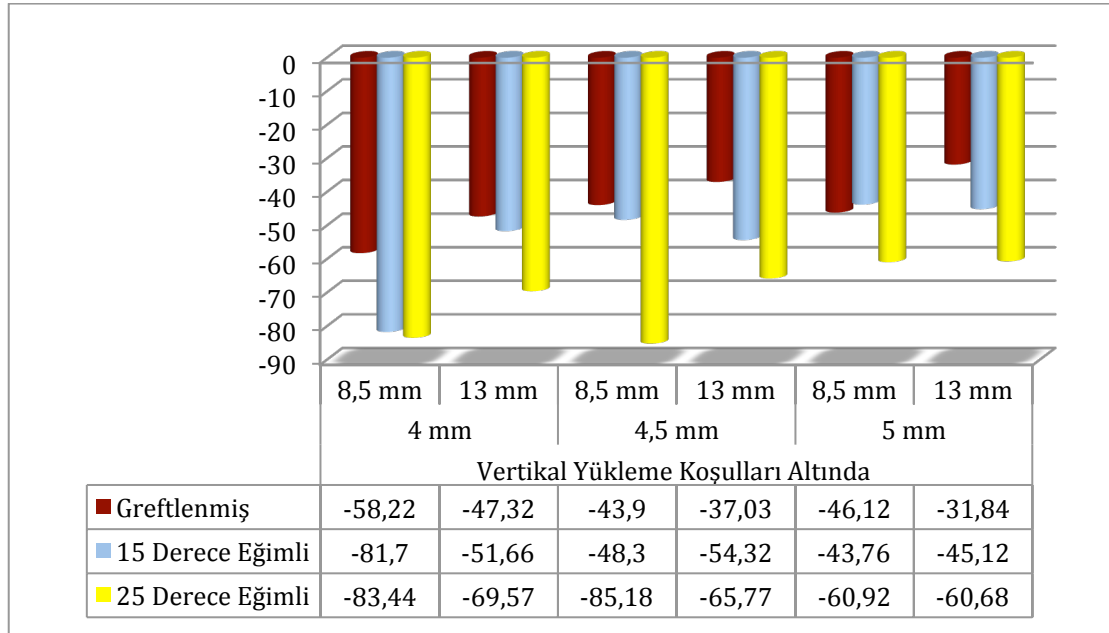
15⁰ açı ile implant yerleştirilmiş modellerde çap ve boy artışının streslerde etkisinin olmadığı tespit edilmiştir.

25⁰ açı ile implant yerleştirilmiş modellerde 8,5 mm boyda implant kullanıldığında çap artışının stresleri azalttığı; 13 mm boyda implant kullanıldığında ise çap artışının stresleri de artırdığı görülmüştür. Boy artışının 4,0 mm çapta stresi azalttığı; 4,5 ve 5.0 mm çapta implant kullanıldığında ise streslerde değişme görülmediği bulgulanmıştır.

Tüm yükleme koşulları altında spongioz kemikte görülen pmax stresleri değerlendirildiğinde en yüksek streslerin implantların 15⁰ açı ile yerleştirilmiş olduğu modellerde, en düşük streslerin ise greft uygulanmış modellerde görüldüğü tespit edilmiştir.

4.4.4. Kortikal Kemik Principle Minimum Stres Değerleri

4.4.4.1 Vertikal Yükleme



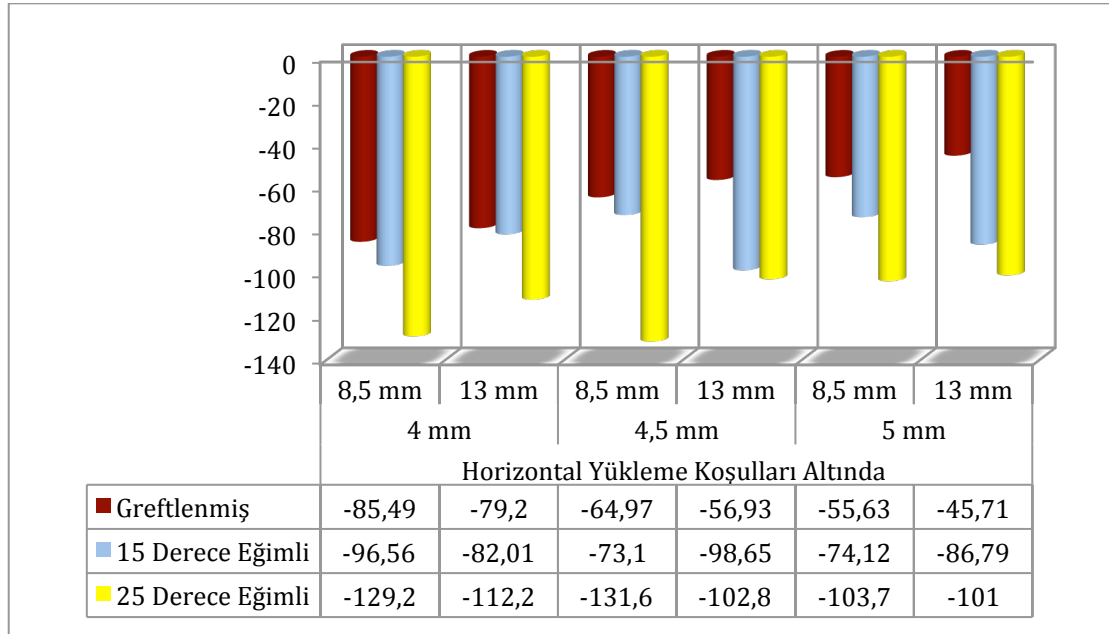
Şekil 4.127: Vertikal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış olan modellerde çap ve boy artışının gelen stresleri azalttığı tespit edilmiştir.

İmplantların 15° açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışının stresleri azalttığı tespit edilmiştir. Boy artışı ise 4 mm çapında implantların kullanıldığı modellerde stresleri azaltırken, 4.5 mm çapında implant kullanılan modellerde stresi artırmış, 5 mm çapında implant kullanılan modellerde streslerde değişim yaratmadığı gözlenmiştir.

İmplantların 25° açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışı streslerde azalma sağlamıştır. Boy artışı ise 5mm çapında implant kullanılan modellerde stresleri azaltırken, diğer konfigürasyonlarda streslerde değişim yaratmadığı bulgulanmıştır.

4.4.4.2. Horizontal Yükleme



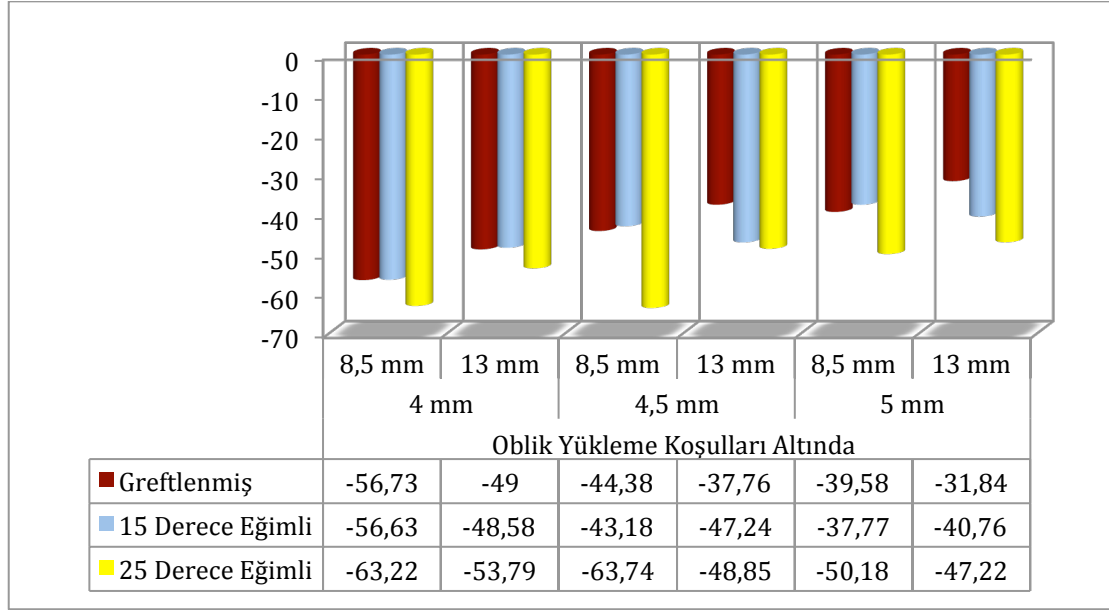
Şekil 4.128: Horizontal yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış olan modellerde çap ve boy artışının gelen stresleri azalttığı tespit edilmiştir.

İmplantların 15° açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışı 8.5 mm boyda implant kullanıldığında stresleri azaltmıştır. 13 mm boyda implant kullanılan modellerde ise çap artışı stresleri artırmıştır, ancak 4.5 mm çapta stresin daha fazla arttığı bulgulanmıştır. Boy artışı 4 mm çapında implant kullanılan modeller haricinde stresleri artırırken, 4 mm çapında implant kullanılan modellerde stresleri azaltmıştır.

İmplantların 25° açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışının gelen stresleri azalttığı gözlenmiştir. Boy artışının ise 5 mm çapta implant kullanılan modellerde stresleri değiştirmezken, diğer konfigürasyonlarda stresleri azalttığı tespit edilmiştir.

4.4.4.3. Oblik Yükleme



Şekil 4.129: Oblik yükleme koşulu altında kortikal kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış modellerde çap ve boy artışının gelen stresleri azalttığı bulgulanmıştır.

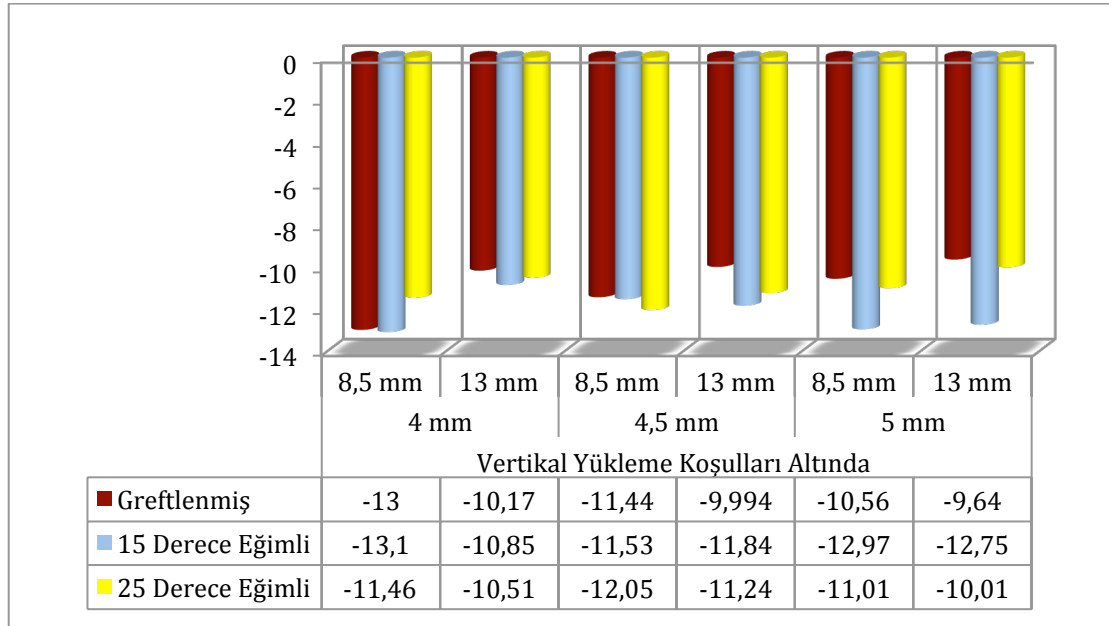
İmplantların 15⁰ açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışının stresleri azalttığı tespit edilmiştir. Boy artışı ise 4 mm çapında implantların kullanıldığı modellerde stresleri azaltırken; diğer konfigürasyonlarda gelen streslerde değişiklik yaratmadığı gözlenmiştir.

