

T. C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MAKSİLLER DEFEKTLERDE KUVVET DAĞILIMININ UYGULANAN
İMLANTLARIN TİP VE LOKALİZASYONLARINA GÖRE SONLU
ELEMANTLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Fatih Mehmet KORKMAZ

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Suat YALUĞ

ANKARA
Mayıs 2008

T. C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MAKSİLLER DEFEKTLERDE KUVVET DAĞILIMININ UYGULANAN
İMLANTLARIN TİP VE LOKALİZASYONLARINA GÖRE SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Fatih Mehmet KORKMAZ

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Suat YALUĞ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
SBE-03/2006-11 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
Mayıs 2008

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı çerçevesinde
yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi
olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 01.05.2008


Prof. Dr. Cihan AKÇABOY

Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Hüseyin YAZICIOĞLU
Gazi Üniversitesi



Doç. Dr. Turan KORKMAZ
Gazi Üniversitesi



Prof. Dr. Suat YALUĞ
Gazi Üniversitesi



Doç. Dr. İbrahim TULUNOĞLU
Hacettepe Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller	III
Grafikler, Tablolar	VI
Semboller, Kısaltmalar	VII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Çene-yüz bölgesinde tümör cerrahisi	3
2.2. Maksilla rezeksiyonunun postoperatif komplikasyonları	4
2.3. Üst çene defektlerinin sınıflandırılması	4
2.4. Obturatör yapımını etkileyen faktörler	7
2.5. Maksillektomili hastaların tedavisi	10
2.6. Oral implantoloji ve osseointegrasyon	12
2.7. Çene-yüz protezlerinde implant kullanımıyla ilgili tedavi prensipleri	15
2.8. İmplant destekli overdenture'larda üst yapı tipleri	29
2.9. İmplant destekli overdenture'ların avantajları	33
2.10. Oral implantolojide biyomekanik	33
2.11. Okluzal kuvvetler	36
2.12. Stres analiz yöntemleri	37
3. GEREÇ ve YÖNTEM	56
3.1. Gereç	56
3.2. Yöntem	57
4. BULGULAR	73
4.1. Modellere göre maksimum ve minimum principle stress bulguları	73
4.2. Maksimum ve minimum principle stress bulgularının değerlendirilmesi	88
5. TARTIŞMA	96
6. SONUÇLAR	119
7. ÖZET	120
8. SUMMARY	121
9. KAYNAKLAR	122
10. EKLER	139
11. ÖZGEÇMİŞ	140

Şekiller

Şekil 1. Aramany'nin defekt bölgeleri sınıflandırması	5
Şekil 2. Brown ve arkadaşlarının defekt sınıflandırması.....	6
Şekil 3. Zigomatik implantın şematik görüntüsü	22
Şekil 4. Zigomatik implant	23
Şekil 5. Zigomatik implant ve açılı baş kısmı.....	23
Şekil 6.1. Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barlar	31
Şekil 6.2. Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barların kesit görüntüsü	31
Şekil 7.1. Topuz başlı üst yapının ağız içinde kalan pozitif parçaları....	32
Şekil 7.2. Topuz başlı üst yapının protez içinde kalan negatif parçaları	32
Şekil 8.1. Mıknatıs tutucular	33
Şekil 8.2. Mıknatıs tutucular	33
Şekil 9. Gerilme tipleri	39
Şekil 10. Cisme kuvvet uygulandığında, cismin iç yapısında birim alanda oluşan kuvvetler.....	40
Şekil 11. Poisson oranı.....	43
Şekil 12. Çizgisel eleman tipleri.....	50
Şekil 13. İki boyutlu eleman tipleri	50
Şekil 14. Üç boyutlu eleman tipleri	51
Şekil 15. Yüzey taraması.....	58
Şekil 16. Taramadan elde edilen nokta bulutu	58
Şekil 17. Taramadan elde edilen yüzey modeli	58
Şekil 18.1. Model 1'in parçalara ayrılmış görüntüsü.....	60
Şekil 18.2. Model 2'in parçalara ayrılmış görüntüsü.....	60
Şekil 18.3. Model 3'ün parçalara ayrılmış görüntüsü.....	61
Şekil 18.4. Model 4'ün parçalara ayrılmış görüntüsü.....	62
Şekil 18.5. Model 5'in parçalara ayrılmış görüntüsü.....	62
Şekil 18.6. Model 6'nın parçalara ayrılmış görüntüsü.....	63
Şekil 18.7 Model 7'nin parçalara ayrılmış görüntüsü	64
Şekil 18.8 Model 8'nin parçalara ayrılmış görüntüsü	64
Şekil 19. İmplantların değişik tip ve pozisyonları	65
Şekil 20. Algorda birleştirilmiş setlerin görüntüsü	66
Şekil 21. 4, 5, 6, 7, 8 node'lu 3 boyutlu elemanlar.....	67
Şekil 22. Matematiksel modelin sınır koşullarının belirlenmesi	68
Şekil 23. Birinci yüklemenin frontal ve okluzal görüntüsü	69
Şekil 24. İkinci yüklemenin frontal ve okluzal görüntüsü	70
Şekil 25. Üçüncü yüklemenin frontal ve okluzal görüntüsü.....	70
Şekil 26-a. Model 1'de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	74
Şekil 26-b. Model 1'de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	74
Şekil 27-a. Model 1'de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	74

Şekil 27-b. Model 1’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	74
Şekil 28-a. Model 1’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	75
Şekil 28-b. Model 1’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	75
Şekil 29-a. Model 2’de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	75
Şekil 29-b. Model 2’de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	75
Şekil 30-a. Model 2’de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	76
Şekil 30-b. Model 2’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	76
Şekil 31-a. Model 2’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	77
Şekil 31-b. Model 2’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	77
Şekil 32-a. Model 3’de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	77
Şekil 32-b. Model 3’de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	77
Şekil 33-a. Model 3’de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	78
Şekil 33-b. Model 3’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	78
Şekil 34-a. Model 3’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	78
Şekil 34-b. Model 3’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	78
Şekil 35-a. Model 4’de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	79
Şekil 35-b. Model 4’de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	79
Şekil 36-a. Model 4’de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	80
Şekil 36-b. Model 4’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	80
Şekil 37-a. Model 4’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	80
Şekil 37-b. Model 4’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	80
Şekil 38-a. Model 5’de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	81
Şekil 38-b. Model 5’de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	81

Şekil 39-a. Model 5’de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	81
Şekil 39-b. Model 5’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	81
Şekil 40-a. Model 5’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	82
Şekil 40-b. Model 5’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	82
Şekil 41-a. Model 6’de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	83
Şekil 41-b. Model 6’de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	83
Şekil 42-a. Model 6’de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	83
Şekil 42-b. Model 6’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	83
Şekil 43-a. Model 6’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principles stres dağılımı	84
Şekil 43-b. Model 6’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	84
Şekil 44-a. Model 7’de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	84
Şekil 44-b. Model 7’de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	84
Şekil 45-a. Model 7’de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	85
Şekil 45-b. Model 7’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	85
Şekil 46-a. Model 7’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	85
Şekil 46-b. Model 7’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	85
Şekil 47-a. Model 8’de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	86
Şekil 47-b. Model 8’de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	86
Şekil 48-a. Model 8’de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	87
Şekil 48-b. Model 8’de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	87
Şekil 49-a. Model 8’de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	87
Şekil 49-b. Model 8’de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	87

Grafikler

Grafik 1. Birinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler.....	88
Grafik 2. İkinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler.....	90
Grafik 3. Üçüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler.....	91
Grafik 4. Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki maksimum principle stress'ler	92
Grafik 5. Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki minimum principle stress'ler	94

Tablolar

Tablo 1. Araştırmada kullanılan setler.....	57-58
Tablo 2. Her model için elde edilen düğüm ve eleman sayıları.....	67
Tablo 3. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve Poisson oranları.....	68

Semboller, Kısaltmalar

m	Metre
cm	Santimetre
mm	Milimetre
g	Gram
Kg	Kilogram
°C	Santigrad derece
Psi	Ağırlığı pound cinsinden ölçen birimlerde basınç birimi (pound per square inch)
Pa	Paskal
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
N	Newton
F	Kuvvet
A	Alan
D	Boyut (Dimension)
ΔL	Uzunluktaki değişim
L_0	Orijinal uzunluk
σ	Stres (normal)
τ	Maksimum principal stress (maksimum çekme stresi)
σ_2	Ara principal stress
σ_3	Minimum principal stress (maksimum basma stresi)
σ_v	Von Mises stress
m	Kütle
v	Hacim
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
FEA	Finite Element Analysis-Sonlu Elemanlar Analizi
SGA	Strain Gauge Analysis-Gerinim Ölçer Analizi
CT	Computer Tomography
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Stl	Stelithografi
MRI	Magnetic Resonance Imaging
PMMA	Polimetilmetakrilat

1. GİRİŞ

Maksillektomili hastalar; estetik, fonksiyonel, psikolojik ve sosyal birçok sorunla karşı karşıyadırlar. Bu hastaların tedavisi oldukça zor ve zahmetlidir. Bunun için değişik tedavi alternatifleri vardır. Bunların her birinin avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Cerrahi tekniklerin yetersiz kaldığı durumlarda obturatör, en iyi tedavi seçeneğidir.

Doğal dişlerle desteği ve retansiyonu sağlanan obturatörler klinikte çok başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Ancak destek dişlerin kaybedilmesi protezin retansiyonunu ve desteğini olumsuz şekilde etkiler ve yapılan protezler tatmin edici olmaz. Daha sonra osseointegre dental implantların gelişmesi ve bunların özellikle dişsiz maksillektomili hastalarda kullanılması oldukça yararlı olmuştur. Bu şekilde daha stabil ve retatif protezler elde edilerek hastanın yaşam kalitesi yükseltilmiştir.

Maksillektomili hastalarda dental implant yerleştirilecek yeterli kemiğin olmadığı veya standart dental implantların yerleştirilmesiyle etkin bir tedavinin elde edilemediği durumlarda zigomatik implantlardan yararlanılabilir. Zigomatik implantlar Branemark tarafından ilk önce atrofik ve dişsiz maksillanın tedavisi için tasarlanmış, daha sonra bu implantlar maksiller defektli hastalarda kullanılarak protezin retansiyon ve desteğini arttırmışlardır. Böylece daha stabil ve fonksiyonel protezler elde edilmiştir. İmplantlarla elde edilen avantajların sürdürülebilmesi için implantların sağlıklı bir şekilde ağızda durması gerekmektedir.

İmplantların kaybında biyomekanik faktörler önemli rol oynamaktadır. İmplantlara, kemikte aşırı streslere neden olan kuvvetler iletilirse, kemik rezorpsiyonu ile birlikte osseointegrasyonun yıkımı ve implantların kaybı kaçınılmazdır.

Zigomatik implant kullanımının protetik ve psikolojik birçok avantajı olduğu gibi bazı dezavantajları da vardır. Maksillektomi yapılmış hastaya tekrar ikinci bir operasyonla zigomatik implant yerleştirmek hem zahmetli hem maliyetli bir iştir.

Bu çalışmanın amacı; tek taraflı maksiller defektli dişsiz bir hastaya yapılan implant destekli obturatörde, zigomatik ve/veya dental implant 8 ayrı şekilde kullanıldığında kemikte oluşan streslerin

miktarlarının ve alanlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi, zigomatik implantların stres dağılımına etkisinin değerlendirilmesi ve hangi tasarımın daha iyi stres dağılımı sağladığının tespit edilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Çene-yüz bölgesinde meydana gelen defektler konjenital, gelişimsel veya kazanılmış sebeplere bağlı olarak meydana gelebilir. Üst çene defekti olan hastalarda oral ve nazal boşluklar arasında sürekli bir bağlantı vardır ve bunun tedavi edilmesi gerekir^{1,2,3}.

"Obtüratör" terimi; Yunanca "tıkamak" anlamına gelen "obturare" sözcüğünden köken almaktadır. Diş hekimliğinde; yarık damak, çeşitli travmalar veya bir tümör kitlesi nedeniyle maksillanın kısmi ya da total olarak çıkartılması sonucu oluşan, ağız ve burun boşluklarını birleştirerek bazı komplikasyonlara yol açan ve çeşitli nedenlerle cerrahi olarak kapatılamayan defektleri tıkayan gereçlere "obturatör" denmektedir^{1,2,3,4,5}.

Çene-yüz defektlerinin protetik tedavisi uzun yıllardan beri uygulanmaktadır. Bu konuda ilk kanıtlar Mısırlılar'a kadar uzansa da AMBROSE PARE, 1500'lü yıllarda üst çenedeki bir defekti kapatmak için yapay araçlar yapmış ve "obturatör" terimini ilk kez kullanmıştır. Tarif ettiği obturatör, bir palatinal plak ve üzerine tutturulmuş bir sünger parçasından oluşmaktaydı. Teknolojinin gelişmesiyle daha iyi ve yeni obturatör yapım kavramları ve yöntemleri gelişmiştir^{3,6}.

Maksillada çeşitli sebeplerle rezeksiyon yapılabilir. Maksiller rezeksiyonun en yaygın sebepleri şunlardır^{7,8,9}:

- Tümörler
- Cerrahi girişimler
- Travma
- Osteomyelit
- Radyasyon yanığı
- Sifiliz
- Tüberküloz

2. 1. Çene-yüz bölgesinde tümör cerrahisi

Tümör cerrahisi, üst çene tümörünün yakın çevresindeki sağlıklı dokularla birlikte çıkarılması için kullanılan operatif yöntemlerdir. Tümörün yeri, büyüklüğü ve yayılımı göz önünde tutularak pek çok farklı

yöntem izlenebilir ve tümöre birçok ayrı yol ile ulaşılabilir. Bu yöntemlerin ve uygulamalarının tamamı, genel bir bakışla "maksilla rezeksiyonu" ya da "maksillektomi" adı ile tanımlanmaktadır. Günümüzde klasikleşmiş bulunan maksillektomi tekniği Ferguson tarafından tarif edilmiştir (1848). 1910 yılından itibaren tedaviye radyoterapi eklenmiştir. 1950'den bu yana, tedavide radikal cerrahi eksizyon tercih edilmektedir³.

Maksilla rezeksiyonunun preoperatif planlanması şu şekilde sıralanabilir³:

- 1) Rezeke edilecek yapıların saptanması,
- 2) Tümöre yaklaşım yolunun saptanması,
- 3) Postoperatif tedavi planının yapılması,

2. 2. Maksilla rezeksiyonunun postoperatif komplikasyonları

Maksillektomi operasyonunun sınırları; tümörün boyutları, agresifliği, tekrarlama riski ve malignitesine bağlı olarak belirlenir. Orta yüz bölgesinin en önemli elemanı olan maksillanın bir bölümü veya tamamının çıkarılması, üst çene ve orta yüz anatomisini önemli oranda hasara uğratar. Ağız ve burun boşlukları değişen oranlarda birleşir, tek ve büyük bir boşluk haline gelir. İstemsiz olarak süregelen birçok işlev olanaksız hale gelir. Maksilla rezeksiyonu operasyonlarının neden olduğu komplikasyonlar şu şekilde özetlenebilir^{1,2,3,7,9,10,11}:

- 1) Estetik sorunlar
- 2) İşlevsel sorunlar
 - Çiğneme sorunları
 - Beslenme sorunları
 - Yutma-yutkunma sorunları
 - Konuşma sorunları
- 3) Psikolojik-sosyal sorunlar

2.3. Üst çene defektlerinin sınıflandırılması

Defektin büyüklüğü protetik rehabilitasyonun başarısını birinci derecede etkiler. Maksilla rezeksiyonu sonucu üst çenede oluşan

doku kayıpları farklı bilim adamları tarafından oldukça benzer şekilde sınıflandırılmıştır. Aramany^{12,13} rezeksiyon olgularını 6 sınıfa ayırır.

Sınıf 1: Sağlıklı tarafta üst yarım çene ve dişler korunmuştur. Rezeksiyon sınırı orta çizgiden geçer. En sık rastlanan defekt tipidir ve "klasik hemimaksillektomi" olarak bilinir.

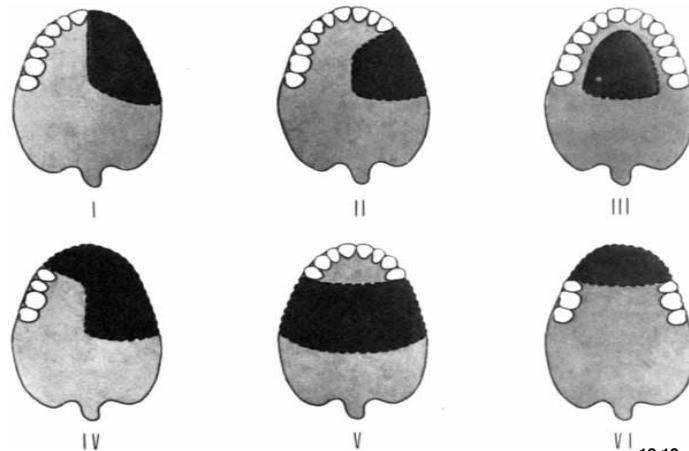
Sınıf 2: Defekt üst çeneyi tek taraflı olarak ilgilendirir. Çenenin karşı tarafı ve anterior maksilla korunmuştur.

Sınıf 3: Defekt sert damağın ortasını ilgilendirir. Alveolar kreten tamamı ve tüm dental ark korunmuştur.

Sınıf 4: Tek taraflı olarak maksilla, anterior maksilla ile birlikte çıkarılmıştır. Karşıt yan taraf, dişleri ile birlikte sağlamdır.