İmplantların 25 derece açı ile yerleştirildiği modellerde çap ve boy artışının stresleri azalttığı tespit edilmiştir.

Tüm yükleme koşulları altında kortikal kemikte görülen pmin stresleri değerlendirildiğinde en yüksek streslerin implantların 25⁰ açı ile yerleştirilmiş olduğu modellerde, en düşük streslerin ise greft uygulanmış modellerde görüldüğü tespit edilmiştir.

4.4.5. Spongöz Kemik Principle Minimum Stres Değerleri

4.4.5.1. Vertikal Yükleme



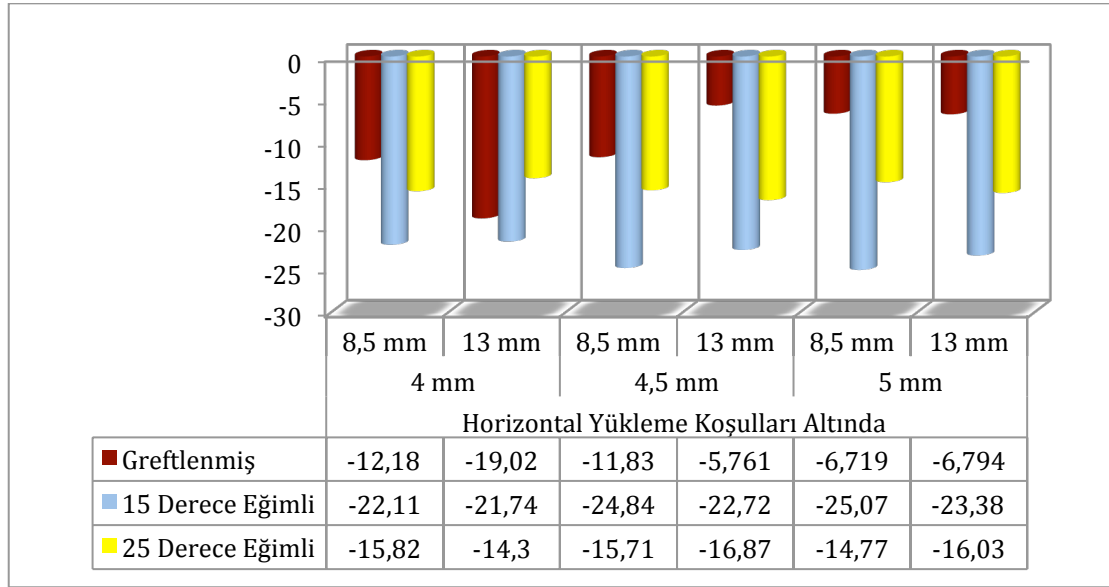
Şekil 4.130: Vertikal yükleme koşulu altında spongöz kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış modellerde çap ve boy artışının gelen stresleri azalttığı bulgulanmıştır.

İmplantların 15° açılı ile yerleştirildiği modellerde 8.5 mm boyda implant kullanılan modellerde çap artışı stresleri azaltmıştır, ancak 4.5 mm çapta stresin daha fazla azalttığı bulgulanmıştır. 13 mm boyundaki implantların kullanıldığı modellerde ise çap artışının stresleri arttırdığı gözlenmiştir. Boy artışı 4 mm çapında implant kullanılan modellerde stresleri azaltırken, diğer konfigürasyonlarda ise stresleri değiştirmedeği tespit edilmiştir.

İmplantların 25° açılı ile yerleştirildiği modellerde çap artışı stresleri sadece 4.5 mm çapında implant kullanılan modellerde arttırırken, diğer konfigürasyonlarda streslerde değişim gözlenmemiştir. Boy artışının ise stresleri azalttığı tespit edilmiştir.

4.4.5.2. Horizontal Yükleme



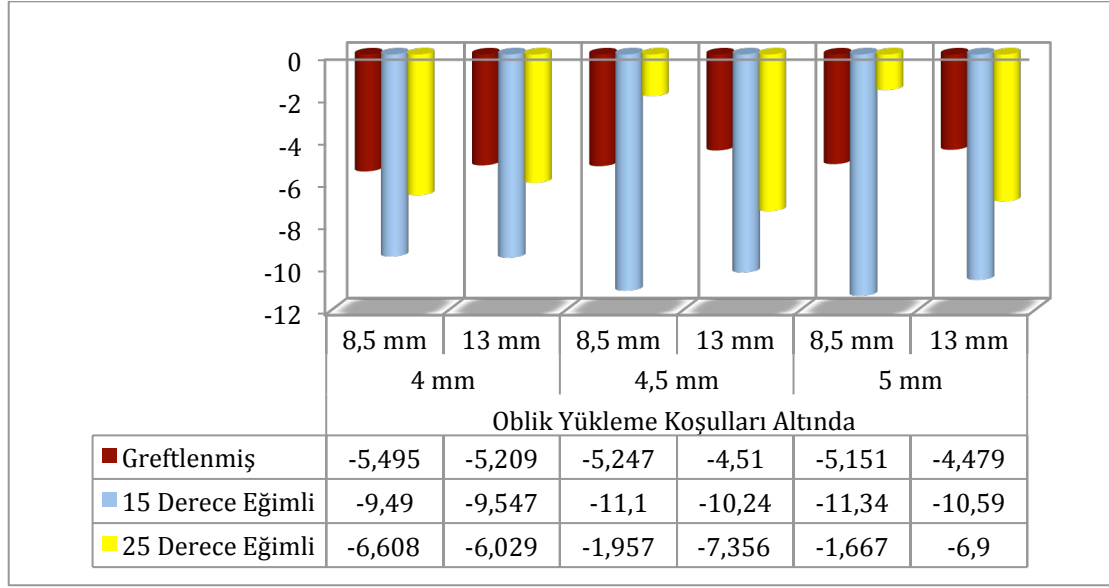
Şekil 4.131: Horizontal yükleme koşulu altında spongiöz kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış modellerde çap artışı gelen stresleri azaltmıştır. Boy artışının 4 mm çapta implant kullanılan modellerde stresleri artırdığı, 4.5 mm çapta implant kullanılan modellerde stresleri azalttığı, 5mm çapta implant kullanılan modellerde ise stresleri değiştirmedeği tespit edilmiştir.

İmplantların 15⁰ açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışı streslerin artmasına neden olmuştur, ancak 4.5 mm çapta stres daha fazla artmıştır. Boy artışının ise stresleri azalttığı bulgulanmıştır.

İmplantların 25⁰ açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışı 8.5 mm boydaki implantların kullanıldığı modellerde stresleri azaltırken; 13 mm boydaki implantların kullanıldığı modellerde çap artışının gelen stresleri artırdığı tespit edilmiştir. Boy artışı ise 4 mm çapında implant kullanılan modellerde stresleri azaltırken, diğer konfigürasyonlarda boy artışının stresleri artırdığı bulgulanmıştır.

4.4.5.3. Oblik Yükleme



Şekil 4.132: Oblik yükleme koşulu altında spongiöz kemik üzerinde görülen minimum principle stres değerlerinin bar grafik ile gösterilmesi

Greftleme işlemi uygulanmış modellerde çap artışı 8.5 mm boyunda implant kullanıldığında streslerde bir değişim yaratmazken, 13 mm boyunda implant kullanıldığında çap artışının stresleri azalttığı tespit edilmiştir. Modellerde boy artışının ise gelen stresleri azalttığı gözlenmiştir.

İmplantların 15⁰ açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışının stresleri arttırdığı; boy artışının ise streslerde değişiklik yaratmadığı bulgulanmıştır.

İmplantların 25⁰ açı ile yerleştirildiği modellerde çap artışı 8.5 mm boyunda implant kullanıldığında streslerde azalma sağlarken; 13 mm boyunda implant kullanıldığında çap artışı stresleri 4.5 mm çapta daha fazla olmak üzere artırmıştır. Boy artışı 4 mm çapta implant kullanılan modellerde gelen stresleri değiştirmezken, diğer modellerde boy artışının gelen stresleri artırdığı bulgulanmıştır.

Tüm yükleme koşulları altında spongiöz kemikte görülen pmin stresleri değerlendirildiğinde en yüksek streslerin implantların 15⁰ açı ile yerleştirilmiş olduğu modellerde, en düşük streslerin ise greft uygulanmış modellerde görüldüğü tespit edilmiştir.

5. Tartışma ve Sonuç

15 yıl önce rutin tedavi planlamasında yer almayan dental implantlar, bugün teknolojinin ilerlemesi ile kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanında estetiğe olan katkıları ile sıklıkla kullanılır hale gelmiştir (3). Literatürde implantların uzun dönemlerde başarılı sayılabilmeleri için tedaviden önce teşhis ve planlama basamağının önemi üzerinde durulmaktadır. Özellikle planlama aşamasında anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkatle incelenmesi gerekmektedir (1). Üst çene posterior dişsizlik vakalarında sıklıkla posterior maksillanın düşük yoğunluktaki kemik yapısı, maksiller sinüs ile komşuluğu bu bölgenin implant uygulanabilirliğini ve implant başarısını önemli ölçüde azaltmaktadır (4)

Vertikal kemik yüksekliğinin implant yerleşimi için yetersiz olduğu durumlarda sıklıkla maksiller sinüsün elevasyonu ve greftlenme işlemine başvurulmaktadır (14, 147). Sinüs lift işleminin, komplikasyon riskinin fazla olması, morbidite oranının yüksekliği, hastaya yaratacağı ekstra maliyetler ve protetik restorasyonun uygulanması için daha uzun süre beklenmesi gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajlar, hastalar tarafından memnuniyetsizlikle karşılanmaktadır (14, 147). Widmark ve ark. 5 yıllık hasta takibi yaptıkları çalışmalarında greftleme işlemi ile birlikte implant uygulanan implantlarda başarı oranının (%74); greftleme işlemi yapılmadan implant uygulanan implantlardaki başarı oranından (%87) daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Bu sıkıntıları elimine etmek amacıyla implantların zigomaya, maksiller tüber bölgesine, pterygoid prosese yerleştirilmesi, kısa implantların kullanımı veya implantların açılı konumlandırılmaları gibi farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda belirtilmiştir (3, 4, 8, 9, 11, 103, 106). İmplantların zigomatik kemiğe veya pterygoid prosese yerleştirilmesi atrofik maksillanın rehabilitasyonunda yüksek başarı oranına sahip olsa da ileri cerrahi bir deneyim gerektirdiği ve yüksek morbidite ile ilişkili olduğu ifade edilmiştir (14, 148, 149).