Sınıf 5: Her iki maksilla çıkarılmış, yalnız anterior maksilla korunmuştur.

Sınıf 6: Yalnız anterior maksilla çıkarılmış, posterior alanlar dişleri ile birlikte korunmuştur.

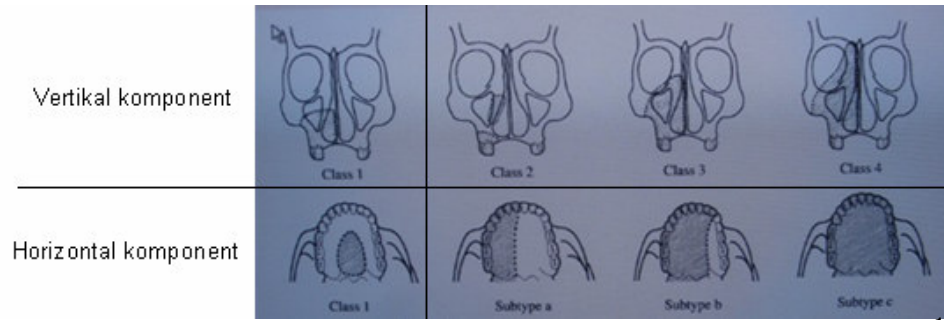


Şekil 1. Aramany'nin defekt bölgeleri sınıflandırması^{12,13}

Keskin ve Özdemir⁷ ise, Aramany'nin 6 sınıfına ek olarak yedinci bir sınıftan bahsetmişlerdir. Bu ek sınıf aşağıdaki gibidir:

Sınıf 7: Üst damağı oluşturan kemik dokularının tamamının çıkarıldığı olgulardır. Yumuşak damağın bulunup bulunmaması sınıflamayı değıştirmez (Total rezeksiyon).

Brown ve arkadaşları¹⁴ tarafından geliştirilen sınıflandırmada ise rezeksiyon bölgesinin vertikal ve horizontal komponentleri yer alır.



Şekil 2. Brown ve arkadaşlarının defekt sınıflandırması¹⁴

Brown ve arkadaşlarının¹⁴ sınıflandırması aşağıdaki gibidir:

1) Vertikal komponent

Sınıf 1: Oro-antral açıklık olmadan yapılan maksillektomi

Sınıf 2: Alçak maksillektomi

Sınıf 3: Yüksek maksillektomi

Sınıf 4: Radikal maksillektomi

2) Horizontal komponent

a) Tek taraflı alveolar maksilla ve sert damak rezeksiyonu

b) Çift taraflı alveolar maksilla ve sert damak rezeksiyonu

c) Tüm alveolar maksilla ve sert damak rezeksiyonu

Defekt alanının genişliği gibi, geriye kalan yumuşak damak dokusu miktarı ve fonksiyonu, orbita tabanının bulunup bulunmaması, orbita rezeksiyonu yapıp yapılmadığı, processus coronoideus ve temporal kasların defekt ile ilişkisi, desteklik elde etmek için

kullanılabilecek alanlar ve kaçınılması gereken alanlar, postoperatif anatominin en önemli özellikleridir³.

2. 4. Obturatör yapımını etkileyen faktörler:

Obturatör yaparken gerek duyulan 3 faktör şunlardır^{7,8,15}:

2. 4. 1. Destek

Destek, protezin dokuya doğru hareketine karşı gösterilen dirençtir. Protezin desteği değişik faktörler tarafından belirlenir^{7,8}.

Dişler eğer destek olarak kullanılacaksa gerekli periyodontal ve konservatif tedavileri yapılmalıdır. Protezin dokuya doğru hareketine direnç; dişlerde hazırlanan okluzal tırnak, singulum tırnakları ve insizal tırnaklarla sağlanır^{7,8}.

Dişler çekildikten sonra geriye kalan alveol sırtı hem dişsiz hem dişli hastalarda dikkate alınmalıdır. Dişlerin sayısı azaldıkça kalan alveol sırtının da önemi artar. Premaksillası veya tüberleri rezeksiyon sırasında alınmamış hastalarda, protez daha fazla alana yayıldığı için protezin desteği artmış olur^{7,8}.

Obturatör yaparken kalan sert damak da dikkatle incelenmeli eğer toruslar varsa alınmalıdır. Sert damağın kısmen de olsa alınması yumuşak damaktaki kusma refleksini değiştirir ve protezin normalden daha fazla arkaya doğru uzanmasına izin vererek desteği artırabilir^{7,8}.

Protezin rotasyonunu önleyen defekt içindeki destek, proteze sağlam kaide sağlayan herhangi bir anatomik yapıya temas yolu ile sağlanabilir^{7,8}.

Rezeksiyon tarafından obturatöre sağlanan destek çiğneme fonksiyonu için değil, protezin defekt içine doğru devrilmesini önlemek için gerekir. Orbita tabanının destek olarak kullanımı pek önerilmez¹⁵.

Cerrahinin şekline göre, pterygoid çıkıntı destek alınabilir. Eğer pterygoid çıkıntı çıkarılmışsa temporal kemiğin ön yüzeyi de destek olabilir. Bu kemiksel yapı ile protezin pozitif teması nispeten yaygın olmalıdır. Bir obturatör protez için desteği, çoğunlukla üç noktadan sağlamak protezin defekt içinde rotasyonunu minimuma indirmek için yeterlidir². Ön burun açıklığı ve yan yara bandı da destek amacıyla kullanılabilir³.

Nazal septum kısmen kıkırdaktan oluştuğu için zayıf bir destektir. Geniş defektlerde, defektin postero-lateral sahasında pozitif destekle beraber kullanılırsa obturatörün defekt içine doğru olan rotasyonuna karşı ilave direnç sağlar².

2. 4. 2. Retansiyon

Defektli hastalarda kalan maksilla ile defekt büyüklüğüne göre adhezyon ve kohezyon kuvvetleri değişir, atmosfer basıncı ise yoktur². Obturatörlerde tutuculuk, defekt dışı ve defekt içi olmak üzere ikiye ayrılır¹⁶.

2. 4. 2. a. Defekt dışı tutuculuk

2. 4. 2. a. 1. Dişler

Obturatörün retansiyonunu sağlamada dişler çok önemlidir. Kalan dişlerin sayısı, pozisyonu ve periyodontal durumları bu dişlerin karşılayabileceği kuvvetleri değerlendirmede önemli faktörlerdir⁷.

2. 4. 2. a. 2. Alveol sırtı

Obturatör için kalan alveol sırtının büyüklüğü ve şekli retansiyonu etkiler⁷.

2. 4. 2. b. Defekt içi tutuculuk

2. 4. 2. b. 1. Kalan yumuşak damak

Obturatör; yiyecek ve sıvı geçişini minimuma indiren bir palatal kapak vazifesini görür ve aynı zamanda retansiyon sağlar. Nazofarengeal uzantının boyut ve pozisyonu protezin giriş yolu ile sınırlıdır. Bu uzantı östaki borusunu kapatmamalıdır^{2,16}.

2. 4. 2. b. 2. Kalan sert damak

Daha çok dişsiz hastalarda kullanılır.

2. 4. 2. b. 3. Ön nazal açıklık

Ön nazal açıklığa tek veya çift taraflı olarak defekt içinden ulaşılabilir^{2,16}.

2. 4. 2. b. 4. Yan yara bandı

Maksiler rezeksiyondan sonra ağız mukozası ile deri greftinin birleşim yerinde sikatrize bir birit oluşur. Buna "yan yara bandı" denir. Bu birleşme yerinin üzerinde olan deri esnemeye ve gerilmeye meyillidir. Yan yara bandı; sikatrize karakteri nedeniyle esnemeye belli bir limit içinde katılır¹⁵.

2. 4. 2. b. 5. Yan duvar yüksekliği

Bu dört yapının fiziksel işbirliğine ek olarak, defektin lateral duvarı indirekt retansiyon için kullanılabilir^{2,12,13,16}.

2. 4. 3. Stabilite

Obturatörün hareketi; ön–arka, orta-yan rotasyonel kuvvetlerden veya herhangi birinden kaynaklanabilir. Kalan maksilla bölgeleri ve defektin kendisi bu kuvvetlerin yayılmasının önlenmesinde kullanılmalıdır^{2,16}.

Kalan maksilla stabilitesi: Doğal dişler varsa protez kaidesini etkileyen kuvvetleri en aza indirmek için değişik tutuculardan yararlanmak mümkün olabilir^{2,16}.

Defekt içi stabilite: Destek ve retansiyonda olduğu gibi defektin kendisi de obturatörün stabilitesini artırmak için düşünülmelidir. Protezin bulb kısmı defekt içinde bütün yönlerde maksimum uzantı sağlamalıdır. Koronoid çıkıntının fonksiyon sırasındaki çarpması önlenmelidir. Defektin orta çizgisinin ön ve yan duvarı; pterygoid plak ve kalan yumuşak damak ile maksimum temasa getirilmelidir. Protezin bulb kısmının bu yapılarla teması ön-arka, orta-yan ve rotasyonel hareketlerini en aza indirir^{2,4,16,17}.

Okluzyon: Stabilededeki en önemli etkidir. Protezin okluzal ilişkisi fonksiyon esnasında üst çenedeki destek, retatif yapılar ve defekt ile uyum sağlamazsa, stabil olmayan bir protez ortaya çıkar. Fonksiyon esnasındaki tüberkül çatışmaları protezi yerinden oynatır^{2,4,16,17}.

2. 5. Maksillektomili hastaların tedavisi

Maksillektomili hastalar için tedavi seçenekleri şunlardır^{18,19}:

- 1) Protetik tedavi
- 2) Lokal veya bölgesel flepler
- 3) Mikrovasküler serbest flepler
- 4) Non-vaskülerize greftler

Eğer mümkünse, bu tekniklerden cerrahi yöntemler tercih

edilmelidir. Ancak bu her zaman mümkün olmayabilir. Bu tekniklerin değişik durumlara göre avantaj ve dezavantajları vardır. Bu tekniklerden hangisinin kullanılacağına karar verirken;

- Defektin durumuna,
- Hastanın medikal durumuna,
- Hastanın prognoza; bakılır¹⁸.

Cerrahi yöntemlerin değişik avantajları olmasına karşın maksiller defektlerin cerrahi olarak düzeltilmesinde bazı güçlükler vardır. Lokal ve sistemik sebeplerden dolayı cerrahi olarak düzeltme her zaman mümkün olmayabilir veya cerrahi yöntemlerde umulmadık sonuçlar ortaya çıkabilir. Ayrıca; bazı hastalar, oldukça zahmetli olan maksillektomi ameliyatlarından sonra yeni bir cerrahi işlemi istemeyebilir. Özellikle bu tip hastalarda obtüratör en iyi tedavi seçeneğidir⁸.

Obtüratörün hastaya sağladığı faydalar şunlardır^{3,4,8,10,20,21}:

- 1) Çiğneme ve yutkunma fonksiyonunu düzeltmek,
- 2) Orbita tabanına destek olmak,
- 3) Fonasyonu iyileştirmek ya da bazı durumlarda mümkün kılmak,
- 4) Yanak ve dudak konturunu düzelterek estetiğe katkıda bulunmak,
- 5) Ağız içine eksuda akışını azaltmak,
- 6) Defektli hastaların psiko-sosyal durumunun düzelmesine yardımcı olmak.

Maksiller defektli hastalara yapılan protezlerde tutuculuğu sağlamak oldukça güçtür. Ağız içinde defekti olan hastalarda ve aşırı derecede rezorpsiyonu olan hastalarda geleneksel yolla yapılan protezlerle tutuculuk elde etmek neredeyse imkansızdır. Böyle vakalarda¹⁹;

- Dental adezivler kullanılarak,
- Sert ve yumuşak dokulardaki andırkatlardan mümkün olduğunca yararlanılarak,
- Vertikal kenar duvar desteğinden yararlanılarak,
- İki parçalı mıknatıslı tutucu kullanılarak, limitli de olsa protezin stabilizasyonuna katkı sağlanabilir.

Daha sonra osseointegre dental implantların gelişmesi ve bunların özellikle dişsiz maksillektomili hastalarda kullanılması oldukça yararlı olmuştur. İmplantlar; stabiliteyi artırmış ve güncel tedavi yöntemi durumuna gelmiştir^{4,5}.

2. 6. Oral implantoloji ve osseointegrasyon

Osseointegrasyon kelimesi; Latince "os" yani kemik ve "integration" yani tamamlanmış olanı, bir bütünü ifade eden kelimelerin birleşmesinden gelmektedir. Osseointegrasyon, Branemark tarafından canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant arasındaki yapısal ve fonksiyonel direk bağlantı olarak tanımlanmıştır²².

Schroeder ve arkadaşları²³ tarafından "fonksiyonel ankiloz" Branemark, Zarb ve Albrektsson²⁴ tarafından ise klinik açıdan alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdukları asemptomatik rijit fiksasyon olarak tanımlanmıştır. Osseointegrasyon, implant üzerine yapılacak olan protezi ve proteze gelen fonksiyonel kuvvetleri taşıyabilecek olan implant ve kemik arasındaki doğrudan ankraja denir²⁵.

Branemark ve arkadaşlarının 1960' larda başlattıkları çalışmalar implantolojinin gerçek temellerini oluşturmaktadır. Yapılan hayvan deneylerinde titanyum vidalar implant materyali olarak kullanılmıştır. Branemark'ın yara iyileşmesi, kemik ve yumuşak dokular ile ilgili yaptığı ilk mikroskobik çalışmalar, osseointegrasyon kavramının gelişmesine ışık tutmuştur²².

Titanyum dental implantlar, total ve parsiyel dişsiz hastalarda 30 seneyi aşkın bir süredir başarıyla uygulanmaktadır²⁶.

Branemark 1969 yılında; osseointegrasyonu, kemik ile implant ara yüzeyinde fibröz doku olmaksızın implantın kemik içindeki direk ankraji olarak tanımlamıştır. Günümüze kadar uzanan süreçte yapılan çalışmalar implantın sadece kemik içindeki stabilitesi ile sınırlı kalmamış, ayrıca dental implantların uzun dönem başarıları ile de yakından alakalı olmuştur²⁶.

1986 yılında Jemt²⁷ osseointegre dental implantları tek diş eksiklerinde de kullanmaya başlamıştır. Ancak o zamanlarda implantların

tek diş eksiklerinde kullanılabileceğini destekleyen yeterli veri bulunmamaktaydı.

Osseointegrasyonun klinik olarak gözlemlenen bulgusu implant hareketsizliğidir ve implantların uzun dönem başarısında implant stabilitesinin önemi büyüktür. Fizyolojik ve morfolojik açıdan bakıldığında, implant stabilitesi, implant yüzeyi ve kemik arasındaki doğrudan temastan kaynaklanır. İmplantın yerleştirilmesi sırasında implant ve kemik arasında temas sağlanması ile elde edilen stabilite "primer stabilite" olarak değerlendirilir. İmplantın kemik içindeki primer stabilitesi, öncelikle çene kemiğinin mekanik özellikleri, daha sonra cerrahi teknik ve implantın tasarımı ile ilgilidir. Özellikle yoğunluğu düşük olan kemiklerde primer stabilite, cerrahi travmaya, iyileşme koşullarına ve implant materyaline gösterilen biyolojik cevap ile ilgilidir. Sonuçta; zaman içerisinde, implant kemik ara yüzeyinde kemik yapımı ile beraber daha sıkı bir bağlantı sağlanır^{22,25,27}.

İmplantoloji bugünkü durumuna çeşitli cerrahi ve protetik yaklaşımlardan, çeşitli implant materyallerinin ve implant tiplerinin denenerek sistemin biyolojik olarak uygunluğunun, doku iyileşmesinin ve fonksiyonel ihtiyaçların anlaşılmasıyla gelmiştir. Bugün implantoloji, tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi yöntemidir. Aslında sadece dişsiz çenelerin tedavisi için kullanılmaya başlanmış olsa da endikasyonlarını öyle geliştirmiştir ki parsiyel ve tam dişsizliklerde, maksillofasiyal cerrahide, ortodontide ve neredeyse tüm diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır^{24,28}.

2. 6. 1. Sert ve yumuşak dokuların implant tedavisi için uygunluğu:

İmplant tedavisi öncesinde, sert ve yumuşak dokular dikkatli incelenmeli, herhangi bir patoloji olup olmadığı saptanmalıdır. İmplant bölgesindeki anormal frenulumlar, kas yapışıklıkları, bu bölgede var olabilecek lezyonlar giderilmelidir. Eğer keratinize yumuşak doku yetersizse ve yeterli protez desteği oluşturamayacak ise, o bölgede greft kullanılarak istenilen kalitede doku oluşturulmalıdır. Tedavi öncesi hastanın kemik yüksekliği ve genişliği belirlenmelidir. Bu amaçla panoramik radyografiler alınabilir, ayrıca bilgisayarlı tomografiler ile çeneler üç boyutlu olarak incelenebilir²⁹. İmplant uygulanacak bölgenin gerçek boyutlarının bilinmesi çok önemli olduğundan bu amaçla alınan ve sapma miktarı panoramik filme göre daha az olan bilgisayarlı tomografilerin yararı tartışılmazdır³⁰. Deneyimler; implant tedavisi için

anterior maksillada ve mandibulada en az 7 mm' lik, posterior mandibulada da mandibuler kanalın üzerinde en az 10 mm'lik kemik yüksekliğinin olması gerektiğini göstermektedir. Minimal kemik genişliğinin de 6 mm olması gerektiği belirtilmektedir³¹. Kret yüksekliğinin ve genişliğinin yetersiz olduğu vakalarda alveoler distraksiyon uygulanarak istenilen özellikte kretler oluşturulabilmektedir³⁰. Günümüzde implant cerrahisi öncesinde ya da sırasında kullanılacak kemik greftleri ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu amacıyla kullanılacak membranlar ile daha iyi bir iyileşme sağlanması amaçlanmaktadır²⁹.

Osseointegre implantlar, her hastada değişik amaçla kullanılan bir tedavi seçeneği olabilir.

Hobo ve arkadaşlarına²⁵ göre implant tedavisinin endikasyonları şu şekildedir:

- 1) Tam protezi taşıyan dokularda desteğin yetersiz olması,
- 2) Zayıf ağız kas koordinasyonu,
- 3) Düşük doku toleransı, örneğin: yapışık mukoza yerine daha çok alveolar mukoza varlığı,
- 4) Protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar,
- 5) Tam protezler için gerçekçi olmayan hasta beklentileri,
- 6) Aşırı aktif bulantı refleksi,
- 7) Hareketli protez kullanımından psikolojik olarak rahatsızlık duyan hastalar,
- 8) Doğal dişlerin uygun olmayan sayı ve konumda olması,
- 9) Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği,
- 10) Ortodontik ankraj amaçlı,
- 11) Diş agenezisi.

2. 6. 2. İmplantlarda uzun dönem başarı kriterleri

İmplantolojide başarının ilk tanımlaması 1978 'de Harvard Uzlaşma Konferansı'nda yapılmıştır³². Klinik olarak implant başarısı; mobilite testi, perküsyonda alınan ses ve radyografilerde tespit edilen marjinal kemik kaybı ile değerlendirilir³³. Günümüzde yaygın olarak kabul edilen kriterler 1986'da Albrektsson, Zarb, Wirthington ve Eriksson tarafından aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır³⁴:

- 1) İmplantın klinik testinde mobilite olmamalıdır,

2)Radyografide implant çevresinde radyolusensi olmamalıdır,

3)İmplantın yerleştirilmesini takiben ilk yıldan sonra her sene 0,2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.

4)İmplant; ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal hasarı gibi kalıcı veya geri dönüşümsüz işaret ve semptom göstermemelidir.

5)Beş yıllık gözlem sonunda en az %85, on yıllık gözlem sonunda ise en az %80 başarı oranı olmalıdır.

2. 6. 3. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların

Avantajları:

Dental implant destekli protez kullanımının, geleneksel doku destekli protez kullanımına göre avantajları²⁶:

- 1.Kemik hacminin korunması,
- 2.Okluzal dikey boyutun korunması,
- 3.Hastaların, sabit ve daha retantif protez kullanımına bağlı olarak artan özgüvenleri,
- 4.Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması (Osseosepsiyon),
- 5.Protezlerin daha stabil ve tutucu olması
- 6.Daha iyi fonasyon,
- 7.Protez hacminin azaltılması
- 8.Daha uzun restorasyon ömrü,
- 9.Daha fonksiyonel protezlerin yapılabilmesi,
- 10.Çiğneme ve mimik kaslarının daha iyi korunması (Maintenance).

2. 7. Çene-yüz protezlerinde implant kullanımıyla ilgili tedavi prensipleri

Tedavinin amacı, çene-yüz defektli hastalarda maksimum rehabilitasyonu sağlamaktır. Biyomedikal prensipler; uygun hasta seçimini, protezin yapımında uygun biyomekanik planlamayı ve implant bölgesinin doğru seçimini içerir^{2,8}.

Doku tahribatını önlemek: Çene-yüz protezlerinde kullanılan birçok materyal deri ve mukozaya uyumludur. Fakat bazı teknolojik

hatalar lokal veya genel reaksiyonların ortaya çıkmasına sebep olur. Uygun materyalin seçimi dokunun irrite olmaması prensibine dayanmaktadır^{2,8,28,29,31,35}.

Estetik için retansiyon: Hastaların dış görünüşlerinin ve rehabilitasyonunun mümkün olduğunca normale yakın olmasıdır. Hasta evine ve iş hayatına döndüğünde yakınları ve arkadaşları tarafından kabul edilebilmelidir^{28,31,35}.

Fonksiyon için retansiyon: Baş ve yüz bölgesinde birçok önemli fonksiyon vardır. Görme, duyma, koklama, çiğneme, nefes alma, konuşma fonksiyonları hasta ve rehabilitasyon için önemlidir. İmplant ile daha retantif olan protez, bu fonksiyonların kalitesini artırabilir^{2,8,25,29,31,35}.

Korumak için retansiyon: Çene-yüz protezlerinde osseointegre implantlarla elde edilen stabilite, sert ve yumuşak dokuların aşırı yüklenmesini önler ve bu yolla da bu dokular korunur^{2,8,28,29,31,35}.

Maksimum direk kemik desteği: Direk kemik desteği, protezin fonksiyonel ve statik yüklemelerinin transferi için en iyi metottur^{2,7,8,28,29,31,35}. Branemark ve arkadaşları²⁴ çene-yüz protezleriyle ilgili yaptıkları çalışmalarda osseointegre implantlardan transfer edilen yüklemelerin direk geçişini göstermişlerdir.

Kemik ve yumuşak doku retansiyonu: Büyük defektli hastalarda çene-yüz protezlerinin desteğinde komşu yumuşak dokulardan da yararlanılır. Yumuşak dokuların kullanımı büyük defektlerde çene-yüz protezinin retansiyonunu artırır^{2,8,31,35}.

Hastanın psikolojik ve sosyal rehabilitasyonu: Çene-yüz protezlerinde osseointegre implantların kullanımı yeterli stabiliteyi sağlar ve adezivlerin kullanımına gerek kalmaz. Bu da hastanın psikolojik yönden daha rahat olmasını sağlar^{2,8,25,35}.

2. 7. 1. Çene-yüz protezlerinde implant desteğinin yararları^{2,35}.

1. Protezin tutuculuk ve stabilitesinin artması,

- 2.Doku yapıştırıcılarına gerek kalmadığı için bu maddelerden kaynaklanabilecek doku reaksiyonları riskinin ortadan kalkması,
- 3.Protezin yerleştirilmesinde kolaylık ve netlik elde edilebilmesi,
- 4.Deri yapıştırıcılarının çıkartılması ve yeniden uygulanması gibi günlük uygulamaların azaltılması,
- 5.Yüz protezlerinin hizmet süresinin uzaması,
- 6.Protez ve deri arasında daha iyi bir estetik sağlanması,
- 7.Daha ince kenar elde edebilmek ve protezden dokuya doğru başarılı bir geçiş sağlamak.

2. 7. 2. Radyoterapi görmüş dokuda implant uygulamaları

Baş-boyun bölgesi malign tümörlerinin tedavisinde cerrahiye ek olarak genellikle radyoterapi uygulanmaktadır³⁶. Ağız içi implantlar; protezlere retansiyon, stabilite ve destek sağlarken birçok gerilmelere maruz kaldığı için, bunların uzun dönem başarısı uygun kemik varlığı ve kemiğin yenilenme kapasitesine bağlıdır. Baş-boyun tümörlerinin tedavisinde kullanılan yüksek dozda radyasyon, kemik ve mukozada değişikliklere yol açarak osseintegre implantların başarısını ciddi oranda etkilemektedir^{2,36-39}. Bu durum maksillada daha belirgindir. Radyasyonun etkisi ağız içindeki restorasyonların her bölümünü tehdit eder, ancak ağız içi implantların kullanımında kesin bir kontrendikasyon değildir^{36,37,40-43}. Radyasyon uygulamasından kaynaklandığı tahmin edilen implant kayıplarını azaltmak için, radyasyon tedavisi ile implantların yerleştirilmesi arasında belirli bir bekleme dönemi bırakılması ve hiperbarik oksijen tedavisi uygulanması önerilmiştir^{36-38,43}.

Radyasyon tedavisinden sonra implantların yerleştirilmesi için beklenmesi gereken süre hakkında değişik görüşler vardır. Esser ve Wagner'e⁴⁴ göre 9-12 ay, Brogniez ve arkadaşlarına⁴⁵ göre 3-6 ay, Granström ve arkadaşlarına⁴³ göre 6-18 ay, Taylor ve Worthington'a⁴⁶ göre ise 2 yıl beklenmelidir.

Roumanas ve arkadaşları⁴⁰ 1994, Parel ve Tjellström⁴¹ 1991, Tolmann ve Taylor⁴² 1996, Granström ve arkadaşları⁴³ 1994 yıllarında yüz protezlerinde retansiyon ve stabilitenin artırılması amacıyla uygulanan implantların başarısını incelemişler, radyasyon alan bölgedeki implantların başarı oranlarının düştüğünü bildirmişlerdir. Bu bölgedeki doz genellikle 5000 rad üzerindedir.

Granstöm ve arkadaşları⁴³ 1994'te ve Ueda ve arkadaşları³⁶ 1993'te hiperbarik oksijen uygulamasının radyasyon tedavisinin düşürdüğü ağız içi başarı oranına etkisini inceledikleri çalışmalarda, 2-3 atmosferik hiperbarik oksijen tedavisinin implant başarısını belirgin biçimde arttırdığını saptamışlardır.

Genel yaklaşım; implant cerrahisi öncesi 20 kez, cerrahi sonrası 10 kez 2,4 atmosfer basınçta 90 dakika süre ile oksijen tedavisinin uygulanmasıdır⁸.

2. 7. 3. Maksiller defektlerde implant kullanımı

Büyük maksiller defektlerde stabil obturatör yapmak zordur. İyi bir görüntü, iyi bir okluzyon ve doğru bir vertikal boyut rehabilitasyon için çok önemlidir. Bu hastaların rahatlığı ve fonksiyonu protezin retansiyonuna ve stabilitesine bağlıdır. Obturatör; oral fonksiyonlar sırasında balansı, stabilitesi ve retansiyonu sağlanmış, yiyecek artıklarının burun boşluğuna kaçmasını önleyecek ve faringeal kaslarla temas sağlayacak şekilde planlanmalıdır. Kalan doğal dişlerle desteği ve retansiyonu sağlanan obturatörler çok başarılı bir şekilde klinikte uygulanmaktadır. Ancak destek dişlerin kaybedilmesi protezin retansiyonunu ve desteğini olumsuz etkiler^{2,5,18,33,37,38,47,48}.

Geniş ve özellikle tek taraflı defektlerde karşıt ark stabilizasyonu ve protezin dikey yönde yaptığı harekete karşı direnç yitirilmiştir. Bu tip defektlere uygulanan klasik protezler destek dişlere yıkıcı kuvvetler uygular ve şiddetli periyodontal hasarlara yol açar. Bunun sonucunda, tutuculukta kritik rol oynayan dişler kaybedilebilir. Bunu önlemek için, defekt bölgesinin içine veya çevresine yerleştirilen implantlar ile destek dişlere gelen yükler azaltılır, karşıt ark stabilizasyonu sağlanır, ayrıca yer değiştirici kuvvetlere karşı etkili direnç sağlanır. İmplantlar kemiksel greftlerle de üstün bir osseointegrasyon sağlar. İliyak kretten alınan greftlerin zigomatik ark bölgesine ve kafatasından alınan greftlerin infraorbital bölgeye yerleştirilmesinin ardından implant uygulanarak karşıt ark stabilizasyonu sağlanabilir⁴⁹.

Obturatörlerde osseointegre implantlar sağlıklı kemik dokusuna yerleştirilebilirler. İmplantlar birbirine barlarla bağlanarak veya barlara ataçmanlar eklenerek kullanılabilir^{19,37,40,46,48,49}.

İmplantlar; yeterli genişlikte, uzunlukta, sayıda ve uygun dağılımda yerleştirilmelidir^{19,37,40,46-48}.

Intraoral defektlerde ağız içinin anatomik-morfolojik durumu tam protez kullanımında zorluklara yol açar. İmplant protez teknolojisi bu hastaların yapısal, fonksiyonel ve estetik rehabilitasyonunda başarılı tedavi planlamaları geliştirilmesini kolaylaştırmıştır⁵⁰.

Maksiller defektli hastalarda implant üstü protez teknikleri bu hastaların estetik, yapısal, fonksiyonel rehabilitasyonlarını sağlayan başarılı tedavi alternatifidir. Çoğu vakada implant üstü overdenture tedavisi, sabit protezden daha uygun hatta tek tedavi alternatifi olabilir. Bu hastalarda yaşam süresi oldukça düşmüştür ve % 50 vakada 5 yıldan daha azdır. Bu yüzden bu hastalar etkili ve pratik tedavi gereksinimi duyarlar⁵⁰.

Mericske-Stern'e⁵⁰ göre maksiller defektli hastalarda overdenture ile ilgili tedavi prensipleri:

- 1)Hareketli protez, cerrahi bölgenin muayenesine izin verir,
- 2)Uygun kemiğin bulunduğu her yere implantlar yerleştirilmelidir,
- 3)Protez, kayıp yumuşak ve sert dokuların yerini doldurmalıdır,
- 4)Estetik gereksinimler overdenture'larla çok daha iyi sağlanır,
- 5)Protezin labial kenarıyla dudak ve yüz desteği sağlanabilir,
- 6)Konuşma problemleri çözülebilir,
- 7)Ağız hijyeni daha kolay sağlanır,
- 8) Gerekirse protezde değişiklikler yapılabilir.

İmplantlar, maksillada mevcut olan alveol kemiğine yerleştirilebildiği gibi, implantları yerleştirebilmek için yeterli kemik hacmine sahip defekt çevresindeki diğer kemiklere de (örnek: zigomatik kemik, maksillanın processus frontalis'i, orbital kemik) yerleştirilebilmektedir^{41,42,51}.

2.7.3.1. Maksiller defektlerde geleneksel implant kullanımı

Dental implantlar, değişik klinik durumlarda kullanılmasına rağmen daha çok kaybedilen dişin yerine kullanılırlar. Bazı klinik durumlarda; özellikle aşırı derecede rezorbe kretleri bulunan hastalarda, travmaya bağlı kemik kaybı olan veya tümör sebebiyle cerrahi rezeksiyona uğrayan hastalarda implant yerleşimi için yeterli kemik olmayabilir. Bu vakalarda hastalar protezlere uyum sağlamakta zorluk ekerler. Retansiyon eksikliğinden dolayı protez ağızda sabit durmaz. Bu yüzden, bu hastalar konuşmakta ve yemek yemekte ciddi zorluklar ekerler⁵².

Nelson ve arkadařları⁵³ 2007 yılında, oral kanser rezeksiyonu sonucu implant üstü overdenture kullanan hastaların 10 yıllık takibini içeren bir çalışma yayınlamışlardır. Bu alışma; oral kanser rezeksiyonu geçirmiş implant destekli overdenture kullanan hastaların 10 yıllık başarısının (%69), kanser cerrahisi geçirmeyen hastalarinkinden (%90), daha düşük olduğunu göstermiştir. Ayrıca bu çalışmada radyasyon almış ve radyasyon almamış dokularda implantın ağızda kalma süresi yönünden herhangi bir fark olmadığı belirtilmiştir. Çalışmadaki bu düşük başarı oranının osseointegrasyondaki eksiklikten değil, oral kanser rezeksiyonu geçiren hastaların yüksek ölüm oranından kaynaklandığı belirtilmiştir. Bu yüzden, oral kanser rezeksiyonu geçiren hastalarda dental implantlar güvenli bir şekilde kullanılabilir⁵³.

İmplant yerleştirecek yeterli kemik olmadığı durumlarda, implant tedavisine destek olmak amacıyla değişik kemik ogmentasyonu teknikleri geliştirilmiştir. Prensipde kaybedilen kemik bir donör bölgeden (rnek: iliak kemik) alınır ve gerekli yere transplante edilir. Bazen kemik greftleme işlemleri genel anestezi altında yapılmak durumundadır ve hastanın birkaç gün hastanede yatması gerekebilir. O bölgenin problem derecesine göre implantın fonksiyonel kullanılabilmesi için birkaç tane cerrahi işlem gerekebilir. Bazen protezin implant ile birleştirilebilmesi için bir yıldan fazla beklemek gerekebilir ve tedavinin maliyeti çok artabilir⁵⁴.

Esposito ve arkadařlarının⁵² belirttiğine göre; kemik ogmentasyon işlemlerine alternatif olarak Branemark tarafından geliştirilen uzun vidalı implantlar "zigomatik implantlar"dır.

Osseointegrasyon keşfedildikten sonra, maksiller defektli hastalarda implantlar var olan kemiğe yerleştirilerek bu bölgenin

rehabilitasyonuna önemli miktarda katkı sağlamıştır. Fakat defektli hastalarda implant yerleştirilecek bölgeler sınırlıdır. Çünkü bu bölgelerde çok doku kaybedilmiş veya aşırı rezeksiyon yapılmış olabilir. Hatta bu bölgeler dokuların sağlığını tehlikeye düşürecek kadar radyasyona maruz kalmış olabilir. Ayrıca, implantların yerleştirildiği yerler karşıt ark stabilizasyonunu sağlayacak yerler olmayabilir. Zigomatik implantların kullanımıyla ilgili çalışmalar gösteriyor ki, bu yöntemle kantilever stresler azaltılırken karşıt ark stabilizasyonu da sağlanmış olur. Standart dental implantlar boyları sınırlı olduğu için uzun implantın kullanılması gerektiği durumlarda ihtiyaca cevap veremeyebilir¹⁹.