Greftleme işleminden kaçınmak için kısa implant uygulamasında en az 7 mm ket yüksekliğinin bulunması ve kemik kalitesinin iyi olması gerekliliği bildirilmektedir (29, 36, 98). Diğer bir tedavi seçeneği olan açılı konumlandırılan implantlar ile daha uzun implant yerleştirilmesinin mümkün olduğu ve bu şekilde implant – kemik ara yüz bağlantısının artarak, implantın primer stabilitesinin de artacağı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir(14, 147).

Çalışmamızda kemik atrofisine bağlı olarak implant yerleştirilmesi için yeterli kemik hacmine sahip olmayan dişsiz maksiller posterior bölgeye ait modeller üzerine yerleştirilen implantlardan, posteriorda konumlanan implant farklı açılarla yerleştirilmiştir. Bu şekilde greftleme işleminden kaçınılmaya çalışılmıştır. Çalışmamızda implantların çap ve boyları değiştirilerek uzun dönem implant başarısı için gerekli olan optimum şartları sağlayabilecek tasarım bulunmaya çalışılmıştır.

Literatürde atrofik posterior maksillada farklı cerrahi yaklaşımlar ile implant destekli protez uygulanabilmesi için 4 mm ve 5 mm'lik residüel kret yüksekliğinin kritik değer olduğu ifade edilmiştir (84). Jensen kret yüksekliğinin 3 mm'den kısa olması durumunda çift aşamalı sinüs lifting uygulamasını önerirken; Kent ve Block ve Duran 5 mm'den daha az kemik yüksekliğinde bu görüşü benimsemişlerdir. Ancak, 1998'deki konsensüs raporunda sinüs lifting uygulamalarında, uygulanan yöntemlerin (aynı yada ikinci seansta implant yerleşimini ve farklı greft materyalleri) birbirlerine göre üstünlüğünün olmadığı bildirilmiştir. Buna ek olarak, sinüs lifting işlemi ile yerleştirilen implantların 3 yıllık başarı oranının % 90 olduğu, ancak operasyon öncesi kemik yüksekliğinin 4 mm ya da daha az olduğu durumlarda, 5 mm ve daha fazla olduğu durumlara göre başarı oranının daha düşük olduğunu belirtmişlerdir (118). Duran yapmış olduğu klinik çalışmasında uyguladığı sinüs lifting ve implant uygulamalarında tek veya çift aşamalı yöntem arasında fark olmadığını ifade etmiştir. Ayrıca literatürde iki aşamalı yöntemde hastanın protetik rehabilitasyon için ilave bekleme süresi olduğu bildirilmiştir (112, 132). Çalışmamızda, sinüs lifting uygulamasından kaçınılmasına olanak sağlayabilecek optimum koşullar ile alternatif tedavi seçeneği üzerinde durulmuştur.

Daha önceki çalışmalarda bildirilen kortikal kemik kalınlıkları değerlendirilerek çalışmamızda, kortikal kemik kalınlığı 1 mm, spongios kemik kalınlığı 3,5 mm, sinüs kortikal kemik kalınlığı 0,5 mm ve mukoza kalınlığı 2 mm olacak şekilde planlanmıştır (4, 5, 92, 101).

Daha önce yapılmış olan klinik çalışmalarda, Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflamasına göre Tip I ve Tip II kemiklerde uygulanan implantlarda yüksek başarı oranlarından söz edilirken; Tip IV kemiğin implant başarısını azalttığı ifade edilmektedir (106, 150-152). Jaffin ve Berman'ın Tip IV kemik üzerine 5 yıllık takip yaptıkları çalışmalarında, Tip IV kemik varlığında başarısızlık oranını Tip I ve Tip II

kemik türlerine göre 4 kat daha fazla olduğunu ifade etmişlerdir (152). Çalışmamızda kemik kalitesi seçilirken, Misch'in kemik yoğunluğu sınıflanmasında belirtmiş olduğu Tip IV kemiğin posterior maksillada %40 oranında görüldüğü bilgisi göz önüne alınmıştır (1).

Himmlova ve ark. 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmalarında, implantların üzerine gelen kuvvetleri, implantların çap ve boy özelliklerini değiştirerek hangi değişkenin daha önemli olduğunu araştırmışlardır. Çalışmalarında, implant çapının implantlara gelen kuvvetlerin dağıtılmasında implant uzunluğundan daha önemli bir faktör olduğu ifade etmişlerdir (46). Geramy ve Morgano'nun yaptığı bir çalışmada implant çapının değiştirilmesinin stresler üzerine etkilerini inceledikleri üç boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmalarında, implantın boyunu sabit tutarak çapını değiştirmişlerdir. 5 mm çapın kullanıldığı modellerde implantın yer değiştirme miktarının 3,75 mm çapındaki implanta göre %50 daha az olduğunu ifade etmişlerdir (153). Çalışmamızda sinüs lifiting işlemine alternatif olarak açılı olarak konumlandırılan implantlarda çap ve boyların değişimlerinin gelen stresler üzerine etkileri incelenerek oluşabilecek optimum durum araştırılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan implantlar ve abutment modellerinin tamamı tek bir firmaya (DTI, İstanbul, Türkiye) ait olup, şekil özelliklerini birebir yansıtmak amacıyla Nextengine 3d tarayıcısı (NextEngine, Inc. 401Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) ile makro ölçekte 3 boyutlu taranarak elde edilmiştir. Bu yaklaşımın, modellerin gerçeğe olabildiğince yakın olmasını sağlayarak analiz sonuçlarının güvenilirliğini arttıracakı düşünülmüştür. Çalışmamızda sinüs lifiting işlemine alternatif bir tedavi yöntemi konusu araştırılırken rutin tedavide kullanılan implant çap ve boyları (4 mm, 4,5 mm, 5,0 mm çap ve 8,5 mm ve 13 mm boy) seçilmiştir. Bu yaklaşım vertikal yönde aşırı kemik kaybı gösteren maksiller posterior dişsizlikteki sınır şartlarda, farklı boyutlardaki implant kullanımının etkilerini ortaya koyabilmek açısından oldukça önemlidir.

Peñarrocha-Oltra ve ark yaptıkları derlemelerinde, vertikal düzlem ile 15⁰ ve daha fazla açı ile yerleştirilen implantların açılı implant (*tilted implant*) olarak adlandırıldığını belirtmişlerdir (14). Literatürde sinüs lift uygulamasından kaçınmak için yapılan birçok çalışmada implantların maxillada 15 – 45 derece arasında farklı açılarla yerleştirilebileceğini ifade edilmiştir (9, 14, 154). Çalışmamızda, sinüs lifiting

uygulamasında kaçınmak için planlanan modeller bu çalışmalar ile uyumlu olarak 15 ve 25 derece olacak şekilde tasarlanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan kron boyutlarının belirlenmesinde Wheeler'in verileri referans alınmış ve her modelde standart protetik üst yapı kullanılmıştır (155). Bu şekilde, 18 farklı modele uygulanan streslerin protetik restorasyondan iletimlerinin eşit şartlarda olması sağlanmıştır.

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda fonksiyon sırasında gelen stresler, protetik unsurlar vasıtasıyla implant ve çevre destek dokulara iletilmektedir. Gelen kuvvetler hem implant üzerinde hem de çevre destek dokular üzerinde birtakım değişikliklere sebep olurlar (75). Ancak bu streslerin klinik olarak ölçülememesi nedeniyle streslerin niteliği ve niceliği kesin olarak bilinmemektedir (12). Bu stresler hakkında bilgi sahibi olmak için de in-vitro çalışmalar yapılmaktadır. Diş hekimliğinde de in-vitro olarak restorasyonların, implantların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için stres analizlerinden faydalanılmaktadır (142, 146, 156).

Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan stres analiz yöntemleri olarak; sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, fotoelastik stres analiz yöntemi ve gerinin ölçme (strain gauge) stres analizi yöntemi karşımıza çıkmaktadır (142, 146). Fotoelastik stres analiz metodu farklı tasarımlara sahip yapılarda oluşan gerinim ve gerilmelerin rahatlıkla belirlenmesini sağlayan kullanışlı bir deneysel metottur. Bu analizin gerçekleştirilmesinde gerçek restoratif materyaller ve laboratuvar işlemleri uygulanarak protezler yapılmaktadır. Bu yöntemde model için kullanılan yapay malzemelerin 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 dezavantajları olduğunu belirtilmektedir. Fotoelastik stres analiz yöntemi genel stres dağılımını kalitatif olarak verebilmesine rağmen, bu yöntem ile kantitatif olarak çok sınırlı bilgi alınabilmektedir (83).

İmplant biyomekaniği ile ilgili literatürdeki çalışmaların bir çoğunda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmaktadır (87, 92, 100, 148, 150). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi baş-boyun bölgesindeki yapıların doğal veya restore edilmiş

durumlarındaki mekaniksel stres dağılımlarının üç boyutlu olarak incelenebilmesine olanak sağlamaktadır (157). Çalışmamızda kullandığımız SESA yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilirliği, incelenecek olan cismin geometrisinin tam olarak taklit edilebilmesi, gerektiğinde modifiye edilebilmesi, streslerin rakamsal değerler şeklinde ifade edilebilmesi gibi avantajlarının dolayı sıklıkla tercih edilmektedir (142, 146, 156).

Akça ve ark. diğer bir analiz yöntemi olan strain-guage analiz yöntemi ile sonlu elemanlar stres analiz yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında, bu iki yöntemle elde edilen stres miktarlarının aynı olduğunu ancak modellerin oluşturulmasında sonlu elemanlar yönteminin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiğini bulgulamışlar ve bu yöntemin kullanılmasının daha avantajlı olduğunu ifade etmişlerdir (2).

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarının ilk örnekleri iki boyutlu olup, sonraki yıllarda bilgisayar ve yazılım teknolojilerindeki gelişmeler ile birlikte 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi de kullanılmaya başlanmıştır. İki boyutlu sonlu elemanlar analizi halen diş hekimliğinin farklı alanlarında kullanılan bir yöntem olmasına rağmen (11, 43), üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin streslerin rakamsal değerleri ve dağılımları hakkında daha detaylı bilgiler verdiği gösterilmektedir (138, 158).

Mandibular interforaminal bölgedeki stres dağılımının iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildiği bir çalışmada; 2 boyutlu analizin kısa bir süre içerisinde genel bir sonuç elde etmek amacıyla tercih edilebileceğini, klinik durumu yeterince temsil etmediğini ve dental implant çevresindeki stres değerlendirmesinde yetersiz kaldığını bildirmişlerdir (159). Bu bilgiler ışığında çalışmamızı planlarken; üç boyutlu yöntemin kullanılması ile simüle edilmek istenilen durumun daha net bir şekilde ortaya konulabileceği düşünülerek, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda karşılaşılan en büyük dezavantajının, canlı dokuyu simüle ederken birçok değişkenin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğu olduğu belirtilmiştir (160). Mevcut olan bu zorunluluk nedeniyle çalışmamızda bütün yapılar izotropik, elastik ve homojen olarak tanımlanmıştır. İzotropik bir materyalde özellikler bütün yönlerde benzerlik göstermektedir. Bu nedenle elastisite modülü ve poisson oranı olmak üzere iki materyal sabiti bulunmaktadır. Buna

ek olarak da yapılan histolojik çalışmalarda klinik koşullar altında implant ile kemiğin %100 osseointegre olmadığı ortaya koyulmuş olmasına rağmen (138, 161), bu osseointegrasyon miktarının değişken olması nedeniyle standardizasyon sağlamak amacıyla önceki çalışmalar baz alınarak çalışmamızda implantların %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir.

Ayrıca, SESA yönteminin doğruluğu, simüle edilecek modellerin malzeme değerlerinin doğru verilmesi ile gerçeğe çok yakın olarak hazırlanmasına bağlıdır. Çalışmamızda modellerde kullanılan titanyum, greft, mukoza, kortikal ve spongioz kemiğe ait young modülleri ve poisson oranları literatür taraması sonucunda belirlenmiştir. Ancak greftlenmiş kemik için belirtilen materyal özellikleri çok çeşitlilik göstermektedir. Bunun nedeni de sinüs içerisinde kullanılan greftin materyal özelliklerinin, greftin maturasyonuna göre değişiklik göstermesidir. Bu nedenle Fanuscu ve ark. yaptığı çalışmada belirttiği gibi greft materyalinin elastisite modülü ve poisson oranı için başarılı bir greftleme yapıldığı varsayılarak literatürdeki maturasyonunu tamamlamış greftin, kortikal kemiğin özelliklerine yakın değerleri kullanılmıştır (101).

Tepper ve ark. maksiller sinüs greftleme işleminde maksiller sinüsün doldurulma hacmi ve şeklini inceledikleri 3 boyutlu elemanlar stres analizi çalışmalarının sonucunda implant apeksine kadar sinüsün tüm taban bölgesinin doldurulduğu durumda, sadece implantın sinüs içine giren bölümünü ince bir hat şeklinde kısmen saran bir greftleme işlemine göre implantlar üzerinde oluşan stresslerin % 30-45 oranında azaldığı ifade edilmiştir. Ayrıca bu çalışmada maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımlarının “*complete periimplant packing*” tekniği ile tamamen greft materyali ile kaplanmasının, maksiller sinüsün hiç greftlenmediği durumlara göre, implantın yer değiştirmesini %32 oranında azalttığı bildirilmiştir (162). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda; greftleme işlemi yapılmış modellerde, maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımları “*complete periimplant packing*” tekniği ile tamamen greft materyali ile kaplanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılan modellerin oluşturulmasında cisimlerin boyutsal oranlarının gerçeğe yakın olmasına ve sonuçları etkileyebilecek hataların olmamasına dikkat edilmelidir. Bu modellemeler de özel bilgisayar programlarıyla katı modellerin dijital olarak taranmasıyla ya da bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilmektedir. Çalışmamızda; Visible Human Project ® verileri özel bilgisayar programlarıyla düzenlenerek modeller oluşturulmuştur. Visible Human

Project® verileri ile birlikte kullanılacak olan implant ve implant ara parçaları, kullanılan firmadan temin edilerek dijital tarayıcılar vasıtasıyla taranıp gerçek oranda modeller elde edilmiştir. Bu şekilde çalışmamızda kullanılan modellerin standardizasyonun daha iyi olması sağlanmıştır.

Sonlu elemanlar analiz yönteminin başarısı ve gerçeğe yakın bir simülasyon için hazırlanan matematiksel modeldeki eleman sayısı ve şekli önemli parametrelerdir. Eleman ve düğüm sayısının fazla olması çalışma modelinin ayrıntı bir şekilde modellendiğini ifade etmektedir (158). Meijer et al., yaptıkları çalışmada; kullanılan düğüm ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilecek olan sonuçlara yakın olmasını sağladığını ifade etmişlerdir (159). Çalışmamızda oluşturulan modellerin gerçeğe yakın olmasını sağlamak için ortalama her bir modelde 91924 düğüm ile 500685 eleman kullanılmıştır.

Analiz işlemlerini ağırlaştıracak bütün bir maksiller çene modeli oluşturmak yerine, gerçeğe yakın sonuçlar alabilmek için uygulanan stres dağılımını sınırlandırmayacak boyutlarda olmak kaydıyla sadece sağ posterior maksilla segmenti modellenmiştir. Meijer ve ark. yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, yükleme şartlarının ve sınır koşulların gerçeğe yakın uygulandığı tüm bir mandibula modeline ait sonuçlar ile sadece interforaminal bölgeyi kapsayan mandibula kesitine ait sonuçların benzer olduğunu göstermişlerdir (159). Teixeira ve ark. yaptıkları çalışmalarında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde güvenli sonuçların alınabilmesi için kuvvet altında değerlendirilecek nokta ile modelin sınır şartları arasında en az 4.2 mm'lik bir alana ihtiyaç duyulduğu bildirilmiştir (163). Bizim çalışmamızda santral dişin mesialinden geçen sagittal bir düzlem ve processus zygomaticus hizasından maksillanın üst sınırından geçen horizontal bir diğer düzlem oluşturularak sistem sınırlandırılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan literatür çalışmaları incelendiğinde genellikle ya vertikal ya da vertikal ve oblik yönde kuvvet uygulanmaktadır (164-166). Ancak fonksiyon esnasında oklüzal kuvvetlerin hemen hiç biri implantın uzun aksına paralel doğrultuda gelmez ve tam bir aksiyal yükleme gerçekleşmez. Bunun aksine protetik yapı, farklı yönlerden ve farklı sıklıklarla meydana gelen dinamik karakterdeki oklüzal kuvvetlere maruz kalır. Kuvvetin yönü, bir kaldıraç kolu oluşturacak şekilde tepki kuvvetlerine ve eğilme momentlerine sebep olur (167). Farklı çalışmalarda oblik

yüklerin oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttığı gösterilmiştir (43, 168). Sonlu elemanlar stres analizinde taklit edilen çiğneme kuvvetlerinin özellikleri göz önüne alındığında model yüklenirken gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için x,y ve z eksenleri üzerinde farklı yüklemeler uygulanmalıdır. Bu amaçla çalışmamızda çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulanması tercih edilmiştir.

Literatürde, sonlu elemanlar analizi için belirtilen yükleme miktarları çok çeşitlilik göstermektedir. Birçok çalışmada ya sadece tek yönden ya da iki yönden kuvvet verilmiştir ve bu kuvvetlerin niceliksel değerleri her çalışmaya göre farklılık göstermektedir (165, 166). Mericske-Stern ve Zarb'ın, bir grup parsiyel dişsiz hastayı implant destekli köprülerle tedavi ettikten sonra maksimum ısırma kuvvetlerini tespit etmek için yaptıkları çalışmada elde ettikleri sonuçlara göre; gelen kuvvetler birinci premolar bölgesinde ortalama 200 N'dan düşükken, ikinci premolar, 1.molar ve 2.molar bölgelerinde 300 N şeklindedir (169). Aynı hastalarda implant bulunan taraf ile bulunmayan taraf arasında belirgin bir fark olmadığı görülmüştür. Koca ve ark. 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 (4). Fanuşçu ve ark. maksiller sinüs bölgesine greftleme yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında direkt implant üzerine yatay ve dikey yönde 300 N kuvvet uygulaması yaptığı görülmektedir (101). Bizim çalışmamızda da bu çalışmaların verilerine dayanılarak ikinci premolar, birinci ve ikinci molar dişler bölgesine yerleştirilen implant üstü köprü restorasyonunda her krona vertikal yönde 300 N' luk yük ayrı ayrı uygulanmıştır. Baggi ve ark.'nın yaptığı çalışmada ise uygulanan horizontal yük miktarı, vertikal yük miktarının %40'ı oranında daha azdır (45). Bizim çalışmamızda da vertikal olarak verilen kuvvetin %40'ı oranındaki 120 N kuvvet horizontal olarak uygulanmıştır. Yine literatür bilgilerinden yola çıkılarak modellere 240 N değerinde oblik yük uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde, 4 tip stres analizi olmasına rağmen diş hekimliğinde genellikle 3 tip gerilme değerlendirilmektedir (160). Kemikteki stresleri değerlendirirken, yapılan çalışmaların bazılarında (12, 159, 170) maksimum ve minimum asal stresler kullanılırken bazılarında da (4, 171) kemikte meydana gelen stresler Von Mises analizi ile incelenmiştir. Kemik doku gibi gevrek (brittle) materyallerin asal streslerle; implant gibi çekilebilir (ductile) materyallerin ise Von

Mises stresleri ile değerlendirilmesinin daha doğru olacağı daha önce yapılan araştırmalarda (43, 138, 160) bildirildiği için çalışmamızda kemikte oluşan streslerin değerlendirilmesi için maksimum ve minimum asal stresler, implantlardaki stresler için de Von Mises stres analizleri kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan matematiksel modellerden elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmamıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları, kuvvetin uygulanmasından sonra yapının ilk olarak hangi bölgede sorun göstereceğini tespit etmeyi amaçlamaktadır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında kullanılan materyaller genellikle lineer elastik özellikte tanımlandıklarından, yükleme koşulları altında modellerde oluşan stres değerleri, uygulanan kuvvetlerle doğru orantılı olarak azalacak veya artacaktır. Ayrıca, sonlu elemanlar analiz yönteminde materyal özellikleri, geometrisi, yük gibi veriler analizin yapılacağı programa aktarılırken basitleştirilmiştir. Gerçek yapının bu simülasyondan daha kompleks olmasından dolayı, çıkan sonuçları kliniğe uyarlarken modeller arası niteliksel karşılaştırmalardan çıkan sonuçların göz önüne alınması, analizler sonucunda ortaya çıkan sayısal sonuçlara göre hareket etmekten daha doğru olacaktır. Bu nedenle çalışmamızda model sonuçları kıyaslanırken sayısal değerler yerine niteliksel değerlendirmeler kullanılarak kıyaslamalar yapılmıştır. Literatürde de, sonuçların sayısal anlamda birebir karşılaştırmanın güvenilir olmadığından söz edilmektedir (92, 159, 172). Hassler ve ark. yaptıkları hayvan deneyinde, kemiğin 0.25 – 0.4 kgf/mm² sıkışma kuvvetleri altında aktif remodeling gösterdiğini, 0.45 kgf/mm² sıkışma kuvvetleri altında ise remodelingin azaldığını; Brochers ve ark. da kemiğin sıkışmaya dayanma kuvvetinin sınırının 2.5 kgf/mm² olduğunu belirtmişlerdir (173, 174). Bahuguna ve ark. ile Bozkaya ve ark. yapmış oldukları çalışmalarında mandibular kortikal kemiğin fizyolojik limitler içindeki baskı streslerine dayanma sınırını 170 MPa, çekme streslerine dayanma sınırını ise 100 MPa olduğunu bildirmelerine rağmen (165, 175), sonlu elemanlar analizinden çıkarılan sayısal değerler ile birebir karşılaştırmanın doğru olmayacağı düşünülmektedir.