Maksillanın tamamı veya tamamına yakını rezeke edildiğinde implant yerleştirilecek yeterli maksiller kemiğin bulunmadığı ya da standart implantların yerleştirilmesi sonucu etkin bir tedavinin elde edilemediği vakalarda karşıt ark stabilizasyonu sağlanamayacağından implantlarda zararlı etkiler oluşabilir. Bu durumu önlemek için zigomatik implantlardan yararlanılır. Ayrıca, bu şekilde protezin retansiyon ve stabilitesi de artmış olur^{18,19,47,51,52,55-60}.

Maksillası aşırı derecede rezeke edilmiş hastalar zigomatik implantlarla standart implantların birlikte kullanılmasıyla güvenilir bir şekilde tedavi edilebilir^{18,19,47,51,52,55-60}.

Weischer ve arkadaşları⁵⁷ rezidüel maksilladaki dental implantların uygun olmayan yük dağılımından dolayı kısa süreli memnuniyet yarattığını, rezeksiyon bölgesindeki doku eksikliğine bağlı olarak retansiyon sistemlerinde problemler oluşturduğunu ve ilave retansiyon ve destek için rezeksiyon bölgesindeki veya karşıt bölgedeki zigomatik kemiğe implant yerleştirilmesinin uygun olabileceğini söylemişlerdir (Şekil 3). Roumanss ve arkadaşları³⁸ cerrahi defektin içine yerleştirilen implantların uzun ömürlü olması ihtimalinin düşük olduğunu, ayrıca implant üstü protez yapımının ve bakımının zor olduğunu söylemişlerdir.

Zigomatik implantlar, Branemark tarafından gerçekte atrofik ve dişsiz maksillanın tedavisi için tasarlanmış ve daha sonra maksiller defektli hastalarda protezin retansiyonunu ve desteğini artırmak için geliştirilmiştir^{18,19,47,48,58,61,62}.

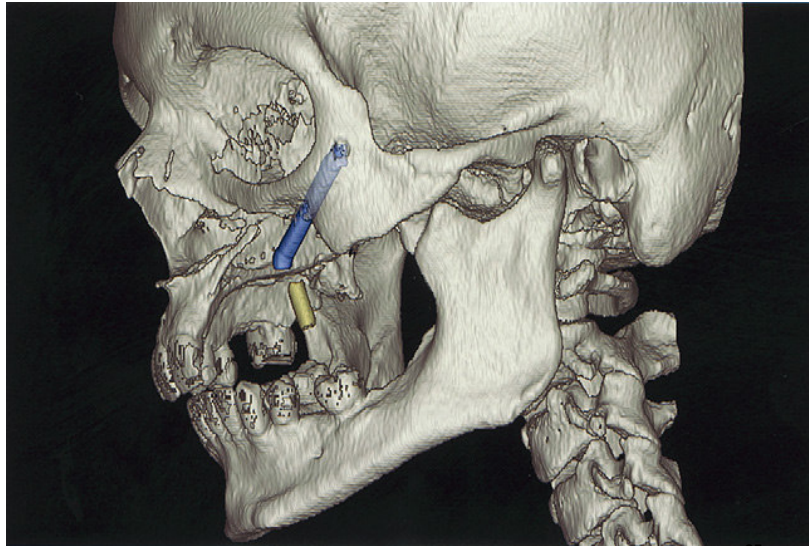
Hastalar zigomatik ve standart dental implantların birleştirilmesiyle tedavi edilebildiği gibi, standart dental implant

yerleştirmek için yeterli kemik olmadığı durumlarda sadece bilateral zigomatik implantlarla da tedavi edilebilirler^{18,19}.

2. 7. 3. 2. Zigomatik implant

Zigomatik implantlar, 30-55 mm arasında değişik boylara sahip titanyumdan yapılmış, zigomatik ve maksiller alveolar kemiğe yerleştirilen implantlardır^{18,19,47,48,52,57,58,60-63}. Alveolar kemik içinde yer alan kısmın çapı 4,5 mm, zigomatik kemikteki apikal kısmın çapı 4 mm'dir (şekil 4). Zigomatik kemikle maksilla arasındaki aılanmayı tolere edebilmek için 45 derecelik bir baş kısmı vardır (şekil 5). Zigomatik implantlar, aşırı derecede rezorbe olmuş maksillada geleneksel implantların kullanılması mümkün olmadığı vakalar için tasarlanmıřtır⁶³.

Orijinal teknik ilk olarak 1990'ların başında Branemark⁶⁴ tarafından tanımlanmıştır. Daha sonra Branemark⁶⁴, 1998 yılında 164 implantla 10 yıllık takip sonucu başarı oranının %97 olduğunu belirtmiştir.

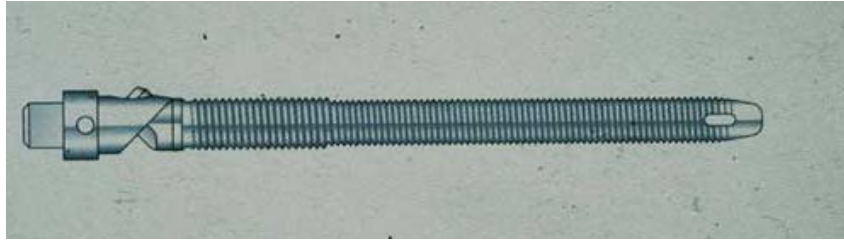


şekil 3. Zigomatik implantın şematik grnts⁶⁵

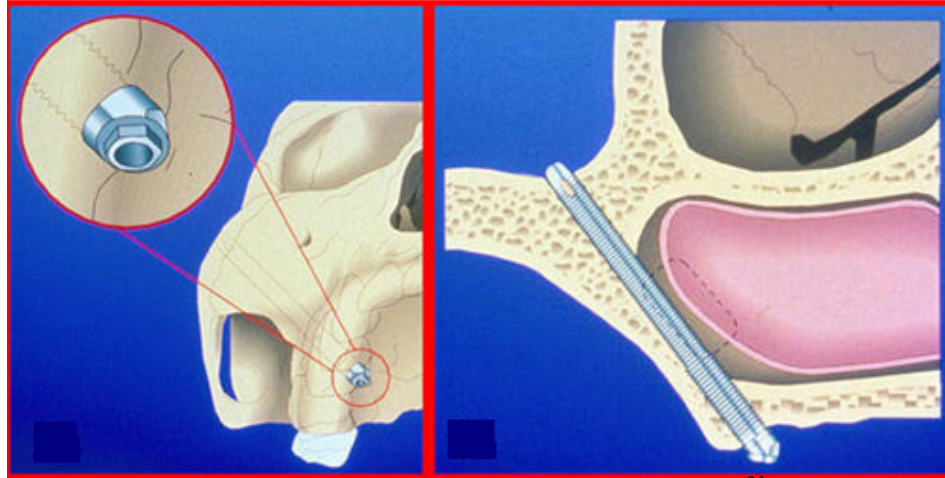
Zigomatik implant kullanımı kemik greftlenme ihtiyaını ortadan kaldırır, tedavi süresini kısaltır ve hastalık riskini azaltır⁶³. Widmark⁶⁶ ve arkadaşları 2001 yılında, kemik greftlemesi ve geleneksel implantlarla tedavi edilen hastalarda 3-5 yıllık takip sonucu başarı oranını

%87 olarak bildirmiştir.

Zigomatik implantlar; atrofik posterior maksillada veya maksillar sinüsün altında en az 3 mm kemik yüksekliğinin olduğu vakalarda posterior bölgede kemik grefti ihtiyacını ortadan kaldırırken^{62,67}, tümör veya bazı hastalıklar sebebiyle maksillektomi yapılmış hastalarda da protezin retansiyon ve stabilitesini arttıırırlar^{57,63}.



Şekil 4. Zigomatik implant⁵⁸



Şekil 5. Zigomatik implant ve açılı baş kısmı⁶⁴

2. 7. 3. 2. 1. Zigomatik kemiğin anatomisi

1993 yılında Aparicio ve arkadaşları⁶⁸, dental implantların zigomatik kemiğe yerleştirilebileceğinden bahsetmişlerdir. Weischer ve arkadaşları⁵⁷ da 1997'de, maksillektomi yapılmış hastalarda rehabilitasyona destek olmak amacıyla zigomatik implantların

kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Uchida ve arkadaşları⁵⁵; 2001 yılında 12 kadavranın maksillasını ve zigomasını ölçtükleri çalışmada, 3,75 mm apex çapına sahip implant için en az 5,75 mm zigoma kalınlığı gerektiğini gözlemlemişlerdir. İmplant yerleşiminde 43,8 derecelik bir açılanma tavsiye edilir. Eğer daha az olursa, infra temporal fossa veya maksillanın lateral duvarının perfore edilme riski ortaya çıkar. Açılanma daha vertikal ise (Örneğin: 50,6 derece veya daha fazla) orbital duvarın perfore olma riski artar⁵⁵.

Nkenke ve arkadaşları⁶⁹; 30 tane insan zigomasını değerlendirmek için bilgisayarlı tomografi ve histomorfometri kullandıkları çalışmada, zigomatik kemiğin trabeküler kemikten oluştuğunu, bunun da implant yerleşimi için uygun olmayan bir parametre olduğunu, ancak zigomatik bölgedeki implantın başarısının kortikal kemiğin dört bölgesinden de geçmesiyle sağlanabileceğini belirtmişlerdir.

Kato ve arkadaşları⁵⁹; kadavralarda zigomatik kemiğin iç yapısını incelemek için mikro-bilgisayarlı tomografi kullanarak yaptıkları çalışmada, zigomanın apikal ucundaki trabekülasyonun genişliğinde ve kalınlığındaki artışın primer stabilizasyonu artırdığı sonucuna varmışlardır.

Zigomatik ve standart implantla tedavi edilen hastalarda gerekli olan bilgiler¹⁸:

- Maksiller rezeksiyonun genişliği,
- Maksillanın hangi patolojik sebeple alındığı,
- Ekonomik durum,
- Hasta bilgilendirilmesi,
- Zigomatik ve standart implantların sayısı ve yeri,
- Rezeksiyondan implant yerleşimine geçen süre,
- Radyasyon tedavisinin gerekliliği.

2.7.3.2.2. Zigomatik implantların endikasyonları^{60,63,64}

- İmplant yerleştirilebilmesi için aşırı miktarda greft uygulamasına ihtiyaç duyulan aşırı derecede atrofik maksilla,
- Kemik grefti uygulamasının mümkün olmadığı hastalar,

- Maksillektomi yapılmış hastalar,
- Yarık damak-dudak defektleri.

2.7.3.2.3. Zigomatik implantların kontrendikasyonları^{60,63,64}

- Aşırı derecede sinüzitü olan hastalar,
- Genel anesteziyi tolere edemeyen hastalar.

Zigomatik kemik; implant desteği olarak, sinüs bölgesinde aşırı rezorbsiyonu olan total veya bölümlü dişsiz maksiller dişsizlikte kullanılabilir. Posterior maksillanın atrofisine sebep olan sistemik rahatsızlığı olan hastalar da zigomatik implantlarla tedavi edilebilir⁶³.

Tamura ve arkadaşlarına⁷⁰ göre zigomatik implantlarla tedavi edilen vakaların diğer tekniklere göre üstünlükleri:

- 1) Zigomatik implantlarla tedavi edilen hastalarda flep ile kapatılan hastalara oranla tümörün nüksetmesi daha kolay fark edilir.
- 2) İmplant midfasial bölgeye yerleştirilecekse zigomatik kemik kalınlığından dolayı destek olmada faydalı olabilir.
- 3) Erken dönemde protez yapıldığı için fasiyal yumuşak dokuların büzülmesi önlenir.

Tümör nedeniyle oral ve nazal bölgeler arasında bağlantı bulunan hastaların nazomaksiller bölgenin tedavisinde de zigomatik implantların kullanılacağına dair çeşitli referanslar vardır. Bowden ve arkadaşları⁷¹ nazomaksiller bölgenin tedavisinde iki vakada zigomatik kemik desteğinden yararlanmışlardır.

Zigomatik implantların kontrendikasyonları, standart implantların kontrendikasyonlarıyla aynıdır. Ancak, zigomatik implant vakalarında maksillar sinüs çok daha dikkatli incelenmeli ve değerlendirilmelidir.

Zigomatik implantı olan hastada, maksiller açıklığı kapatabilen üst solunum yolu enfeksiyonu varsa bu durumda sinüzit kronik hale gelir ve sinüsün cerrahi olarak havalandırılması gerekir⁶³.

2. 7. 3. 2. 4. Zigomatik implantlarda inceleme teknikleri

İmplant uygulamalarını yapmadan önce maksiller sinüste bir patoloji olmadığından emin olmak gerekir. Sert ve yumuşak dokuda herhangi bir enfeksiyon olmamalı, ağız sağlığı yerinde olmalıdır. Operasyon öncesi bilgisayarlı tomografi tavsiye edilir. Herhangi anormal bir durum varsa, bunun sinüs ve zigomatik kemikle ilişkisi, tomografi görüntülerine bakılarak değerlendirilmelidir⁶³.

İmplant yerleşimi için, operasyon öncesi bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanılarak üretilen cerrahi rehber ile zigomatik implantların yerleştirilmesinin hekim ve hasta için çok kolaylık sağladığı belirtilmiştir⁶³.

2. 7. 3. 2. 5. Zigomatik implantların avantajları^{58,72-75}.

- Sinüse greft uygulanmasına gerek kalmaz.
- İliakadan veya tibiadan greft alınmasına gerek kalmaz.
- Daha az implant kullanılmış olur.

2. 7. 3. 2. 6. Zigomatik implantların dezavantajları^{58,72-75}.

- Zigomatik implant yerleştirilmesi için hastaya derin sedasyon veya genel anestezi yapılması gerekir.
- Zigomatik implant kullanımı hastaya ek bir mali yük getirir.
- Zigomatik implantlardan herhangi birinin kaybı protezin stabilitesini çok azaltır.

2. 7. 3. 2. 7. Zigomatik implantlarda cerrahi işlemler

Zigomatik implantların yerleştirilmesi, dental implantlara nazaran hem daha karışık hem daha zordur. İmplantın boyutlarının fazla olması, zigomatik kemiğin eğimli karmaşık yapısı, operasyon sahasının ve görüş mesafesinin sınırlı olması, zigomatik implantların yerleştirilmesinde güçlükler neden olan bazı etkenlerdir⁶⁴.

Zigomatik implantlar genellikle genel anestezi altında yapılır

ve hastalara antibiyotik profilaksisi tavsiye edilir (5 gün boyunca günde 2gr olmak üzere amoxicillin)⁴⁷.

Genel olarak, standart implantlarla beraber zigomatik implantlar aynı anda yerleştirilir, fakat bazı hastalarda kemik grefti uygulaması gibi ameliyatlara gerektiği için bu hastalarda greft ameliyatını takiben 4-6 ay sonra standart implantlar yerleştirilebilir⁴⁷.

1993 yılında zigomatik kemiğin implantlara destek amacıyla kullanılabileceğinin belirtilmesine rağmen 35-55 mm uzunluğundaki implantların zigomaya yerleştirilmesi, ilk defa 1998 yılında Branemark⁶⁴ tarafından tanımlanmıştır. Bu tanımlamaya göre zigomatik implantlar sinüs içindeki yörüngeyi takip ederek zigomatik kemiğe yerleştirilirler. Bu tanımlamadan sonra değişik otoriteler farklı teknikler sunmuşlardır.

Stella ve Warner'in⁷² tarif ettiği teknikte, implant kısıtlı dar bir yol ile sinüsü takip ederek zigomatik kemiğe ulaşır. Bu yolla maksiller sinüs penceresi açılma gerekliliği ortadan kalkar, daha vertikal açılanmayla implant birinci molar bölgesindeki alveolar kret bölgesinden ortaya çıkar. Penarrocha ve arkadaşları⁷⁶ bu tekniğin detaylarını tarif etmiş, Stella ve Wagner'in tekniğinin Branemark tekniğine nazaran daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Boyes-Varley ve arkadaşları⁶⁷ da, Sinüs Slot Tekniğinin daha iyi olduğunu savunmuştur.

Zigomatik implant, sabit protezin veya overdenture'un sonraki sabitlemesi için anterior veya posterior bölgedeki implantlarla birleştirilmelidir⁶⁸. Zigomatik ve anterior implantlar bir barla birleştirilir ve protetik rehabilitasyon sabit protez veya overdenture ile yapılır⁶³. Bedrossian ve Stumpel⁶² yükleme zamanını kısaltarak klinik işlemleri basitleştirmişlerdir.

Aparicio⁶⁸ 29 klinik vakada; bu tekniğin özelliklerini, cerrahi endikasyonlarını ve protez aşamalarını tarif etmiştir. Bothur ve arkadaşları'nın⁷⁷ belirttiği tekniğe göre, bir bölgeye 3 implant, zigomanın diğerine de 2 adet zigomatik implant yerleştirilerek sabit protez yapılabilir. Boyes-Varley ve arkadaşları⁶⁷; alveolar krete mümkün olduğunca yakın ve baş kısmı 55 derecelik açılı implant yerleştirdikleri 45 hastada bu başlığın açılı olmasının bukkal devrilmeyi %20 oranında azalttığını ileri sürmüşlerdir.

2. 7. 3. 2. 8. Zigomatik implantlarda protetik işlemler

Protez yapımına, implantlar yerleştirildikten 6 ay sonra geçilmesi tavsiye edilir. İmplantların üzeri açıldıktan sonra geçici gingival abutmentler yerleştirilir. Bu implantların başarılı olabilmesi için, üzerleri açılınca onları anterior implantlarla beraber rijit bir şekilde bağlamak gerekir. İmplantların üzeri açıldığında palatal dokular bir miktar inceltilir. Geçici rijit bar yerleştirildikten ve hastanın protez sınırları belirlendikten sonra, hekim tüm implantları içine alacak şekilde çapraz ark stabilizasyonunu sağlayarak esas rijit barı tek ünite şeklinde yapar. Sonuçta, yapılan protez total implant destekli bir protezdır^{8,18,19,47,48}.

Biyomekaniksel olarak düşünüldüğü taktirde, 4 anterior ve 2 zigomatik implanta bağlanan rijit bar üzerine yapılan protetik restorasyonlarda, posterior bölgede çiğneme ile oluşan kuvvet, zigomada kemik desteğine doğru iletilir^{8,18,19,47,48}.

Zigomatik implantlarla tedavi edilen defektli hastalarda meydana gelen başarısızlığın birkaç nedeni olabilir. Tekrarlayan enfeksiyonlar ve tümörün tekrarlaması bunlardan bazılarıdır. Radyasyon tedavisi de en önemli sebeplerdendir. Radyasyon, kemiğin tamir kapasitesini belirgin bir şekilde etkiler. Radyasyona maruz kalmış kemikte standart implantın başarı oranı da düşer. Parel ve Tjellström⁴¹ radyasyon almış kemikte kraniyofasiyal implantın başarı oranını %61,1 olarak rapor etmişlerdir. Diğer önemli sebep ise aşırı kuvvet iletimidir. Zigomatik implanta gelen yükün kuvvet kolu, standart implanta gelen kuvvet kolundan çok daha fazladır. Bu durum da zigomatik implanta aşırı yüklerin gelmesine sebep olur. Genel olarak standart implanta gelen okluzal kuvvet, implantın uzun eksenine paraleldir; fakat zigomatik implanta gelen okluzal kuvvet 30-60 derece arasında açı yapacak şekildedir. Bu biyomekanik kuvvetler de implant kaybının muhtemel sebeplerinden birisidir¹⁸.

Bu konuda in vivo ve in vitro yapılan çalışmalarda, uygun antero-posterior konumda yerleştirilmiş en az 4 adet standart implant, rijit bir bar aracılığıyla zigomatik implantlarla birleştirilerek karşıt ark stabilizasyonu sağlanmış ve böylece zigomatik implantlarda en etkin aksiyal yüklemenin sağlanacağı belirtilmektedir. Maksiller defekt hastaları, ideal anatomiye sahip olmamalarına rağmen zigomatik ve standart implantların konumlarını belirlerken, bar bağlantısını splintleyici etkisini artırmaya yönelik bir yerleştirme yapmak çok önemlidir. Farklı açılanmanın komplikasyonlarını en aza indirmek için zigomatik implantın

baş kısmı 45 derece açılı şekilde üretilmiştir. Standart implantla bu implantların açılı yerleşiminden doğacak potansiyel tehlikelerden sakınmak ve karşıt arktaki implantları birleştirmek için rijit bar kullanımı çok önemlidir^{18,19,37,47,63}.

Maksillektomili hastalarda zigomatik implant kullanımı ile ilgili genel tedavi prensibi şöyledir; maksillanın her iki tarafına yerleştirilen 2 zigomatik implant anteriora yerleştirilen 2 veya 4 adet dental implant ile bir bar aracılığıyla birleştirilmelidir. İmplant yerleşiminden 6 ay sonra protez yapımına geçilmelidir. Bu şekilde, en etkin aksiyal yüklemenin elde edilebileceği belirtilmiştir^{18,19,37,47,63}.

Yapılacak bir maksillofasiyal protez eğer implantla desteklenecekse minimum 4 adet osseointegre implant kullanılmalıdır. İmplantlar bilateral dağıtılabilsen kuvvet dağılımının yanı sıra daha iyi retansiyon ve stabilite sağlanır^{18,19,37,47,63}.

Bu şekilde tedavi edilen hastaların obturatörü çok daha rahat kullanabildikleri, nazal akıntı olmadan bir şeyler içebildikleri, estetiğin ve konuşmanın büyük oranda düzeldiği belirtilmektedir. Tüm bunların sayesinde hastanın psiko-sosyal durumunda da gelişme sağlanabilir¹⁸.

Literatürde, zigomatik implantların kullanımıyla ilgili çok fazla uzun dönem çalışması olmamasına rağmen bunlar, maksiller defektli hastalarda destek amacıyla kullanıldıklarında yüksek oranda (%96) başarı tespit edilmiştir. Bu konudaki çalışmalar arttırılırsa, zigoma implantlarının limitlerini, özel kullanım alanlarını, yapılacak tedavinin başarısını önceden tahmin edebilme şansımız olabilir^{18,19}.

2. 8. İmplant destekli overdenture'lerde üst yapı tipleri

Overdenture protezlerin retansiyon ve stabilitesini artırmak için diş köküne ataçman sabitlenmesi ilk olarak 1898 yılında İsviçre'de uygulanmış ve Gilmore tarafından da 60 yıl önce yaygınlaştırılmıştır. Günümüzün ileri ve başarılı osseointegrasyon teknikleri sayesinde implantlar, diş köküyle aynı şekilde kullanılmakta ve overdenture protezlerin retansiyonu için güvenilir destekler olarak görülmektedir⁷⁸.

Bu tip protezlerde kullanılan tutucular, dört ana başlık altında toplanabilir⁷⁸⁻⁸¹.

- 1- Barlı tutucular
- 2- Topuz başlı tutucular
- 3- Mıknatıslı tutucular
- 4- Teleskobik tutucular

2. 8. 1. Barlı Tutucular: İmplant destek üzerindeki barlı tutucular, hastaların klasik tam protezlerde karşılaştıkları tutuculuk ve stabilite problemlerini büyük ölçüde çözmektedir. Barlı tutucuların destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlama, yükleri bar ve geniş protez kaidesinin yardımıyla çene kemiğine yayma gibi avantajlarının yanı sıra; plak birikimi, yapım, yenilenme ve tamir zorluğu gibi dezavantajları da vardır⁸².

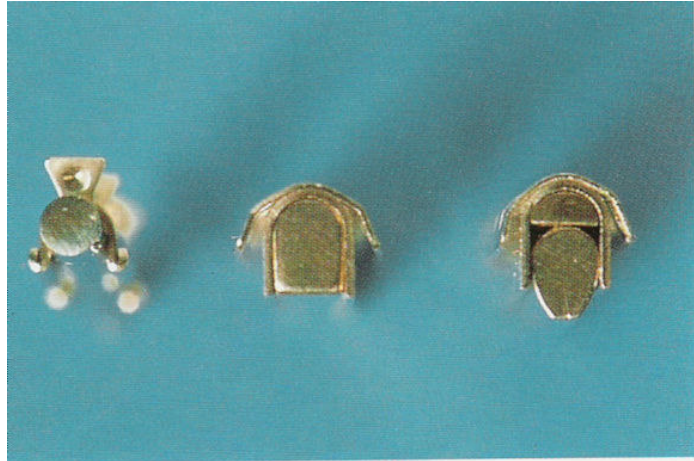
Bar tutucularda kalan kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak iki, üç ya da dört implant destekten faydalanılır. Bunların uygulanabilmesi için dikey boyutun yeterli olması ve barın mukozanın 2-3 mm yukarısında seyretmesi gerekir. Bar, overdenture proteze "klips" adı verilen metal ya da plastik küçük bağlantı parçaları ile bağlanır. Bu bağlantı parçaları akril veya metalden yapılmış klipsler, negatif veya pozitif ataçmanlar ya da mıknatıslar şeklinde olabilir. Bunların aşınma, kısıtlı rotasyonel serbestlik, fazla yer kaplama gibi dezavantajlarının yanı sıra estetik ve yumuşak doku sorunları gibi problemleri de vardır⁸².

Barlı tutucuların planlanması sırasında dikkat edilmesi gereken hususlar aşağıdaki gibi sıralanabilir⁸².

- Barın uzunluğu arttıkça, çiğneme kuvvetlerinin implantlar üzerinde oluşturacağı tork kuvvetleri artar. Bu etkiyi azaltmak için barın uzunluğu minime indirilmelidir.
- Yükseklik arttıkça, kuvvetlerin tork etkisinin artacağı göz önünde bulundurularak, implant üzerindeki postlarla barın toplam yüksekliği en az olacak şekilde planlanmalıdır.
- Döküme girebilen prefabrike plastik parçalar kullanılıyorsa, hem implant postlarının hem de barlı bağlantının kıymetli metal alışımından hazırlanması tercih edilmelidir. İmplant üstü overdenture'larda kullanılan barlar; kesitlerine göre, armut kesitli (dolder bar), anahtar deliği kesitli (hader bar) ve dairesel kesitli olmak üzere üç başlıkta toplanabilirler⁸³ (Şekil 6.1-2).

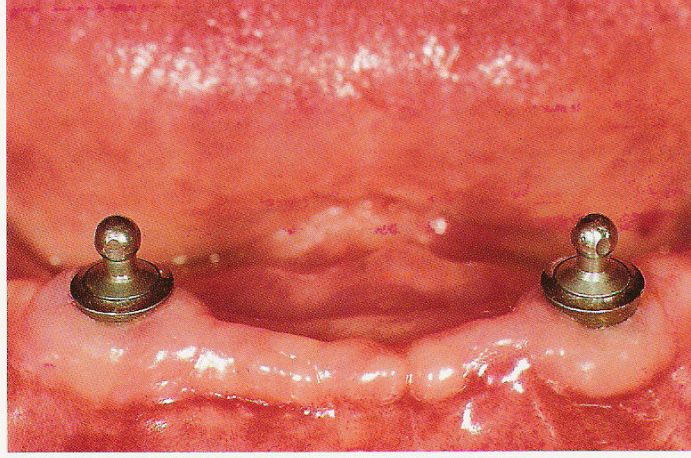


Şekil 6.1. Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barlar⁸³

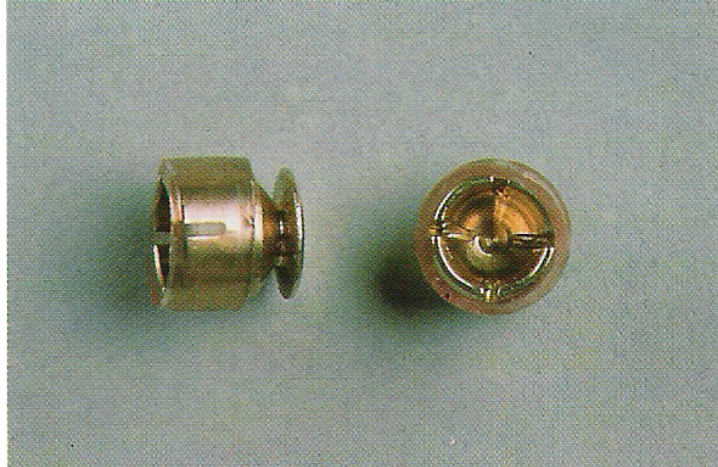


Şekil 6.2. Dairesel, anahtar deliği ve armut kesitli barların kesit görüntüsü⁸³

2. 8. 2. Topuz Başlı Tutucular: Barlara göre daha az yer kaplamalarına rağmen yeterli tutuculuk, stabilite ve destek sağlarlar. Barlı tutuculara göre dokudan daha çok destek alan topuz başlı tutucular, aşırı rezorbe kretlerde barlı tutuculara tercih edilirler. Bir tutucunun değiştirilmesi gerektiğinde, tutuculuk ayarı ve astarlama işlemleri daha kolay olmasına rağmen, interoklüzal aralığın kısıtlı olduğu olgularda kullanılmaları güçtür ve protezin hareketi, hijyen yetersizliği gibi sebeplerle gingival marjnlere zarar verebilirler⁸⁴ (Şekil 7.1-2).



Şekil 7.1. Topuz başlı üst yapının ağız içinde kalan pozitif parçaları⁸³



Şekil 7.2. Topuz başlı üst yapının protez içinde kalan negatif parçaları⁸³

2. 8. 3. Mıknatıs Tutucular: Ağız içindeki dokulara etkilerinin incelenmesi sonucu materyal olarak bugün sıklıkla kobalt/samaryum mıknatıs alaşımları tercih edilmektedir. Serbest olarak kayma yaptıkları için destekler üzerindeki lateral gerilmeleri azaltma, hijyenin sağlanmasının nispeten kolay olması, paralelliğin önemli olmaması gibi avantajları olan mıknatıslı tutucuların en önemli dezavantajı azalan tutuculuktur⁸⁵ (Şekil 8.1-2).



Şekil 8.1. Mıknatıs tutucular⁷⁸



Şekil 8.2. Mıknatıs tutucular⁷⁸

2. 8. 4. Teleskobik tutuculu overdenture'lar: Bazı araştırmacılar, uzun süreli kesin başarılar için her defasında oldukça masraflı olan bireysel tutucuların kullanımına gerek olmadığını; foramen mentaleler arasına yerleştirilen iki implant üzerine uygulanan rezilient özellik taşıyan teleskop protezlerle ve mukozadan destekle uygun üst yapılar sağlandığını bildirmektedirler. Rijit tipte kullanılan teleskop yapılar için destek implant sayısı artırılmalıdır⁸⁰.

2. 9. İmplant destekli overdenture'ların avantajları⁸⁶

- 1)İki veya daha fazla implant destek olarak kullanılabilir,
- 2)Daha iyi stabilite elde edilir,
- 3)Daha iyi retansiyon elde edilir,
- 4)Fonksiyon artırılır,
- 5) Daha iyi estetik elde edilir,
- 6)Alveolar kemik rezorbsiyonu azalır,
- 7)En basit implant destekli protez yapılmış olur,
- 8)İmplantlar sabit kalarak yapılacak yeni protez, implantlarla kolayca birleştirilebilir.

2. 10. Oral implantolojide biyomekanik

Mekanik; cisimlere etkiyen kuvvetleri, oluşan hareketleri ya da dengeyi, kısaca cisimler arasındaki ilişkiyi inceler. Biyomekanik; uygulanan kuvvetlere biyolojik dokuların yanıtı ile ilgilenir. Yani mühendislik prensiplerinin, biyolojik problemlerin çözümünde uygulanmasıdır⁸⁷.

İmplantların devamlılığında, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece önemlidir. Osseointegrasyon tamamlandıktan sonra, implantların başarısızlıklarında hastadaki oral hijyenin ve implant üst yapılarındaki biyomekanik faktörlerin etkileri rol oynar^{80,88}.

Biyomekanik faktörlerin ideal şekilde oluşturulabilmeleri, yapılacak olan implant üst yapıya bağlıdır. İmplant üst yapıları ile yükleme kuvvetlerinin fizyolojik olması sağlanmalıdır. Var olan kemik yapının bu şekilde korunması, implantların ömrünü ve doğal olarak başarısını artırır^{80,88}.

İmplant tedavisinin başarısı, implantlar ve destekledikleri protezlerin etkileri altında oldukları yüklere karşı direnç göstermesine ve ağız ortamında oluşabilecek tüm biyomekanik şartlar karşısında bütünlüğünün korunmasına bağlıdır⁸⁸.

İmplant ve doğal diş arasında, gerek çevresel yapı ve gerekse iletilen kuvvetlere karşı davranış yönünden büyük farklılıklar vardır. Doğal dişlenmede dişe gelen kuvvet periyodontal membrana iletilir, sonra lamina dura'da çekme kuvvetine dönüşür. Doğal dişin periyodontal dokularından yoksun olan implantlarda ise; implanta uygulanan kuvvet, çevreleyen kemiğe doğru iletilir ve çevre kemikte gerilmeye neden olur^{25,80}.

Doğal bir dişte mekanik olarak periyodontal ligament bir şok emici, bir dağıtıcı görevi görür. Ligamentler bütün okluzal kuvvetleri destekleyici kortikal kemiğe kadar ileterek bir dağıtıcı görevi görür ve dişe uygulanan kuvvetlere bağlı olmaksızın destek sistemin tümü yükü paylaşır. İmplant ile tedavi edilen çoğu vakada bu fonksiyon kaybolmuştur. Sonuçta; kortikal kemiğin bazı kısımları fazla yüke maruz kalırken bazı kısımları daha az yükle karşı karşıya gelmiştir. Ligamentler, bütün sıkışma ve kesme kuvvetlerini gerilme kuvvetlerine çevirerek bir dönüştürücü görevi yapar. Yine implant ile tedavi edilen çoğu vakada bu fonksiyon da kaybolmuştur^{25,80}.

İmplantlar ile kemik arasında, periyodontal dokulardan farklı sıkı bir bağlantı vardır. İmplantlar şoku emen bir ara tabakadan yoksun oldukları için, kemik doğrudan doğruya kuvvete maruz kalır ve ortaya çıkan şok kuvvet kemik içinde emilir. Bu emilme oranı doğal diştekinden az, tam protezdekinden ise daha fazladır. Şok, yani ani kuvvetin (impact force) etki süresi kısadır. Ancak, mekanik açıdan etkisi normal okluzal

kuvvetlerden daha büyüktür. Bu nedenle, osseointegre implantları olan bir hasta kuvvetlice ısırıldığında bu kuvvet değerleri normal okluzal kuvvetlerden çok daha fazla olacaktır. İdeal şok emilimi sağlamak için, gerilme yüklerinin tüm implantlara eşit dağıtılması gerekir. Bunun için de maksiller ve mandibular dişler arasında eş zamanlı temaslar sağlanmalıdır. Eğer osseointegre implantlarda ağız kapama hareketi sırasında erken temaslar oluşursa bu durum implantlarda ani kuvvet oluşturarak aşırı kemik gerilmesi ya da kırılmalara yol açar. İmplantlarda proprioseptif duyu olmadığından ağrı eşiği değeri de doğal dişten çok yüksektir. Bu da implantların daha dikkatli korunmasını gerektirir^{25,80}.