Literatürde bazı çalışmalarda en yüksek gerilme stres değerlerinin tespit edildiği alanlar, rezorpsiyonun ilk başlayacağı noktalar olarak kabul edilmiştir (46, 176, 177). Bu

nedenle bu çalışmalarda gerilme stresleri değerlendirilmiştir. Lan ve ark.'nın yaptıkları çalışmalarında ise kemik rezorpsiyonu ve osteointegrasyon kaybı açısından sıkışma streslerin çok daha doğru bilgiler verdiği ifade edilmiştir (178). Çalışmamızda, kemik sıkışma streslerine gerilme streslerinden daha dayanıklı olduğu için gerilme streslerinin daha önemli olduğunu düşünsek, çalışmamızın sonuçlarında detaylı bir bilgilendirme elde etmek için hem maksimum principle hem de minimum principle stres değerleri ve bu streslerin dağılımları birlikte kullanılmıştır. Ayrıca, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve etki süresine bağlı olarak implant-kemik ara yüzünde meydana gelebilecek olan rezorpsiyonun başlayacağı eşik değer, sistemik ve bireysel faktörlere göre değişiklik gösterdiği bilinmektedir (92). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda modeller, gerilme stresleri ve sıkışma stresleri üzerinden değerlendirilmiştir.

Literatürde, implant çevresinde oluşan streslerin incelendiği çalışmalarda en yüksek streslerin kortikal kemikte olduğu bildirilmiştir. İmplant çevresindeki kemik dokusunun farklı elastisite modüllerine sahip spongiöz ve kortikal kemikten oluşması, elastisite modülü yüksek olan rijit karakterdeki kortikal kemiğin dış yüzeyde bulunması ve streslerin ilk bu bölgeye ulaşmasında streslerin bu bölgede birikmesinin sebepleridir (83, 179, 180).

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde, uygulanan kuvvet neticesinde oluşan streslerin, kuvvete en yakın konumda olan implantların boyun bölgelerindeki kortikal kemikte meydana geldiği görülmüştür. Trabeküler kemikte görülen streslerin, kortikal kemikte görülen streslerden çok daha az olduğu tespit edilmiştir. Çalışmalarda belirtildiği gibi implantların uzun dönem başarısında, trabeküler kemiğin kortikal kemik kadar etkili olmaması nedeniyle çalışmamızın sonuçları kortikal kemikte oluşan stresler esas alınarak değerlendirilmiştir.

Silva-Neto ve ark. üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile total dişsiz mandibula üzerine uyguladığı sabit protetik restorasyon için farklı çap ve sayıdaki implantların oluşturduğu stresleri inceledikleri çalışmalarında, implant çapının artmasının gelen stresi azalttığını ifade etmişlerdir (181).

Anitua ve ark. implant çap, uzunluk ve geometrisinin kemik üzerinde oluşturduğu stresleri inceledikleri üç boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmalarının sonucunda, implant çapının, boy ve geometrik tasarımından çok daha önemli olduğunu

bildirmişlerdir (8).

Holmgren ve ark. implant çapının, şeklinin ve uygulanan kuvvetin yönünün mandibular posterior bölgedeki streslere etkisini inceledikleri iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında en geniş implantın kullanılmasının implant-kemik ara yüzündeki streslerin azaltılmasında en iyi çözüm olmadığını belirtmişlerdir (43).

Himmlova ve ark. da yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında, implant çap ve boyunun implant çevresinde meydana getirdiği stresler üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarının sonucunda, gelen stresler üzerinde implant çapındaki artışın, implant boyunun artırılmasından daha önemli olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında çap artışı neticesinde elde edilen stres azalmasının, boy artışı sonucunda elde edilemediği bildirmişlerdir (46).

Baggi ve ark. implantların çap ve boylarındaki değişmelerin kemik doku üzerindeki etkilerini inceledikleri üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi çalışmalarında, en yüksek streslerin implant boynunda görüldüğünü, çap arttıkça gelen streslerin kortikal kemikte azaldığını, boy artışının ise trabeküler kemiğe gelen stresleri azalttığını ve maksillada mandibulaya göre daha yüksek stres değerlerinin görüldüğünü ifade etmişlerdir (45).

Li ve ark. Tip IV kemikte optimum implant çap (3.0 mm – 5.0 mm) ve boyunu (6 mm – 14 mm) araştırdıkları üç boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmalarında implant uzunluğunun kemikteki stresleri azaltmada ve implant-abutment kompleksinin stabilitesinin artırılmasında çaptan daha önemli olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda optimum çapın 4.0 mm, optimum boyun ise 9.0 mm olduğu belirtmişlerdir (151).

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde; her üç yükleme koşulu altında, greftlenmiş modellerde ve posterior implantın 25⁰ açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerdeki kortikal kemikte görülen sıkışma ve gerilme stresleri değerlendirildiğinde çap ve boy artışının stresleri azalttığı görülmüştür. Her üç yükleme koşulu altında, posterior implantın 15⁰ açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerdeki gerilme ve sıkışma stresleri değerlendirildiğinde 4.5x13 boyutundaki implantların olduğu modeller hariç diğer modellerde çap ve boy artışı streslerde azalmaya neden olmuştur. Bu sonuçlar, benzer çalışmaların sonuçlarıyla

benzerlikler göstermiştir.

Çalışmamızdaki kortikal kemikte görülen stres değerleri baz alındığı zaman en ideal boyutun 5.0 x 13 olduğu sonucu çıkartılabilse de, Holmgren ve ark. çalışmalarında söz ettikleri gibi en ideal implant çapının her hastadaki morfolojik limitlere göre karar verilmesi gerekliliği mevcuttur (43). Ayrıca, geniş çaplı implant kullanımı stresleri azaltması açısından önemli bir faktör olmasına rağmen, kortikal kemik en fazla stresin olduğu yerdir bu nedenle implant boynu etrafındaki kortikal kemiğin zayıflatılmaması için kretin kalınlığı göz önüne alınıp, optimal çapta implant seçilmelidir.

İmplantlara gelen Von Mises stres değerleri incelendiği zaman, en yüksek streslerin modellerde posterior implatlarda olduğu görülmüştür. Kuvvetler, dişler arasındaki aproksimal temas noktaları aracılığı ile ark boyunca yayılmaktadır (155). Birinci molar dişe gelen kuvvet, ikinci premolar ve ikinci molar diş üzerine; ikinci premolara gelen kuvvet ise birinci molar diş ile birinci premolar diş üzerine stresleri yaymaktadır. Çalışmamızda, ikinci molar diş arktaki en distal diş olarak konumlandırılmıştır. Bu nedenle implantlar üzerine gelen kuvvetler distal bölgeden paylaşamadığı için, distal implantta görülen streslerin, restorasyonu destekleyen diğer implantlardan daha fazla stres yoğunlaşma bölgeleri göstermesine neden olduğu düşünülmektedir.

İmplantların açılı yerleştirildiği modellerde uygulanan kuvvetler, implant ve abutmentlerin pozisyonlarının dik olmaması nedeniyle, implantın uzun aksı boyunca dağılamamaktadır. Stresler genellikle boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Aynı zamanda, protez ve implantlarda oluşan rotasyon merkezi nedeniyle implant üzerine uygulanacak olan protetik restorasyonun morfolojisi, tüberkül eğimleri implantların açılanmalarıyla uygun olacak şekilde düzenlenmelidir. Çalışmamızda, protetik restorasyonların morfolojik şekilleri Wheeler's Morfoloji Atlasına göre hazırlandığı için streslerin açılı modellerde dağılımlarının artmasının nedeni olduğu düşünülmektedir.

Koca ve ark. farklı kret yüksekliğine sahip maksillar posterior bölgeye yerleştirilen implantların meydana getirdiği streslerin incelendiği üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında 4.1 x 10 boyutundaki implantın yerleştirildiği 4 mm, 5 mm, 7 mm ve 10 mm ve 13 mm boyutlarındaki farklı kret yüksekliğine sahip 5 ayrı modeli incelemişlerdir. Bu çalışmalarının sonuçların implant üzerindeki Von Mises streslerinin implantların boyun kısmında odaklandığını ve 4 ve 5 mm kret yüksekliğinde impant

boyunda lokalize olduğunu; diğer modellerde ise implant boynu ile birlikte implant boyunca yayıldığını ifade etmişlerdir. Bu olayın implant kemik arasındaki rijit bağlantı nedeniyle oluştuğunu belirtmişlerdir (4). İmplant ile kemik arasında rijit bağlantı nedeniyle, implantların alveol kemiği içerisinde mikron seviyede hareketliliğe sahiptir. Bu nedenle implantların rotasyon merkezi doğal dişlere göre çok daha koronale yakındır (1). Çalışmamızda da meydana gelen streslerin, implantın rotasyon merkezinin etrafında yoğunlaşarak streslerin kortikal kemikte biriktiği görülmektedir.

Şeker ve ark. greftlenmiş ve greftlenmemiş atrofik posterior maksillaya uygulanan farklı tedavi yaklaşımlarını üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile inceledikleri çalışmalarında en yüksek Von Mises streslerinin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı söylemişlerdir. En yüksek streslerinde 45^0 açılanma ile konumlanan implantın olduğu modelde gerçekleştiğini bildirmişlerdir (92).

Çalışmamızın Von Mises stres sonuçları değerlendirilirken; her üç yükleme koşulu altında, greftlenmiş modellerde çap ve boy değiştirilmesi gelen stresler üzerinde bir değişiklik yaratmamıştır. Posterior implantın 15^0 açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerdeki vertikal ve horizontal yükleme koşulu altında kısa implantlarda (8.5 mm) çap arttıkça gelen stresler azalırken, uzun implantlarda (13 mm) ise çap arttıkça gelen stresler artmıştır. Oblik yükleme koşulu altında, kısa implantlarda (8.5 mm) çap arttıkça gelen stres değerlerinde değişme görülmezken, uzun implantlarda (13 mm) ise 4,5 mm çap arttıkça gelen stresler azalmıştır. Posterior implantın 25^0 açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerdeki vertikal yükleme koşulu altında kısa implantlarda (8.5 mm) çap arttıkça gelen stresler değişme yaratmazken, uzun implantlarda (13 mm) ise çap arttıkça gelen stresler azaltmıştır. Horizontal ve oblik yükleme koşulları altında çap ve boy artışının stresleri azalttığı görülmüştür. Analizde kullanılan bütün modeller incelendiğinde posterior implantın 25^0 açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerdeki stresler diğer modellere göre (greftli ve 15^0 açılanma olan model) daha düşük olduğu görülmüştür. Analiz görüntülerinde ise greftli modellerde horizontal ve oblik yükleme koşulları altında oluşan streslerin implantların boylarının uzaması ile dağılımlarının implantın koronal 2/3'ünde biriktiği, açılanma olan implantlarda ise streslerin boyun kısmında olduğu ve özellikle posteriordaki implantlarda daha distale yakın olduğu görülmüştür. Uygulanan kuvvetlerin, implantlarda oluşan streslerin implantın boyunun uzaması ile gösterdiği yayılımın değişmediği düşünülmektedir. İmplantların boyunun

uzaması her ne kadar kemik doku üzerine gelen stresleri azalmış olsa da implant üzerindeki dağılımlarını değiştirmediği sonucu dūřunılmaktadır.