Osseointegre implantlar üzerine kurulan hatalı okluzyon ve protez, destek kemik dokusu üzerinde yıkıcı etkilere neden olabilir. Bu biyolojik yıkıma sebep olmadan kemik implant ilişkisini uzun süre koruyabilmek için, implantta ve kemik-implant ara yüzünde oluşan gerilmelerin kemik dokusunda en uygun dağılımı sağlanmalıdır. Kemik implant ara yüzündeki yük transferi aşağıdaki faktörlere bağlıdır⁸⁹⁻⁹¹.

- 1)Protez üzerine uygulanan okluzal kuvvetlerin büyüklüğü, yönü ve yeri,
- 2)Protezin tipi, geometrisi ve rijiditesi,
- 3)İmplant ve protez arasındaki bağlantıların doğası,
- 4)İmplantların çapı, boyu, yeri, açılanması ve geometrisi,
- 5)Fonksiyonel çene veya kafatası deformasyonu,
- 6)Karşıt arktaki dentisyon,
- 7)Kemik implant ara yüzünün mekanik özellikleri,
- 8)Kemik kalitesi ve kantitesi.

Dental implant çevresindeki kemik erimesinin nedeni, erken yükleme veya aşırı yükleme olabilir. Dikey ya da açılı kemik kaybı genellikle okluzal travma ile oluşur. Travmatik okluzyondan gelen basınç yoğunlaştığı zaman, kemik erimesi osteoklastik aktivite ile meydana gelir. Doğal dişlenmede, aşırı gerilme birikimi azaldığında ya da ortadan kalktığında, kemiğin yeniden şekillenmesi tipik olarak meydana gelir. Doğal dişte yeniden kemik oluşabilirken osseointegre implant sisteminde kemik eridikten sonra yeniden oluşamaz. İmplant; en iyi uzun eksen doğrultusunda gelen kuvvetlere dayanabildiği için, implanta gelen lateral kuvvetlerin azaltılması gerekir⁸⁸.

Yükleme kuvvetlerinin dengeli bir restorasyon yardımıyla fizyolojik olması sağlanırken, böylece kemik kütlesi de korunmuş olur⁸⁸.

2. 11. Okluzal kuvvetler

Diş hekimliğinde mekanik ile ilgili yapılan çalışmaların büyük bir kısmı, dişlere ve restorasyonlara uygulanan kuvvetlerin ölçülmesiyle ilgilidir. Yapılan çalışmalarda çiğneme kuvvetinin 100-2440 N gibi geniş bir aralıkta değiştiği gösterilmiştir. Yetişkinlerde yapılan deneylerde, molar bölgeden kesici bölgeye doğru gidildikçe ısırma kuvvetinin azaldığı belirtilmiştir⁹².

Craig'in⁹² belirttiğine göre; yapılan çalışmalar sonucunda 1.ve 2. molarlarda 390-800 N arasında (ortalama 565 N) değişen ısırma kuvvetinin premolar, kanin ve kesicilerde sırasıyla 288 N, 208 N ve 155 N olduğu belirlenmiştir. Başka bir çalışmada ise; bu değerler molarlar, premolarlar ve kesiciler üzerinde sırasıyla 665 N, 453 N, 222 N olarak ölçülmüştür.

Doğal dentisyon için verilen bu ısırma kuvvetleri, bireyin yaşı ve ağızındaki restorasyonlardan önemli derecede etkilenir. Yaş ortalaması 34 olan tam protez hastalarında, ısırma kuvvetini saptamak amacıyla yapılan bir araştırmada bu değerler: kesici dişlerde ortalama 39,9 N iken, premolar ve molarlarda ortalama 97,5 N ve 106,5 N olarak ölçülmüştür. Benzer araştırmalarda da bölümlü protezin ya da tam protezin tek dişine uygulanan maksimum kuvvetin 115 N olduğu, bunun yanında doğal dişlenmede ise bu değer 732 N olduğu tespit edilmiştir⁹².

Mersin'in⁸⁷ belirttiğine göre; Meng ve Rugh, Ralph, Colaizzi ve arkadaşları, Haraldson ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda tam protez kullanan erişkinlere ısırma kuvvetinin dikey komponentinin 77-196 N arasında olduğu tespit edilmiştir.

İmplant destekli sabit protezler ile tedavi edilen bölümlü dişsizlikte maksimum vertikal kuvveti Stern ve arkadaşları⁸⁹ 1. premolar dişte 120-200 N, 2. premolar dişte 210-400 N ve 1. molar dişte ise 130-395 N olarak belirtmişlerdir.

İmplant üstü overdenture taşıyan hastalarda ısırma kuvvetinin 18-240 N olduğu çeşitli araştırmalar tarafından tespit edilmiştir¹⁰.

İmplant destekli hareketli protez kullanan yetişkin hastalarda maksimum ısırma kuvvetinin dik komponenti 42-412 N (ortalama 143 N) olarak ölçülmüştür²⁴.

Wedel ve arkadaşları⁹³ 1994 yılında; maksillofasiyal defekt protezi taşıyan 56 erkek, 42 bayan hastada yaptıkları çalışmada maksimum çiğneme kuvvetini sağ premolar bölgede erkek hastalarda 71 N, bayan hastalarda 49 N; kesici bölgesinde erkeklerde 48 N, bayanlarda 27 N; sol premolar bölgesinde erkeklerde 76 N, bayanlarda 53 N ve en iyi ısırma pozisyonunda ise erkeklerde 85 N, bayanlarda 74 N olarak bulmuştur.

2. 12. Stres analiz yöntemleri

2. 12. 1. Stres analizlerinin amacı

Stres analizlerinin amacı; bir cisme uygulanan çeşitli kuvvetler altında cisimde meydana gelen gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir.

2. 12. 2. Stres analizlerinde kullanılan teknik terimler

Bir gerilme analizinde, gerek uygulama öncesinde gerekse sonuçların değerlendirilmesinde bazı teknik terimlerin doğru olarak algılanması gerekir. Bu teknik terimlerin birbiri arasındaki küçük farkların göz önünde bulundurulmaması, sonuç alma ve değerlendirmede problemlere yol açabilir.

2. 12. 2. 1. Kuvvet

Kuvvet; bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton'un ikinci kanunu; kuvveti, şu şekilde tanımlar:

$$\text{Kuvvet}(F): \text{Kütle}(m) \times \text{İvme}(a)$$

Birimi, genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir^{92,94}. (1 kgf=9,8 N)

2. 12. 2. 2. Gerilme (stres)

Bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında o yapı içerisinde bu kuvvete karşı oluşan tepkidir. Gerilme birim alana düşen kuvvettir ve aşağıdaki hesaplamayla bulunur^{92,94}.

$$\text{Gerilme} = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

Bir yapıya deformasyon oluşturmak üzere bir kuvvet uygulandığında, bu dış kuvvet uygulamasına karşın bir direnç oluşur. Bu iç reaksiyon şiddet olarak dış kuvvete eşittir; ancak yön olarak zıttır ve bu iç reaksiyon, stres olarak tanımlanır. Gerilmenin birimi Paskal'dır^{88,92} ($\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$).

Uygulanan kuvvet ve iç direnç (stres), yapının belirli bölgelerine dağılır ve yapıdaki gerilme, birim alandaki kuvvet olarak değerlendirilir. Bu bakımdan gerilme basınca benzer, her ikisi de kuvvetin birim alana bölünmesi denklemiyle bulunur. Stres, birim alana uygulanan kuvvet terimiyle ifade edilen yapının iç direncidir. Kuvvet uygulamalarına karşı oluşan iç direnç pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alanına uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi daha kolay bir işlem olacaktır. Stres "S" ya da " σ " harfleriyle ifade edilir. Stres birimi, birim kuvvetin birim alana ya da uzunluğun karesine oranıyla ifade edilir ($1\text{Pa} = 1\text{N}/\text{m}^2$). Genellikle, birim olarak Megapaskal kullanılır^{94,95} ($1\text{MPa} = 10^6\text{Pa}$).

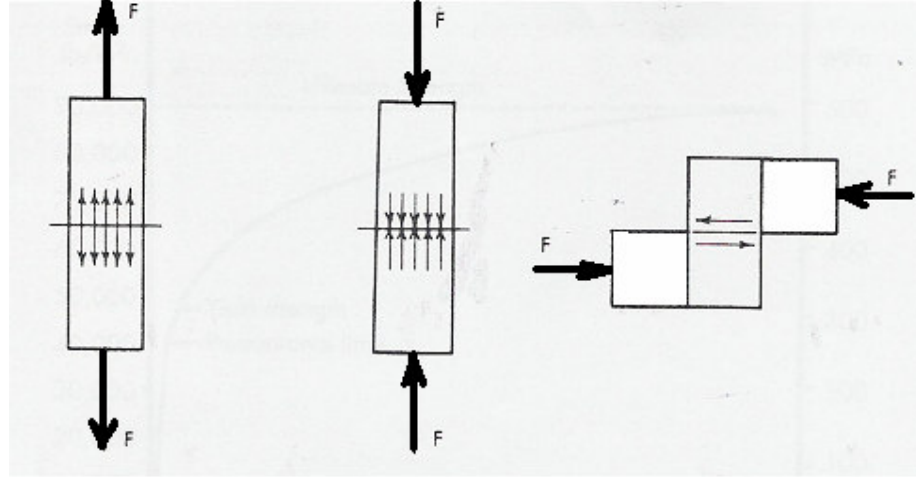
Uygulanan kuvvete bağlı olarak, cisim içerisinde üç çeşit gerilme meydana gelir^{88,92}:

2. 12. 2. 2. 1. Çekme gerilmesi (tensile stress): Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmedir.

2. 12. 2. 2. 2. Basma gerilmesi (compressive stress): Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu meydana gelen gerilmedir.

2. 12. 2. 2. 3. Kayma (Makaslama) gerilmesi (shear stress):

Bir cisme farklı düzlemlerde fakat, ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda moleküllerin cismin yüzeyine paralel ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilmedir.



a)Çekme gerilmesi

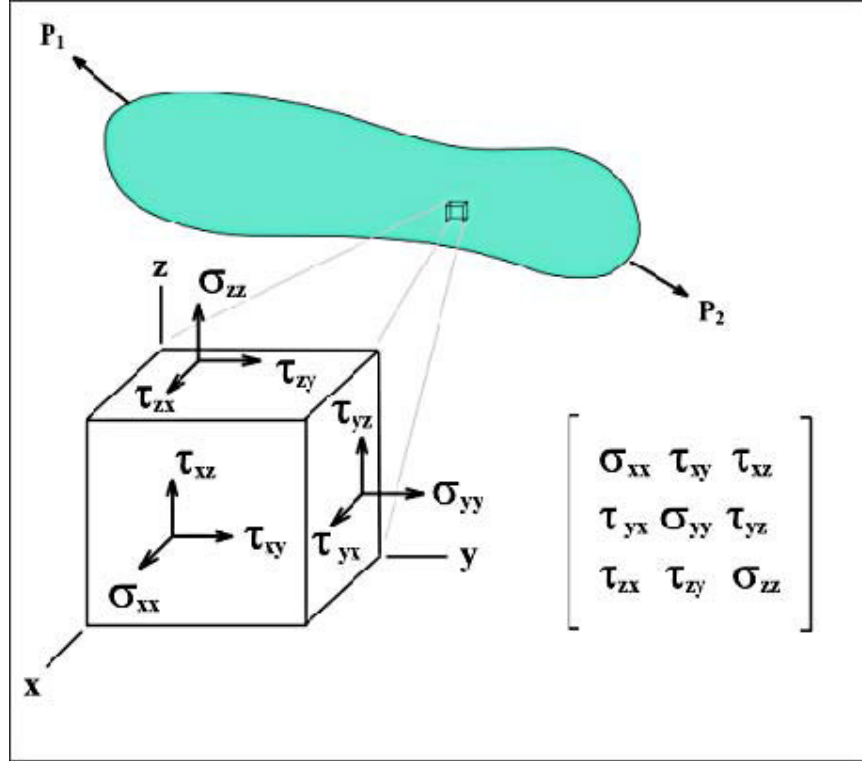
b)Basma gerilmesi

c)Kayma gerilmesi

Şekil 9. Gerilme tipleri

Çekme ve basma gerilmesi σ simgesi, kayma gerilmeleri ise τ simgesi ile gösterilir. Normalde tüm cisimlerde bu üç gerilmenin bileşkesi bulunur. Kortikal kemiğin bu üç tip strese tepkisi farklıdır^{88,92}.

Bir cisme kuvvet uygulandığında, cismin içyapısında birim alanda oluşan kuvvetler şekil 10' da görüldüğü gibi üç boyutlu olarak, üç ekseninde incelenebilir.



Şekil 10. Cisme kuvvet uygulandığında, cismin iç yapısında birim alanda oluşan kuvvetler⁹⁶.

Kombine streslere sahip bir sistemde analiz amacıyla "Principal Stress" adı verilen temel bir sistem oluşturulmaktadır. Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama stresi bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, normal streslere "birincil stres" adı verilir. Birincil stres; maksimum (σ_1), minimum (σ_3) ve aradaki (σ_2) birincil stres olarak üçe ayrılır. σ_1 ; en yüksek artı değeri ve maksimum çekme stresini, σ_3 ise en küçük değeri ve maksimum basma stresini göstermektedir^{88,96}.

2. 12. 2. 3. Principal stress (normal)

Seçilen bir düzlemde, mümkün olan tüm oryantasyonlara göre bir noktadaki normal stresin minimum veya maksimum değeridir. Seçilen bu düzlemde, kesme (shear) stres sıfırdır. Karşılıklı üç dikey düzlemde üç adet principal stress mevcuttur. Bir noktada meydana gelen stres, uniaksiyel, biaksiyel veya triaksiyel olabilir. Uniaksiyel stress'te üç principal stress'in ikisi sıfırdır. Biaksiyel stress'te, üç principal stress'in biri sıfırdır. Triaksiyel stress'te ise; principal stress'lerin hiç biri sıfır değildir.

Multiaksiyel stress tanımı ise, biaksiyel veya triaksiyel stress'i ifade etmektedir.

Principal stress'ler, x ve y düzlemleri boyunca oluşan stresler kullanılarak aşağıdaki eşitlikle ifade edilmektedir⁹⁶.

$$\begin{aligned}\sigma_1 &= \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \\ \sigma_2 &= \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2} \\ \tau_1 &= \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}\end{aligned}$$

2. 12. 2. 4. Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilimlere "Asal Gerilme" denir. Asal gerilme; maksimum asal gerilme, ara asal gerilme ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük değeri, σ_2 ise ara değeri gösterir⁸⁰.

2. 12. 2. 5. Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi, çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir sınır değerini aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirir. Bu, Von Mises ve arkadaşları tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılmıştır. Birimi Paskal'dır. Von Mises Gerilmesi, üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır^{10,80,96}.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

2. 12. 2. 6. Gerinim (Strain)

Gerinim, gerilme uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Bir yapıda bir yük gerilme oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinim de oluşturur. Hem gerilme hem de gerinim atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük, atomların kendi orijinal konumlarından hareket etmesine ya da yer değiştirmesine neden olur. Bir anlamda, atomların yer değiştirmesine karşı koyan kuvvetler gerilme iken, atomların yer değiştirme derecesi de gerinimdir. Gerinimin ölçü birimi yoktur, ancak aşağıdaki eşitlikten elde edilen saf bir sayı şeklinde ifade edilir^{80,92}.

$$\text{Gerinim} = \text{Şekil değişikliği} / \text{orijinal uzunluk}$$

Gerilme ve gerilim birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür⁹².

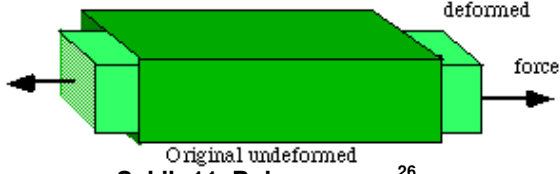
2. 12. 2. 7. Elastik Sınır (Elastik limit)

Cisimlerin kalıcı bir şekil değiştirmeye uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir^{80,92,97}.

2. 12. 2. 8. Poisson Oranı (Poisson's ratio)

Çekme veya basma kuvvetleri altında, cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim boyut değişiminin, boyuttaki birim boyut değişimine oranıdır. Bu, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir malzemenin boyunun uzamasına karşılık, eninin incilmesi oranıdır. Baskı altındaki bir malzemenin ise; boyunun kısalmasına karşılık, eninin kalınlaşması oranıdır^{94,97}.

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Boyut Değişimi} / \text{Boydaki Birim Boyut Değişimi}$$



Şekil: 11. Poisson oranı²⁶

2. 12. 2. 9. Elastiklik Modülü (Young Modülü)

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı direncinin bir ölçüsüdür. Gerilme altında malzemenin katılığı ile ilgili özellik "elastisite modülü" adını alır. Daha sert materyallerin iç dirençleri ve dolayısıyla elastiklik modülleri daha yüksektir. Cisimlerin katılıklarının gerilme anında şekil değiştirmeye karşı gösterdikleri dirençtir^{10,80,94,96,97}.

$$\text{Elastiklik Modülü} = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$$

2. 12. 2. 10. Lineer Elastik Cisim

Gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir⁹⁷.

2. 12. 2. 11. Elastik Şekil Değiştirme

Gerilme altında, cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra gerilme ortadan kalktığında kendi orijinal şekline ve düzenine dönmesidir⁹⁷.

2. 12. 2. 12. İzotrop Cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir⁹⁷.

2. 12. 2. 13. Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir⁹⁷.

2. 12. 2. 14. Esneyebilirlik (Resiliens)

Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür ve malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösterir⁹⁷.

2. 12. 2. 15. Yield stress'i

Bir materyalde stresin artışı değerlendirilirken, stresin straine oranlanamayacağı bir nokta vardır. Bu noktaya oransal sınır (proportional limit) denir. Elastik sınır ise, daimi deformasyonun aşağısındaki stres olarak tanımlanır. Bu stres parametrelerinin kesin deneysel kararları zordur ve pratik amaçlarda orantı sınır ve elastiklik sınırı ayırt edilemez. Neticede yield stress'i denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Yield stresi daimi deformasyonun özel bir miktarına benzer bir stres gibi tanımlanabilir. Yüksek yield stress'ine sahip bir materyalde daimi deformasyon oluşması zordur, denebilir⁸⁸.

2. 12. 3. Stres analiz yöntemleri

Hem implant hem de doğal diş destekli protezlerde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, bu destekler vasıtasıyla biyolojik dokulara (kemik ve yumuşak dokular) iletilerek bu dokularda gerilmelerin oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu gerilmelerin dağılımının saptanması, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının belirlenmesi, yani biyomekanik açıdan ideal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli gerilme analizlerinden faydalanılmaktadır. Bunlar⁹⁴:

- 1)Kırılgan vernik kaplama tekniği ile stres analizi,
- 2)Fotoelastik model kullanılarak stres analizi,
- 3)Gerinimölçer (strain gauge) ile stres analizi,
- 4)Lazer ışını ile stres analizi,
- 5)Termografik kuvvet analizi,

- 6) Radyotelemetri ile kuvvet analizi,
- 7) Sonlu elemanlar stres analizi, biçiminde sıralanabilir.

2. 12. 3. 1. Kırılgan vernik kaplama tekniği ile stres analizi:

Vernik kuvvet dağılımı incelenecek cismin üzerine homojen şekilde püskürtülür. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık olduğu bölgeler, kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgelerdir^{80,94}.

2. 12. 3. 2. Fotoelastik model kullanılarak stres analizi:

Fotoelastik yöntem; optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop cihazı yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır⁸⁰.

Distale uzantılı sabit protetik restorasyonların son desteklerindeki gerilmelerin, implant destekli sabit bölümlü protezlerdeki yük iletimlerinin, implant-doğal diş tasarımlarındaki gerilmelerin, implant destekli overdenture'larda tutucu tasarımlarının değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmaktadır⁸⁰.

2. 12. 3. 3. Gerinim ölçer (strain gauge) ile stres analizi:

Mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır. Bu yöntemde yapııştırıldıkları malzemenin yük altında şekil değiştirmesine bağlı olarak değişen gerinim ölçerler kullanılır. Bu sayede çeşitli yükler altında şekil değiştiren malzemelerin birim şekil değiştirme değerleri gerinim ölçerinin yapııştırılmış olduğu noktada ölçülerek gerilme değerleri hesaplanır¹⁰.

2. 12. 3. 4. Lazer ışını ile stres analizi (holografik interferometre):

Hologram, cisimlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır. Gerilim veya herhangi başka bir nedenle oluşan yüzey değişimlerinin tespit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interfereometrenin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre en çok kullanılan türdür⁹⁸.

2. 12. 3. 5. Termografik kuvvet analizi:

Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişimler, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, diş hekimliğinde kullanılan implantların statik yüklemesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yükleme frekansı gereksinimlerini karşılamaktadır⁹⁴.

2. 12. 3. 6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi:

Bu metod, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Yöntemde; bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır⁹⁴.

2. 12. 3. 7. Sonlu elemanlar stres analizi (Finite Element Analysis=FEA):

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi karışık mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin temeli; sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak

analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır^{10,80,90,96,97}.

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrilere sahip sistemlerde karmaşık mekanik problemlerin analitik olarak çözümüne imkan veren sayısal (numerik) bir yöntemdir. Kararlı rejimli, değişken rejimli, lineer, lineer olmayan durumlar için gerilim (stres) analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri, sonlu elemanlar yöntemi ile yapılabilir⁹⁶.

Bu yöntem; ilk olarak 1956 yılında bulunmuş ve uçakların incelenmesinde kullanılmıştır. Ayrıca, inşaat mekaniği, petrol ve inşaat mühendisliği ile ilgili problemleri çözmede de kullanılmaktadır⁸⁰.

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan ilk çalışma, Noonan'ın gümüş amalgamla yaptığı dolguların merkezine kuvvet uygulayarak gerilme dağılımını incelemesi olmuştur. 1954 yılında Haskins, Haack ve Ireland, 1955 yılında Mahler ve Peyton, 1962 yılında Lehman ve Hampson matematiksel diş modellerini gerçekleştirerek diş hekimliğinde bu yöntemi kullanmışlardır. İmplantların bu yöntemle araştırılmasını ise; ilk kez 1973 'de Tesk ve Widera gerçekleştirmiştir⁹⁹.

Günümüzde bu yöntem ısı transferi, sıvı akışı, kütle transferi ve elektromanyetik problemler, dayanım, titreşim ve dinamik problemlerin çözümü için kullanılmaktadır⁹⁰.

Dental sistemler, oldukça karmaşık geometriye sahiptir ve bu sistemlerle ilgili problemlerin çözümü için sonlu elemanlar stres analizi yöntemi oldukça uygundur. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde tüm sistemin ağ yapısı, elemanları, düğümleri ve sınır koşulları oluşturularak problem çözülmektedir⁹⁰.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde problem, şekilsel fonksiyonlar kullanılarak çok daha küçük ve basit elemanlara ayrılmakta ve sonuç, varyasyonel prensiplere dayanarak tespit edilmektedir⁹⁶.

Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler^{10,92}.

- 1) Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- 2) Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- 3) Elemanların Poisson Oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri,
- 4) Modele uygulanan kuvvetler,
- 5) Geometrinin sınır şartları,
- 6) Yapılacak olan analizin tipi.

2. 12. 3. 7. 1. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları¹⁰⁰

- 1) Sonlu elemanlar yöntemi ile analizi yapılacak bir cisim temsil edilebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde dahi analiz, güvenilir olabilir.
- 2) Çok bağlantılı kısımlar (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan cisimler de zorluk çekilmeksizin analiz yapılabilir.
- 3) Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk getirmez. Geometrideki ve malzemenin yapısındaki bozukluklar, zamana bağlı değişken özellikler gibi malzeme özellikleri kolaylıkla değerlendirilebilir.
- 4) Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, hem de sorunu basitleştirir.
- 5) Sınır şartları kolayca uygulanır.
- 6) Sonlu eleman metodunun çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir

2. 12. 3. 7. 2. Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları¹⁰⁰

- 1) Programların maliyetleri çok yüksektir
- 2) Programlar patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi vardır.
- 3) Bu programlar sık sık revizyon edilmelidir.
- 4) Programların kullanılabilmesi için iyi bir donanımına sahip olmak gerekir. Bu sebeple, programın kullanıldığı bilgisayarın maliyeti de artar.

2. 12. 3. 7. 3. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile ilgili temel kavramlar^{90,100}

2. 12. 3. 7. 3. a. Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır. Bu noktalara "düğüm (node)" denir. Örneğin, katı modellerde her bir elemendaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkilidir. Düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise, elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye çalışır. Böylece, gerilme yaklaşık olarak uygulanan yüke eşit bulunur. Bu düğüm noktaları, mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir.

2. 12. 3. 7. 3. b. Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge "eleman (element)" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını verir.

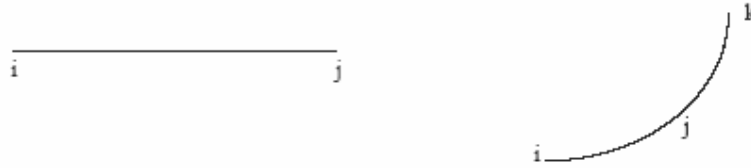
Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar geometrisine göre, üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır.

Sonlu elemanlar yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebirsel lineer denklemlere çevirir. Önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeleri bulmaya çalışır. Sonuç olarak, model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçekçi sonuçlar elde edilir.

2. 12. 3. 7. 3. b. 1. Sonlu Elemanlar Analizlerinde Eleman

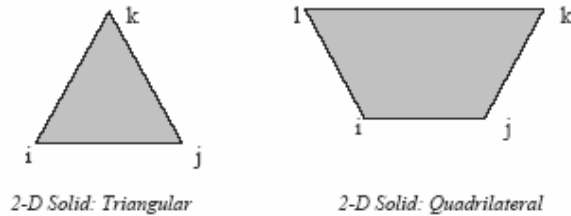
Sonlu elemanlar analizlerinde temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır:

2. 12. 3. 7. 3. b. 1. 1. Çizgisel elemanlar (Line Elements): Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar, uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilir.



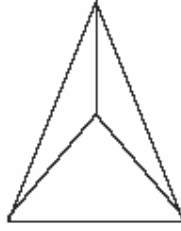
Şekil 12. Çizgisel eleman tipleri²⁶

2. 12. 3. 7. 3. b. 1. 2. İki boyutlu katı elemanlar (2-D Solid Elements): Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır.

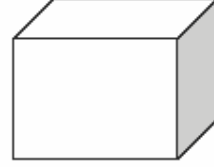


Şekil 13. İki boyutlu eleman tipleri²⁶

2. 12. 3. 7. 3. b. 1. 3. Üç boyutlu katı elemanlar (3-D Solid Elements): Temel 3 boyutlu elemanlar tetrahedral (4 yüzeyli) veya hexahedral (6 yüzeyli) şekillerdedir.



Tetrahedral - 4-nodes



Hexahedral - 8-nodes

Şekil 14. Üç boyutlu eleman tipleri²⁶

2. 12. 3. 7. 3. c. Mesh (ağ) oluşturulması

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Aynı zamanda, kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık en ideal sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda; kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime (gradyene) sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh oluşturmada, modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür.

2. 12. 3. 7. 3. d. Sınır koşulları (Boundary conditions)

Sınır şartları, gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Yani cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir.

2. 12. 3. 7. 3. e. Aksisimetrik model

Eksenel simetrik anlamına gelir. Merkezinden bir eksen geçen bir cismin ekseninin iki tarafının birbirinin aynısı olma durumuna denir.

2. 12. 3. 7. 3. f. Katı modelleme (Solid Modelling)

En üst düzey modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerindeki renkler, geçirgenlik ışık yoğunluğu ve gölgeleme gibi işlemler yapılabilir.

Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları iki yöntem kullanır. Bu yöntemler yardımıyla yüzey sınırlarının tanımı yapılır ve bu sınırlar boyunca iki boyutlu yüzeylerin taranması ile cismin tüm hacmi tanımlanır. Eksenel simetri olan bir parça, dönme şeklinde bir tarama ile kolaylıkla tanımlanır ya da karmaşık yüzeylerde tanımlanan eğriler boyunca yapılan tarama yüzeyi oluşturulur. Tasarım yapılacak cismin yapısına göre bu iki yöntemden birisi tercih edilir. CAD ortamında hızlı bir veri iletişimi ve işlem gücüne ihtiyaç duyulması, yöntemin dezavantajı olarak gösterilmektedir.

Katı modelleme sayesinde, bir ürünün daha üretilmeden istenen şekil ve işlevi sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Prototip üretme maliyeti düşer. Dayanım ve malzeme hesapları da yüksek maliyetli testlerle değil, yazılım olarak yapılabileceğinden daha hızlı ve ucuz olur.

2. 12. 3. 7. 3. g. Bir, iki, üç boyutlu (1-D, 2-D ve 3-D) modelleme

Bir boyutlu modellemede, oluşturulan model tek eksenli olur. Yani, yüksek hesap gerekmeyen ya da kuvvetin tek ekseninden etki ettiği durumlarda kullanılabilir. İki boyutlu modellerde çizilen parçalar ise 2 boyutlu olarak oluşturulur. Oluşturulan modelde kuvvetler, 2 eksen doğrultusunda etki ettirilir. Meydana gelen etkiler de bu yönlerde oluşmaktadır. Kullanım yeri, 3 boyutlu hareket eksenini olmayan veya özellikleri nedeniyle başka eksenlerde çalışmayan sistemlerdir. Üç boyutlu modelleme ise, gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılır. Her ekseninde olan kuvvetler hesaba katılmış olur. Böylece daha hassas ve gerçek sonuçlar elde edilebilir.

Üç boyutlu bir simülasyonu iki boyutlu veya bir boyutlu çözmek, sisteme daha basit yaklaşımını sağlayarak hesaplamalarda kolaylık sağlar. Sistemin bütün boyutlarını görerek görsellik açısından sisteme yaklaşım yapmak daha da kolaylaşır. Aynı zamanda, sistemde yapılacak herhangi bir hesaplama durumunda üçüncü boyutu da göz önünde bulundurarak hesap yapmak işlemimizin doğruluğunu artırır.

2. 12. 3. 7. 4. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde sırasıyla şu işlemler gerçekleştirilir¹⁰⁰:

- 1.Problem ve onun sürekli ortamı tanımlanır.
- 2.Sürekliliğin kesikleştirilmesi: Çözüm bölgesini sonlu elemanlara bölme aşamasıdır.
- 3.Problemin formülasyonu yapılır.
- 4.Koordinat sistemi belirtilir.
- 5.İnterpolasyon fonksiyonları seçilir: İnterpolasyon fonksiyonları, eleman boyunca alan değişkenlerini interpolate etmek için kullanılmaktadır. Genelde, polinomlar interpolasyon fonksiyonları olarak seçilmektedir. Polinomun derecesi, elemana atanmış düğüm sayısına bağlıdır.
- 6.Eleman özellikleri belirlenir: Sonlu elemanlar analizi için matris denklemi, bilinmeyen fonksiyonun düğüm değerlerini diğer parametrelere bağlayacak şekilde oluşturulur. Bunun için farklı yaklaşımlar kullanılabilir: En uygunları, varyasyonel yaklaşım ve Galerkin metodudur.
- 7.Eleman denklemleri bir araya getirilir: Tüm çözüm bölgesinde analizi gerçekleştirecek global denklem sistemini bulmak için tüm elemanlara ait eşitlikler bir araya getirilir. Diğer bir deyişle, kesiklilik için kullanılan tüm elemanlara ait lokal eleman eşitlikleri birleştirilir. Çözüm öncesinde, sınır koşulları belirlenir.
- 8.Koordinatların dönüşümü gerçekleştirilir.
- 9.Element denklemleri birleştirilir.
- 10.Element matrisleri birleştirilmesiyle elde edilen sistem matrisine sınır şartları uygulanır.
- 11.Global denklem sistemi çözülür: Sonlu eleman global denklem sistemi, tipik olarak simetrik ve pozitif tanımlıdır. Çözüm için direkt ve iterative (tekrarlanan) metotlar kullanılabilir. Göz önüne alınan fonksiyonun düğümsel değerleri çözümün sonucu olarak ortaya çıkar.
- 12.Ek sonuçlar hesaplanır: Birçok durumda ek parametreleri hesaplamaya da ihtiyaç duyulur. Örneğin, yer değiştirme ile birlikte, mekanik problemlerinde sonuçlar, global denklem sisteminin çözümünden sonra elde edilmektedir.
- 13.Sonuçlar yorumlanır.

2. 12. 3. 7. 5. Sonlu elemanlar stres analizinin implant diş hekimliğinde uygulanması

Sonlu elemanlar stres analizi, diş hekimliğinde implant alanında ilk olarak 1973'de Tesk ve Widera¹⁰¹ tarafından kullanılmış ve bunu takiben bu alanda FEA hızla ilerlemeye başlamıştır. Atmaram ve Mohammed¹⁰², elastik parametrelerin etkisini ve implant geometrisini, implant uzunluk değişkenlerini ve psödo periyodontal ligamentlerin ilişkisini anlamak amacıyla tek bir implanttaki stres yayılımlarını analiz etmişlerdir. Borchers ve Reichart¹⁰³, 1983'te kemik ara yüz gelişiminde farklı aşamalarda olan bir implanta 3 boyutlu FEA'yı uygulamıştır. Cook ve arkadaşları¹⁰⁴, 1982'de FEA analizini poröz yüzeyli dental implantlara uygulamışlardır. Williams ve arkadaşları¹⁰⁵, 1990 yılında yaptıkları çalışmalarında, dental implantlara bağlanmış kanatlı bir protez sebebiyle kemikte meydana gelen gerilmeleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Akpınar ve arkadaşları¹⁰⁶, 1996 yılında doğal diş ve implant bağlantısını taklit etmek için FEA kullanmışlardır.

Son 20 senedir; sonlu elemanlar stres analizi, implant ve çevre dokularda meydana gelen streslerin etkilerini öngören yararlı bir araç haline gelmiştir. Bu metod, dik ve oblik çiğneme basınçlarından oluşan aksiyal kuvvetler, kemik ve implantlarda oluşan kırılma momentleri hakkında bilgi vermektedir. Bir implantın başarısı veya başarısızlığındaki ana faktör, çevre kemiğe streslerin ne şekilde geldiği ile ilgilidir. İmplanttan çevre kemiğe yük transferi, yüklemenin tipine, kemik implant ara yüzüne, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protez tipine ve çevredeki kemiğin kalite ve kantitesine bağlıdır^{90,107}.

Sonlu elemanlar gerilme analizi, implantların kortikal kemikte ve apekslerindeki spongios kemikte oluşturduğu gerilme dağılımlarının öngörülmesini sağlayan araştırmalara imkan vermektedir. Böylece bölgedeki kemiğin özelliklerine en uygun implantın şekil, boyut, dizayn ve pozisyonlarının seçimi mümkün olur^{90,105,107}.