şeker ve ark. yaptıkları çalışmalarında kısa ve geniş implantların kullanıldığı modellerde implantlara gelen streslerin diğer implantların kullanıldığı modellerden daha az görülmesinin nedeni olarak kısa ve geniş implantların gelen stresleri evre dokulara daha fazla yaydıkları şeklinde açıklamışlardır (92).

Çalışmamızın sonuçlarının değerlendirilmesinde en dūřuk Von Mises ve en yüksek kortikal kemik streslerinin posterior implantın 25⁰ açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerde görülmesi gelen streslerin şeker ve ark. belirttiği gibi implantın üzerinden direkt kemiğe yayıldığını dūřndrmektedir.

Lan ve ark. 2008 yılındaki çalışmasının sonucunda horizontal yükleme ile meydana gelen streslerin vertikal yüklemede gelen streslere göre yaklaşık 4 – 6 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir (182). Çalışmamız sonuçları değerlendirilirken, horizontal yüklemede uygulanan kuvvetin (120 N) daha az olmasına rağmen çok daha fazla stres oluşturduğu bilgisi, Lan ve ark.'nın çalışmalarıyla uyumludur. Çalışma sonuçlarımıza göre oluşan stresler uygulanan yükleme koşulları açısından kıyaslandığı zaman horizontal yüklemeler > oblik yüklemeler > vertikal yüklemeler olarak bulgulanmıştır. Bu doğrultuda oblik ve horizontal yüklerin daha zararlı olduğu gösterilmiştir. Bu bulgudan yola çıkararak; protetik restorasyonlar hazırlanırken lateral hareketlerdeki aşındırmanın önemi üzerinde durulması gereklidir.

Literatürde birçok kaynakta posterior maksiller bölge de uygulanabilecek en yüksek 30 – 35 derecelik bir açıyı kabul edilebilir olarak değerlendirmektedir (9, 92, 154). Çalışmamızda posterior bölgedeki distal eğilimli implant için 15 ve 25 derece olmak üzere 2 ayrı tasarım oluşturulmuştur.

Chrcanovic ve ark. aksiyal ve açılı yerleştirilen implantlarla ilgili yaptıkları meta-analiz derlemelerinde, değerlendirdikleri 44 ayrı çalışmada uygulanmış olan 5732 aksiyal konumlu implantlarda % 1.81'lik (104 implant) bir kayıp olduğunu ve 5029 tane açılı konumlanan implantlarda % 1.63'lk (82 kayıp) bir kayıp olduğunu bildirmişlerdir. alışmalarını sonucunda açılı konumlandırılan implantlar ile aksiyal konumlandırılan implantlar arasında kemik kaybı, implant başarısızlığı ve post-operatif enfeksiyon açısından bir fark olmadığını ifade etmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca maksilladaki açılı

implantların daha sık başarısızlığa uğradığını bildirmişlerdir (13).

Penarrocha-Oltra ve ark. yaptıkları derlemelerinde değerlendirdikleri 13 ayrı çalışmada 782 açılı ve 666 dik konumlandırılan implantlarda başarı oranının dik konumlandırılan implantlarda %91.3-100; açılı konumlandırılan implantlarda %92.1-100 olduğunu yayımlamışlardır. Ayrıca çalışmalardaki radyografik görüntüler incelendiğinde, marjinal kemik kaybının açılı implantlarda 0.4 mm – 0.92 mm arasında, dik implantlarda ise 0.35 mm – 1.21 mm arasında olduğunu bulunmuşlardır. Çalışmalarında implantların açılı veya açısız olmasının istatistiksel olarak fark yaratmadığını ifade etmişlerdir. Açılı konumlandırılan implantlar sayesinde protetik restorasyonun tipine bakılmaksızın, yüksek başarı oranı, minimal komplikasyon ve yüksek hasta memnuniyeti olduğunu bildirilmişlerdir (14).

Maksillar tam dişsizlik vakalarında açılı konumlandırılan implantlar ile dik konumlandırılan implantları üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştıran Bellini ve ark. implantların birbirlerine bağlanmış olması nedeniyle marjinal kemik kaybının azaldığını ifade etmişlerdir (10). Aynı şekilde, Zampelis ve ark. da açılı yerleştirilen implantları birbirlerine bağlamanın protetik restorasyonun desteğini üzerinde yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi çalışmalarının sonucunda açılı konumlandırılan implantların birbirlerine bağlanma ile vertikal konumlandırılan implantların birbirlerine bağlanmaları arasında, açılı konumlandırılan implantların kemik rezorpsiyonunu artırmadığı bildirmişlerdir. Bu olayın, distal implantın açılı konumlandırılmasıyla, distal kantilever uzunluğunun azalması ile alakalı olduğunu ifade etmişlerdir (11).

Yapılan bu çalışmalarda uygulanan açılı konumlandırılmış implantların, maksilla ya da mandibuladaki tam dişsizlik vakalarına uygulanmış olan farklı tedavi konseptleri (All-On-Four; All-On-Six) olduğu görülmektedir (10, 13, 14). Bu çalışmaların sonunda açılı konumlandırılan implantların, bu tedavi konseptlerinde var olan kantilever uzunluğunu azalttığını bu şekilde gelen streslerin daha az olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca bu tedavi yöntemlerinde kullanılan uzun implantlar sayesinde implantların primer stabilitesinin artacağı ve gelen streslerin azalacağından söz edilmiştir.

Watanabe ve ark. implantlarda açılanmanın, yükleme pozisyonun ve yönünün stres dağılımına etkisini inceledikleri iki boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmalarında

açılanmaları (5^0 ve 15^0) bukkal ve lingual olarak verdikleri implantları mandibular birinci molar bölgesine konumlandırarak, implantlar üzerine vertikal ve 45^0 açı ile oblik yükleme yapmışlardır. Açıldırılmış implantlarda gelen streslerin, düz implantlara gelen streslerden daha fazla olduğunu; ancak, vertikal yükleme altındaki sıkışma streslerin 5^0 bukkal yönde açılanma gösteren modellerde daha az olduğunu ifade etmişlerdir. En yüksek stres değerlerinin ise 45^0 açı ile oblik verilen yüklemeye olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda uygulanan kuvvetin yönünün, implantlarda meydana gelen açılanmadan çok daha önemli olduğunu ifade etmişlerdir (164).

Lan ve ark. 2008 yılında yayımladıkları çalışmalarında, implantların farklı açılanma ile konumlandırıldığı modellerde kemik üzerindeki stresleri değerlendirdikleri çalışmalarında, implantlar üzerinde uyguladıkları 400 N'luk vertikal ve horizontal yükleme koşulları altında bazı açılanmaların (implantın koronal bölgesinin anterior implantta distale açıldırılmış; posterior implantta ise mesiale açıldırılmış) dik konumlandırılan implantlardan daha iyi sonuçlar verdiklerini ifade etmişlerdir (182). Ayrıca, Lan ve ark. 2010 yılında aynı modeller üzerinde 5 ayrı yükleme koşulu altında (oblik ve vertikal) kemikte görülen stresleri değerlendirdikleri çalışmalarında yükleme tipinin kemikteki stresleri etkileyen primer faktör olduğunu, posterior mandibulada distale açıldırılmış implant kullanımından kaçınılması gerektiği vurgulanmıştır (178).

Silva-Neto ve ark. çalışmalarında implant çapını artırmak ve distal implantı açıldırmanın biyomekanik davranışları artırdığını bildirmişlerdir. Bunun sebebi olarak implantın distal yönde açıldırılmasının implant kemik ara yüzündeki kontak yüzeyini artırıp, kantilever uzunluğunu artırdığına bağlamışlardır. Aynı çalışmalarında, literatürde var olan 30^0 ile 40^0 açılı konumlandırılmış implantlarda stresin daha az olduğu ve sebep olarak implant ile kuvvet kolu arasındaki kaldıraç kolunun azalması ile implantın daha fazla kortikal kemik ile temas etmesi olduğu söylene de kendi çalışmalarında aksini bulmuşlardır (181).

Çalışmanın sonuçları göz önüne alındığında, greftleme işlemi ile dik olarak konumlandırılan implantların bulunduğu modellerde görülen *Von Mises* streslerinin, posterior implantın 25^0 açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerde her üç yükleme koşulu altında da benzerlikler gösterdiği tespit edilmiştir. Bu modellerde stresler, greftleme işlemi uygulanarak implant yerleştirilen modellere

göre daha düşüktür. Ancak, posterior implantın 15⁰ açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modellerde, özellikle kısa implantların (8,5 mm) kullanımının 25⁰ açılanmanın yarattığı avantajları dezavantaja dönüştüğü görülmüştür. Bu sonuçlara bağlı olarak sinüs lifting işleminden kaçınmak için posterior implantın 25⁰ açılanma göstermesinin alternatif bir tedavi prosedürü olabileceğinden söz edilebilir.

Kortikal kemikte görülen en yüksek *principle maximum* stresleri değerlendirildiği zaman, greftleme işleminin yapıldığı bütün boy ve çaplardaki modellerde görülen streslerin, açılanma uygulanmış diğer modellere göre daha az olduğu saptanmıştır. En ideal tedavi seçeneğinin implantların greftlenerek yerleştirilmesi olduğu sonucuna varılmıştır. Özellikle greftlenme işlemi uygulanmış modellerde uzun implantların (13 mm) kullanıldığı tasarımlarda görülen streslerin en düşük olduğu bulgulanmıştır. Posterior implantın 15⁰ açılanma ile anterior implantın dik olarak konumlandırıldığı modeller, 25⁰ açılanma gösteren modeller ile kıyaslandığında daha düşük stres değerleri görülmüştür. Ancak elde edilen sayısal verilere ve analiz görüntülerine göre, sinüs lifting uygulamasına alternatif tedavi prosedürü olarak implantların açılı yerleştirilmesinin bir avantaj yaratacağı düşünülmemiştir.

Kortikal kemikte görülen en yüksek *principle minimum* stres değerlerinin değerlendirildiğinde, çalışmamızda oluşturduğumuz modellerde en düşük stres değerlerinin greftleme işlemi uygulanarak dik konumda yerleştirilmiş implantların olduğu kontrol grubunda olduğu tespit edilmiştir. Optimum değerlere yakın olması nedeniyle posterior implantın 15⁰ açılı ile konumlandırılmasının alternatif bir tedavi yaklaşımı olabileceği görülmüştür. Elde edilen verilerin incelenmesiyle dar çapta (4.0 mm) implant kullanıldığında uzun implantların (13 mm); geniş çapta (5,0 mm) implantın kullanılacağı durumlarda ise kısa implantın (8,5 mm) kullanılmasının avantajlı olacağı sonucuna da varılmaktadır. Özellikle posterior implantın 25⁰ açılanma konumlandırıldığı modellerin verileri ışığında bu varyasyonda kısa implant (8,5 mm) kullanımının dezavantaj yarattığı bilgisine ulaşılmıştır.

Spongios kemikte görülen en yüksek *principle maximum* ve *principle minimum* stres değerleri incelendiği zaman, stres değerlerinin Von Mises stres değerleri ile benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir. Modellerdeki en düşük stres değerlerinin greftleme işlemi yapılarak implantların dik konumda yerleştirildiği kontrol modellerinde olduğu görülmüştür. Posterior implantın 25⁰ açılı ile distale doğru ve anterior implantın dik

olarak konumlandırıldığı modellerde görülen stres değerleri de, 15° açı ile yerleştirilen modellere göre daha düşüktür. Bu nedenle sinüs lifting işleminden kaçınmak için posterior implantın 25° açılanma göstermesinin alternatif bir tedavi prosedürü olabileceğinden söz edilebilir. Buna ek olarak 25° açılendirma ile implant yerleştirilen modellerden, dar çapta (4.0 mm) implant kullanıldığında uzun implantların (13 mm); geniş çapta (5,0 mm) implantın kullanılacağı durumlarda ise kısa implantın (8,5 mm) kullanılmasının avantajlı olacağı sonucuna da varılmaktadır Ancak elde edilen sayısal verilere göre kontrol grubu olarak kullanılan greftleme işleminin yapıldığı modeller ile 25° açılanma verilerek implant yerleştirilen modeller arasında anlamlı sayısal farklılıklar bulunduğundan, sinüs lifting uygulamasına alternatif tedavi prosedürü olarak implantların açılı yerleştirilmesinin bir avantaj yaratacağından bahsedemeyiz.

- ✓ Çalışmamızda sonuç olarak en yüksek stres değerleri implantlar üzerinde görülmüştür. Stresler implantların boyun bölgelerinde ve özellikle açılı yerleştirilen implantlarda abutmentler üzerinde yoğunlaşmıştır. Her ne kadar elde edilen sonuçlar implant ve abutmentlerin kırılma değerinden çok daha düşük olsa da, 15° açılendirilmiş implantlarda uzun dönemde vida kırığı görülme ihtimali diğer gruplardan daha fazladır.
- ✓ Kortikal ve spongios kemik üzerindeki stresler değerlendirildiğinde en yüksek stresler implantların boyun bölgesindeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantların açılı konumlandırıldığı modeller üzerine gelen stresler, kemik dokunun dayanabileceği fizyolojik sınırlar içerisinde olduğu için kemik dokuda rezorpsiyon olmayacağı düşünülse de, greftleme işlemini takiben implant yerleştirilmesinin en iyi seçenek olduğu kararına varılmıştır. Uzun dönemde kemikte rezorpsiyon yaratabilme ihtimalinden dolayı 25° açı ile yerleştirilen implantların kullanımından kaçınılmalıdır.
- ✓ Bu bilgilere ek olarak oral bölgede en yüksek stresler horizontal yükleme sonucu oluşmaktadır. Bu nedenle protetik restorasyon yapımı sırasında lateral yüklerin etkisini en aza indirmek için uygun aşındırma işlemi yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. 9th ed. St Louis: Elsevier Mosby, 2005.
2. Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115-121.
3. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl).* 2010;55(6):341-350.
4. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. 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.* 2005;93(1):38-44.
5. Fanuscu MI, Iida K, Caputo AA, Nishimura RD. Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(5):667-674.
6. Holmquist P, Dasmah A, Sennerby L, Hallman M. A new technique for reconstruction of the atrophied narrow alveolar crest in the maxilla using morselized impacted bone allograft and later placement of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008;10(2):86-92.
7. Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg.* 1980;38(8):613-616.
8. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30(1):89-95.
9. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: A clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):39-49.
10. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2009;22(2):155-157.
11. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2007;6 Suppl:35-43.

12. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: A nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):481-489.
13. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Tilted versus axially placed dental implants: A meta-analysis. *J Dent.* 2014, [Epub ahead of print] doi: 10.1016/j.jdent.2014.09.002.
14. Penarrocha-Oltra D, Candel-Marti E, Ata-Ali J, Penarrocha-Diago M. Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(5):625-632.
15. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2. Baskı. Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti, 2000.
16. Babbush C, Fehrenbach M, Emmons M, Nunez D, 2007, *Mosby's Dental Dictionary.* Mosby'nin Diş Hekimliği Sözlüğü, 2. Baskı, Aydın M, Nobel, Adana, 2010: p.191
17. Ring ME. A thousand years of dental implants: A definitive history--part 1. *Compendium of continuing education in dentistry. Compend Contin Educ Dent.* 1995;16(10):1060-1064
18. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compendium of continuing education in dentistry. Compend Contin Educ Dent.* 1995;16(11):1132-1136
19. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. *J Periodontol.* 2008;79(11):2166-2172.
20. Tuğran M. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutment Kullanımı. 2013, Ege Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Bitirme Tezi, 48 sayfa, İzmir, (Prof. Dr. Birgül Özpınar).
21. Lum L, Osier J. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol.* 1992;18(4):343-348.
22. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100.
23. Hakkı S, Ertuğrul AS. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. *SÜ Diş Hek Fak Derg.* 2009;18:336-341.

24. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: A review. *J Periodontol.* 1992;63(11):859-870.
25. Rams TE, Balkin BE, Roberts TW, Molzan AK. Microbiological aspects of human mandibular subperiosteal dental implants. *J Oral Implantol.* 2013;39(6):714-722.
26. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *J Clin Periodontol.* 1991;18(6):474-481.
27. Taylor TD, Laney WR. What are the types of implants? :University of Connecticut Health Center, <http://dentalimplants.uhc.edu/about/types.html>, Erişim Tarihi: 22/10/2014.
28. Ramoglu S. Asimetrik lokalizasyonlarda yerleştirilen implantlarla desteklenen overdenture protezlerin implant ve çevre dokulardaki etkilerinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. 2014, Yakın Doğu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 220 sayfa, Lefkoşa, (Doç. Dr. Oğuz Ozan).
29. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale. *Compendium.* 1994;15(11):1330-1344.
30. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(2):85-97.
31. şenel FV, Soydan SS, Ersöz E, Yılmaz D. Farkli tipte endosteal implantların, farkli kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg.* 2010;20(1):25-33
32. Heller AL. Blade implants. *CDA J.* 1988;16(1):78-86.
33. Sivolella S, Berengo M, Fiorot M, Mazzuchin M. Retrieval of blade implants with piezosurgery: Two clinical cases. *Minerva Stomatol.* 2007;56(1-2):53-61.
34. Mohammed Ibrahim M, Thulasingham C, Nasser KS, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: A finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11(3):165-171.
35. Vent Implants. <http://www.fundental.org/images/COM.JPG>, Erişim Tarihi: 22/10/2014.
36. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-848.
37. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):377-381.

38. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4):333-340.
39. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J. *Color Atlas of Dental Medicine, Implantology.* Rateitschak KH, Wolf HF (Eds.), 1st ed. New York: Medical Pub. Inc., 1995: p.151-220
40. Sonugelen M, Artunç C. *Ağız Protezleri ve Biyomekanik.* İzmir: Ege Üniv. Dishek. Fak. Yayınları; 2002.
41. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-94.
42. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent.* 1999;8(4):376-386.
43. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. 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.* 1998;24(2):80-88.
44. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(2):293-296.
45. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):422-431.
46. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-25.
47. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997;26(2):141-148.
48. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(5):515-525.
49. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990;48(2):174-178.

50. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1):86-93.
51. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(2):151-161.
52. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):204-211.
53. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: A 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2):173-180
54. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000;5(1):22-31.
55. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: A prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(3):272-281.
56. Misch CE. Density of bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6(2):23-31.
57. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):233-239.
58. Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE. Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. *Atatürk Üniv. Dis Hek. Fak. Derg.* 2010;20(3):221-229.
59. Zarb GA, Albrektsson T. Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):641.
60. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(1):527-51.
61. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.

62. Zarb G, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodont Rest Dent.* 1991;11(1):88-91.
63. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dent.* 1999;8(2):173-185.
64. Aral A. Enjekte edilebilen kalsiyum fosfat esasli greft materyalinin üst çene arka bölgede maksiller sinüs ogmentasyonu için implantlar etrafında kullanılması: koyunlar üzerinde yapılan karşılaştırmalı çalışma. 2006, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 145 sayfa, İstanbul, (Prof. Dr. Serdar Yalçın).
65. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. *J Prosthet Dent.* 1983;50(2):255-261.
66. Parithimarkalaignan S, Padmanabhan TV. Osseointegration: an update. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(1):2-6.
67. Arat ZS. Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısı ve tutucu türünün kemikteki stres dağılımlarına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. 2010, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 244 sayfa, İstanbul, (Prof. Dr. Ömer Kutay)
68. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: A reality. *Periodontol 2000.*1998;17:22-35.
69. Garg AK. Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants. Amerika Birleşik Devletleri: Quintessence Publishing Co.; 2004.
70. Fernandez-Tresguerres-Hernandez-Gil I, Alobera-Gracia MA, del-Canto-Pingarron M, Blanco-Jerez L. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006;11(1):47-51.
71. Özgen M. Vertikal Defektli Anterior Maksillaya Farkli Uygulamalar İle Yerleştirilen İmplantlara Gelen Yüklerin Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi. 2012, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, 179 sayfa, İstanbul, (Prof. Dr. Serdar Yalçın).
72. Powers, J.M. ve Sakaguchi, R.L. *Craig's Restorative Dental Material.* 20th ed. St. Louis: Elsevier Mosby. 2006: p.52-94.
73. Datta HK, Ng WF, Walker JA, Tuck SP, Varanasi SS. The cell biology of bone metabolism. *J Clin Pathol.* 2008;61(5):577-587.
74. Ellis E 3rd. A study of 2 bone plating methods for fractures of the mandibular symphysis/body. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(7):1978-1987.

75. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992;1(4):289-294.
76. Doblare M, Garcia JM. On the modelling bone tissue fracture and healing of the bone tissue. *Acta Cient Venez.* 2003;54(1):58-75.
77. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: A consensus report. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl:33-58.
78. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35.
79. Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):239-248.
80. Gashi B. Posterior maksillada yeterli kemik hacminin olmadığı durumlarda implant uygulamasında kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. 2009, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 209 sayfa, İstanbul, (Prof. Dr. Tayfun Özdemir).
81. Alan H. Maksiller sinüs yükseltilmesi operasyonlarında, doğal mineralize hidroksilapatit greftleri ile trombosit zengin plazma karıştırılmış doğal mineralize hidroksilapatit greftlerinin klinik, radyolojik, histolojik ve histomorfolojik karşılaştırılması. 2009, Dicle Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 145 sayfa, Diyarbakır, (Prof. Dr. Gülten Ünlü).
82. Benlidayı ME. Sinüs tabanı greftlemesi ve eş zamanlı implant yerleştirme işlemlerinde sığır kaynaklı spongiöz hidroksiapatit blok ve granül hidroksiapatit greft materyallerinin deneysel olarak karşılaştırılması. 2008, Çukurova Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 89 sayfa, Adana, (Prof. Dr. Mehmet Kürkçü).
83. Tekmen P. Allojenik Kemik Grefti ile Maksiller Sinüs Augmentasyonu Uygulanan Atrofik Posterior Maksillada İmplant Biyomekaniği: Sonlu Elemanlar Analizi. 2010, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 140 sayfa, Ankara, (Prof. Dr. Serpil Duran)
84. Jensen OT (Ed). *The Sinus Bone Graft* Chicago: Quintessence Publishing Co., 1999.

85. Dos Santos Pereira R, Boos FB, Lourenco EJ, Hochuli-Vieira E, da Costa Rodrigues P, Homsí N. Five-year follow-up of modified implant-supported overdenture in an iliac crest autograft failure: Clinical report. *J Craniofac Surg.* 2013;24(5):523-526.
86. Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: The influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):536-542.
87. Michailidis N, Karabinas G, Tsouknidas A, Maliaris G, Tsipas D, Koidis P. A FEM based endosteal implant simulation to determine the effect of peri-implant bone resorption on stress induced implant failure. *Biomed Mater Eng.* 2013;23(5):317-327.
88. Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(3):135-144.
89. Dalkız M. *Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi.* İstanbul: Vestiyer Yayıncılık, 2009: p.23-160.
90. Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater.* 1992;10(3):153-201.
91. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-282.
92. Seker E, Ulusoy M, Ozan O, Dogan DO, Seker BK. Biomechanical effects of different fixed partial denture designs planned on bicortically anchored short, graft-supported long, or 45-degree-inclined long implants in the posterior maxilla: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):1-9.
93. Yoda N, Gunji Y, Ogawa T, Kawata T, Sasaki K. In vivo load measurement for evaluating the splinting effects of implant-supported superstructures: A pilot study. *Int J Prosthodont.* 2013;26(2):143-146.
94. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):97-102.

95. Koosha S, Mirhashemi FS. An investigation of three types of tooth implant supported fixed prosthesis designs with 3D finite element analysis. *J Dent (Tehran)*. 2013;10(1):51-63.
96. Frost HM. The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner*. 1987;2(2):73-85.
97. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):553-561.
98. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004;74(1):3-15.
99. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(5):465-475.
100. Xia H, Wang M, Ma L, Zhou Y, Li Z, Wang Y. The effect of platform switching on stress in peri-implant bone in a condition of marginal bone resorption: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):122-127.
101. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: A finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2004;30(2):59-68
102. Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC. Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):455-462.
103. Fortin T, Isidori M, Bouchet H. Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: A clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(1):96-102.
104. Linkow LI, Ghalili R. Critical design errors in maxillary subperiosteal implants. *J Oral Implantol*. 1998;24(4):198-205.
105. Kilic E, Kilic K, Er N, Aral CA, Yagan AE, Alkan A. Kısa dental implantların klinik ve radyolojik takibi: Retrospektif çalışma. *Cumhuriyet Dent J* 2011;14(3):211-218.
106. Ridell A, Grondahl K, Sennerby L. Placement of Branemark implants in the maxillary tuber region: Anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(1):94-98.

107. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: A retrospective investigation. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):139-44.
108. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Branemark PI. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(4):184-189.
109. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, Van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(4):513-522.
110. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: Providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 2007;33(5):257-266.
111. Çelik E. Dinamik yükleme yapılan kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. 2012, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 113 sayfa, Ankara, (Prof. Dr. A. Nehir Özden)
112. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology--eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol.* 1990;16(3):199-209.
113. Bergh JP, Ten Bruggenkate CM, Disch FJ, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(3):256-65.
114. Kim HJ, Yoon HR, Kim KD, Kang MK, Kwak HH, Park HD, Han SH, Park CS. Personal-computer-based three-dimensional reconstruction and simulation of maxillary sinus. *Surg Radiol Anat.* 2003;24(6):393-399.
115. Güven AA. Maksiller sinüs augmentasyonunda kemik gelişimin radyolojik olarak değerlendirilmesi. 2008, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 76 sayfa, Ankara, (Prof. Dr. Onur İçten)
116. Van den Bergh JP, Ten Bruggenkate CM, Krekeler G, Tuinzing DB. Sinus floor elevation and grafting with autogenous iliac crest bone. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(6):429-35.
117. John HD, Wenz B. Histomorphometric analysis of natural bone mineral for maxillary sinus augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(2):199-207.

118. Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ. Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13 Suppl:11-45.
119. Hurzeler MB, Quinones CR, Kirsch A, Gloker C, Schupbach P, Strub JR, Caffesse RG. Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and dental implants in monkeys. Part I. Evaluation of anorganic bovine-derived bone matrix. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(6):476-486.
120. Quinones CR, Hurzeler MB, Schupbach P, Kirsch A, Blum P, Caffesse RG, Strub JR. Maxillary sinus augmentation using different grafting materials and osseointegrated dental implants in monkeys. Part II. Evaluation of porous hydroxyapatite as a grafting material. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(6):487-496.
121. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2004;24(6):565-577.
122. Peleg M, Mazor Z, Chaushu G, Garg AK. Sinus floor augmentation with simultaneous implant placement in the severely atrophic maxilla. *J Periodontol*. 1998;69(12):1397-1403.
123. Peleg M, Mazor Z, Garg AK. Augmentation grafting of the maxillary sinus and simultaneous implant placement in patients with 3 to 5 mm of residual alveolar bone height. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):549-556.
124. Grageda E. Platelet-rich plasma and bone graft materials: a review and a standardized research protocol. *Implant Dent*. 2004;13(4):301-309.
125. Browaeys H, Bouvry P, De Bruyn H. A literature review on biomaterials in sinus augmentation procedures. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007;9(3):166-177.
126. Skowronski P, An Y. Bone graft materials in orthopaedics. *MUSC Orthopaed J*. 2003;6:58-66.
127. Schwartz Z, Mellonig JT, Carnes DL Jr, De la Fontaine J, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Ability of commercial demineralized freeze-dried bone allograft to induce new bone formation. *J Periodontol*. 1996;67(9):918-926.
128. Boyan BD, Ranly DM, McMillan J, Sunwoo M, Roche K, Schwartz Z. Osteoinductive ability of human allograft formulations. *J Periodontol*. 2006;77(9):1555-1563.

129. Haas R, Haidvogel D, Donath K, Watzek G. Freeze-dried homogeneous and heterogeneous bone for sinus augmentation in sheep. Part I: Histological findings. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):396-404.
130. Wetzel AC, Stich H, Caffesse RG. Bone apposition onto oral implants in the sinus area filled with different grafting materials. A histological study in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):155-163.
131. Smiler DG, Johnson PW, Lozada JL, Misch C, Rosenlicht JL, Tatum OH Jr, Wagner JR. Sinus lift grafts and endosseous implants. Treatment of the atrophic posterior maxilla. *Dent Clin North Am.* 1992;36(1):151-186.
132. Wheeler SL. Sinus augmentation for dental implants: the use of alloplastic materials. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997;55(11):1287-1293.
133. Misch CE, Dietsh F. Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent.* 1993;2(3):158-167.
134. Gapski R, Neiva R, Oh TJ, Wang HL. Histologic analyses of human mineralized bone grafting material in sinus elevation procedures: A case series. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26(1):59-69.
135. Zijdeveld SA, Zerbo IR, Van den Bergh JP, Schulten EA, Ten Bruggenkate CM. Maxillary sinus floor augmentation using a beta-tricalcium phosphate (Cerasorb) alone compared to autogenous bone grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(3):432-440
136. Tadjedin ES, De Lange GL, Holzmann PJ, Kulper L, Burger EH. Histological observations on biopsies harvested following sinus floor elevation using a bioactive glass material of narrow size range. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(4):334-344.
137. Guillemin G, Patat JL, Fournie J, Chetail M. The use of coral as a bone graft substitute. *J Biomed Mater Res.* 1987;21(5):557-567.
138. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
139. Mackerle J. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2004;7(5):277-303.
140. Gültepe ME. Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılarına kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi. 2011, Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 138 sayfa, Ankara, (Prof. Dr. Hişam Demirköprülü)

141. Gokhale NS, Deshpale SS, Bedekar SV, Thite AN. Practical finite element analysis. India: Finite to Infinite, 2008: p.1-140.
142. Taşkınsel E, Gümüş HÖ. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2014;(8):131-135.
143. Hood JA. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: Some clinical implications. Int Dent J. 1991;41(1):25-32.
144. Logan DL. First course in the finite element method. 4th ed. Kanada: Nelson, 2007: p.7-65.
145. Gümüş HÖ. Üç Farklı Denatal İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması. 2007, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 117 sayfa, Ankara, (Prof. Dr. Nur Hersek)
146. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2014(9):175-180.
147. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L. Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(4):612-621.
148. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, Deng M, Tian W. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. J Prosthet Dent. 2014;111(3):203-215.
149. Penarrocha M, Carrillo C, Boronat A, Penarrocha M. Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(4):720-726.
150. Arun Kumar G, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. J Indian Prosthodont Soc. 2013;13(4):466-472.
151. Li T, Kong L, Wang Y, Hu K, Song L, Liu B, Li D, Shao J, Ding Y. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: A three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009;38(10):1077-1083.
152. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. J Periodontol. 1991;62(1):2-4.

153. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):434-440.
154. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):405-414.
155. Wheeler RC. *Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion.* Toronto: Harcourt Canada, 2010: p. 26,175.
156. Darendeliler Y. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Diş Hekimliğindeki Uygulamaları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1995;(1):87-96.
157. O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2000;9(3):207-218.
158. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.
159. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147-157.
160. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis – New Trend and Developments.* Croatia: InTech, 2012: p.3-54.
161. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257-270.
162. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(6):657-665.
163. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1998;25(4):299-303.
164. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology.* 2003;91(1):31-36.
165. Bahuguna R, Anand B, Kumar D, Aeran H, Anand V, Gulati M. Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations

- under axial and oblique loading: A finite element analysis. *Natl J Maxillofac Surg.* 2013;4(1):46-51.
166. Balkaya MC. Investigation of influence of different implant size and placement on stress distribution with 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent.* 2014;23(6):716-722.
167. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):232-244.
168. Ladd AJ, Kinney JH. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomech.* 1998;31(10):941-945.
169. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):153-161.
170. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993;38(6):491-496.
171. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):319-325.
172. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):781-790.
173. Hassler CR, Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. Measurements of healing at an osteotomy in a rabbit calvarium: the influence of applied compressive stress on collagen synthesis and calcification. *J Biomech.* 1974;7(6):545-550.
174. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* 1983;62(2):155-159.
175. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):523-530.
176. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont.* 1995;4(2):95-100.

177. Caglar A, Aydin C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):36-44.
178. Lan TH, Pan CY, Lee HE, Huang HL, Wang CH. Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(4):763-770.
179. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995;8(5):421-433.
180. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1994;78(1):22-27.
181. Silva-Neto JP, Pimentel MJ, Neves FD, Consani RL, Santos MB. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz Oral Res*. 2014;28(1):67-73.
182. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: The finite element method. *Kaohsiung J Med Sci*. 2008;24(3):138-143.

ÖZGEÇMİŞ

1988 yılında Adana'da doğdum. 2010 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden dönem 2'incisi olarak mezun oldum. Aynı yıl Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında başlamış olduğum doktora Şubat 2012 yılında Gaziantep Üniversitesinde devam ettim. Ulusal 1, SCI/Expanded kapsamında 3 adet makalem ve çeşitli bilimsel kongrelerde tebliğlerim mevcuttur.