Dental implantların mekanik davranışlarının taklit edilmesindeki esas zorluk, kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvete tepkisinin ölçülmesidir. Modellemeyi ve çözümü mümkün kılabilmek için kemiğin mekanik karakterinin ve implant sistemlerinin karmaşıklığı göz önünde bulundurulmalıdır¹⁰.

Kemiğe ve implanta ait bazı özellikler FEA sonuçlarının anlamlılığını etkiler. Bunlar şu şekilde sıralanabilir⁹⁰:

- 1)Modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi,
- 2)Materyal özellikleri,
- 3)Sınır koşulları,
- 4)Kemik ve implant arasındaki ara yüz.

Çok daha net tahminler elde etmek amacıyla, kemik geometrisini daha gerçekçi modellemek için ileri dijital görüntüleme teknikleri uygulanabilir. Materyalin anizotropik ve homojen olmayan doğası göz önünde tutulmalı ve sınır koşulları bilgisayarlı modelleme tekniklerinin kullanımı ile dikkatli bir şekilde elde edilmelidir^{90,97}.

Materyal özellikleri bir yapı içerisinde gerilme ve gerinim dağılımını büyük ölçüde etkiler. Bu konuyla ilgili çoğu çalışmada tüm kemik tipleri homojen, izotropik ve doğrusal olarak elastik kabul edilmiştir. Materyal özelliklerini verebilmek için de iki tane materyal sabiti (young's modülü ve poisson oranı) kullanılmaktadır.

1. Homojen: Oluşturulan modellerdeki her yapısal elemanın mekaniksel özellikleri aynıdır.
2. İzotropik: Yapı elemanlarının materyal özellikleri tüm yönlerde aynıdır.
3. Doğrusal Elastik: Yapıdaki deformasyonlar ve gerinimler (strain) uygulanan kuvvet ile orantılıdır.

Dental implantlara sonlu elemanlar gerilme analizi uygulanırken sadece aksiyal ve horizontal kuvvetleri (momente sebep olan kuvvetler) göz önünde tutmak yeterli değildir. Kombine yükler (oblik okluzal kuvvet) de önem taşır. Çünkü; kombine yükler okluzal yönleri daha gerçekçi temsil eder ve uygulanan kuvvet için kortikal kemikte en yüksek lokalize gerilmeye sebep olur⁹⁰.

İmplantlar, FEA tekniğinde hem statik hem de dinamik şekilde yüklenebilir. Statik yükleme çalışmalarında, daha gerçekçi modelleme elde etmek için oblik okluzal kuvvetler de değerlendirilmelidir. Çoğu çalışma gösteriyor ki, aşırı horizontal kuvvetten kaçınmak gerekir. Dinamik yüklemenin etkilerini tespit etmek için daha ileri araştırmalar gerekir⁹⁰.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3. 1. Gereç:

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tomoloji Ltd. ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'lerinde gerçekleştirildi.

Araştırmada; maksiller rezeksiyon sonucu tek taraflı defekti olan dişsiz bir hastaya yapılan implant destekli obturatörde, implantların değişik tipte ve lokalizasyonda kullanıldıklarında kemikte oluşan streslerin miktarlarının ve alanlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (finite element analysis=FEA) yöntemiyle incelenmesi amaçlandı.

Bu amaçla, tek taraflı maksiller defekti olan dişsiz bir hastadan ölçü alınarak bu hasta için akrilik bir obturatör üretildi.

Araştırmada kullanılan implant tipleri:

1. 4,1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda ITI dental implant (Institute Straumann, Waldenberg Switzerland)

2. 35 mm uzunluğunda ve 4,0 mm çapında (boyun kısmın çapı 5mm) Branemark Sistem zigomatik implant (Nobel Biocare AB, Göteborg Sweden)

Araştırmada kullanılan protez ara parçaları:

1. 3 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda U şekilli titanyum dolder bar. Bu bara uygun 4,5 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda titanyum matrix (Institute Straumann, Waldenberg Switzerland).

2. 3,4 mm yüksekliğinde titanyum retantif ankor abutment. Bu retantif ankora uygun 3,1 mm yüksekliğinde titanyum matrix (Institute Straumann, Waldenberg Switzerland).

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi ve üç boyutlu katı modelin oluşturulması işlemi için Intel Pentium 2,4 GHz Core 2 işlemci, 240 Gb Hard disk, 4 Gb Ram donanımlı ve Windows XP Home işletim sistemi olan bilgisayardan, 3D-Doctor (Able Software Cooperation, Lexington, USA) 3 boyutlu rekonstrüksüyon yazılımı ile Rhinoceros (Mc Neel, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından yararlanıldı. Sonlu elemanlar stres analizi için Fempro (Algor, USA) analiz programından yararlanıldı. Analiz bilgisayarı olarak da aynı bilgisayar kullanıldı.

Hastaya ait maksillanın tomografik görüntülerinin elde edilmesi için ILUMA Orthocad Konik Huzme Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (CBCT) (Imtec Imaging, Oklahoma, USA) kullanıldı.

Temin edilen ürünlerin taranması için Nextengine (NextEngine, Santa Monica, USA) lazer tarayıcısından yararlanıldı.

3. 2. Yöntem:

3. 2. 1. Çalışmada Kullanılan Setlerin Yüzey Modellemesinin Yapılması

Temin edilen ürünler, NextEngine lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte tarandı. Taramalarda yüzey özellikleri smoothing yöntemi (smoothing: yüzeyi daha düzgün hale getirme işlemi) ile düzleştirildi ve yüzey özellikleri göz ardı edildi.

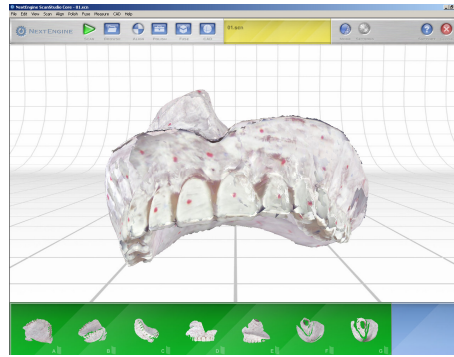
Ağ yapısı, Rhinoceros yazılımında kullanılan farklı materyallere ve bölgelere bağlı olarak setlere bölündü. Fempro yazılımında ise, setlere malzemeler atandı. Çalışmamızda kullanılan setler tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 1- Araştırmada kullanılan setler

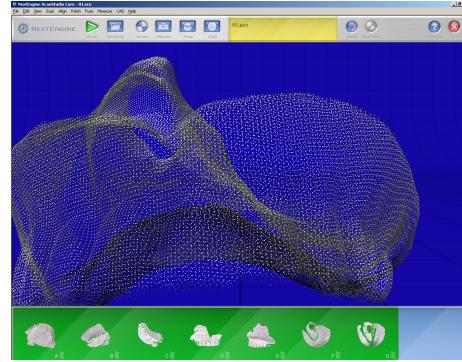
Spongiyoz kemik	Spongiyoz kemik elemanlarının tanımlandığı set
Kortikal kemik	Kortikal kemik elemanlarının tanımlandığı set
Mukoza	Mukoza elemanlarının tanımlandığı set
Dolder bar	Dolder bar elemanlarının tanımlandığı set
Dolder bar matrixi	Dolder bar matrixi elemanlarının tanımlandığı set

Retantif ankor	Retantif ankor elemanlarının tanımlandığı set
Retantif ankor matrixi	Retantif ankor matrixi elemanlarının tanımlandığı set
Obturatör	Obturatör elemanlarının tanımlandığı set
Zigomatik implant	Zigomatik implant elemanlarının tanımlandığı set
Dental implant	Dental implant elemanlarının tanımlandığı set

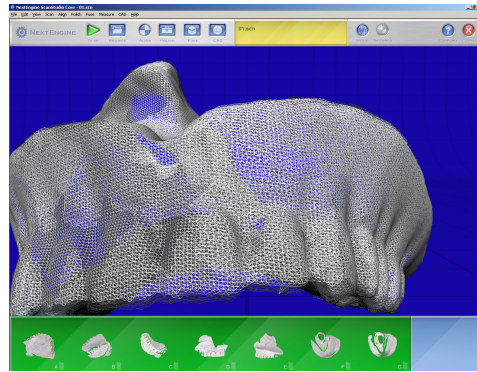
Taramalar sonucunda, ASCII modunda yüzey bilgisi elde edildi. Aşağıda, obturatörün tarama süreci gösterilmiştir (Şekil 15,16,17).



Şekil 15: Yüzey taraması



Şekil 16: Taramadan elde edilen nokta bulutu



Şekil 17: Taramadan elde edilen yüzey modeli

Hastaya ait verilerin elde edilmesi için hasta ILUMA Orthocad Konik Huzme Işınli Bilgisayarlı Tomografi'de (CBCT) tarandı. Taramada 120kv, 3,8 mA'da 601 kesit elde edildi. Kesit kalınlığı olarak 0,3 mm değeri seçildi.

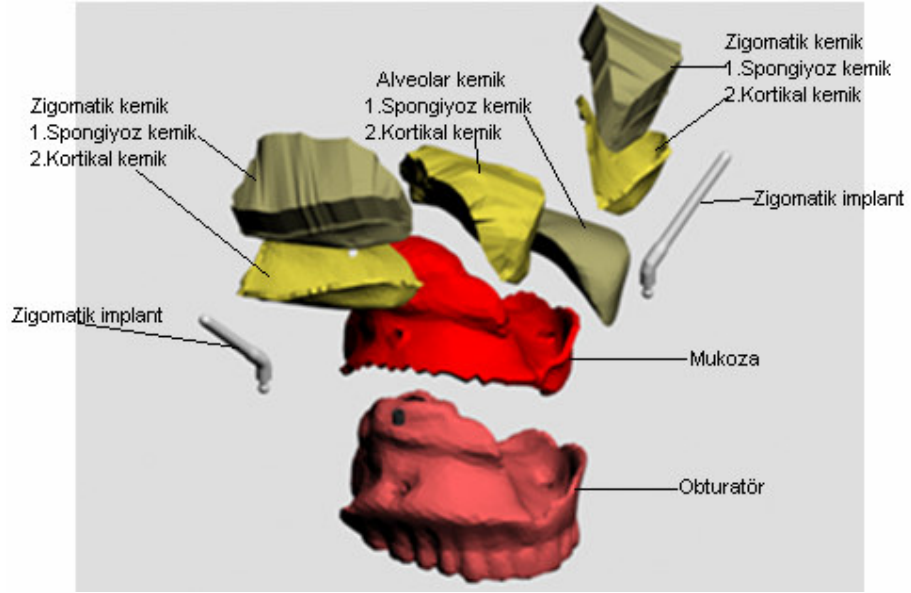
Hastadan taranarak elde edilen kesitler; 3d-Doctor yazılımına alındı ve burada kesitlerden 3 boyutlu model elde edildi.

Elde edilen ağ örgü modeli vertex reduction yöntemi ile FEA'ya hazır hale getirildi ve stl formatında kaydedildi.

Stl uzantılı veriler Rhinoceros yazılımına yüklendi. Burada offset yöntemi ile kortikal kemikten spongiöz kemik yaratıldı. Ofset değeri olarak 1,5 mm değeri kullanıldı. Kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm olarak belirlendi. Model oluşturulurken, kortikal kemik içinde kalan kısımlara spongiyöz kemik özellikleri verilerek, tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi. Çalışmada kullanılacak mukoza kalınlığı ise 1,5 mm olarak belirlendi.

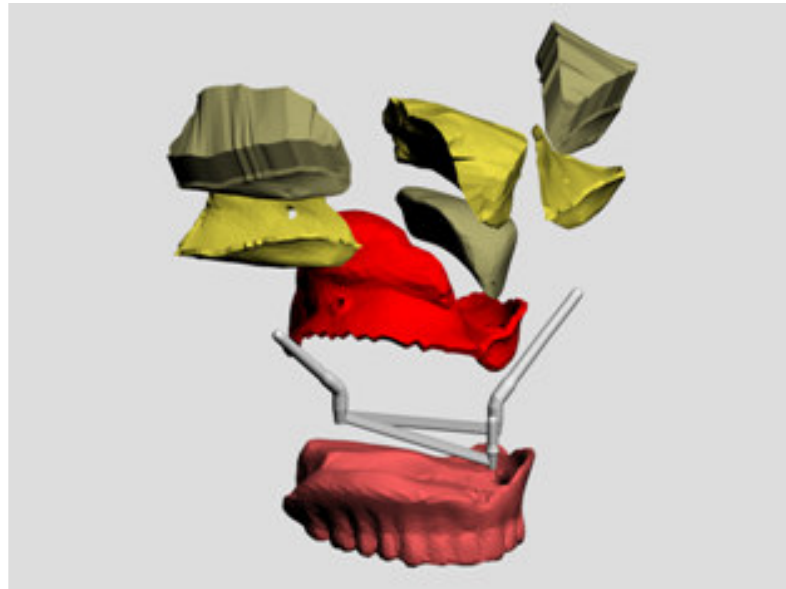
Tarama ve bilgisayarlı tomografi ile elde edilen tüm modeller Rhinoceros yazılımına yüklendi. Daha sonra bilgisayarda zigomatik implantlar ve dental implantlar 8 farklı şekilde modellere yerleştirildi (Şekil 19). Bu sayede 8 değişik olasılık elde edilmiş oldu. Bu şekilde implantlar yerleştirildikten sonra her bir olasılığa uygun obturatör tasarlandı. Obturatörü tasarlarken gerçeğe en yakın olacak şekilde yapılması amaçlandı. Sekiz değişik olasılık ve her bir olasılığa uygun protez tasarlanmasıyla sekiz değişik model elde edildi. Elde edilen 8 değişik model aşağıda gösterilmiştir:

Model 1: Maksillanın her iki yanına yerleştirilmiş 2 adet zigomatik implanttan destek alan ball ataçmanlı obturatör.



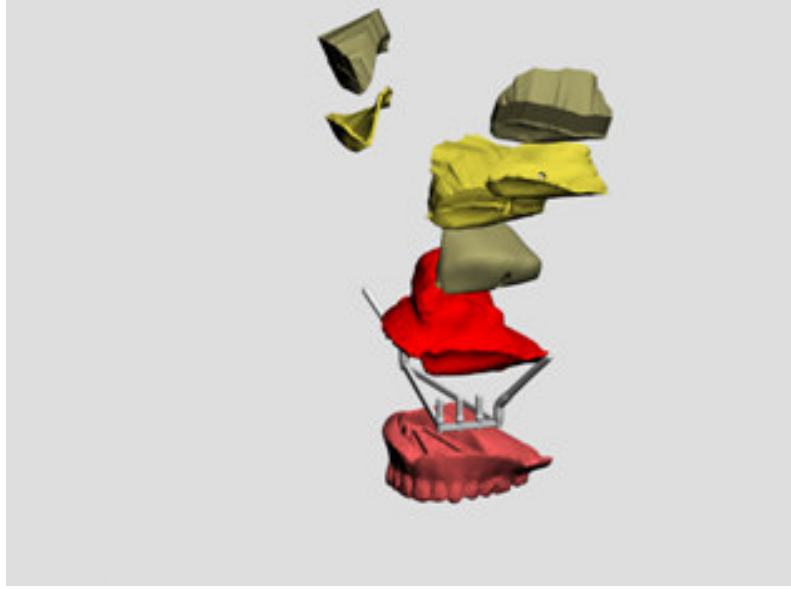
Şekil 18. 1. Model 1'in parçalara ayrılmış görüntüsü

Model 2: Maksillanın her iki yanına yerleştirilmiş 2 adet zigomatik implantın yanı sıra maksillanın sağlam tarafında anteriorda 1 adet dental implanttan destek alan barlı obturatör.



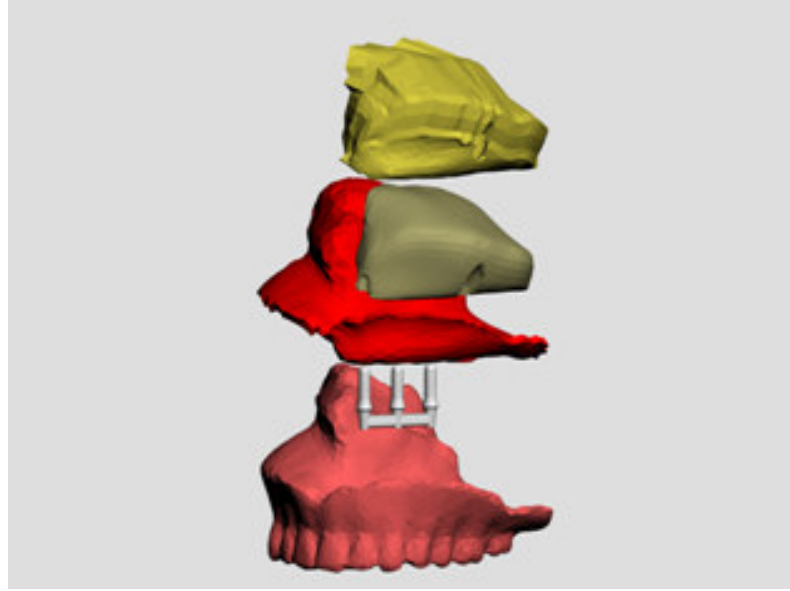
Şekil 18. 2. Model 2'in parçalara ayrılmış görüntüsü

Model 3: Maksillanın her iki yanına yerleştirilmiş 2 adet zigomatik implantın yanı sıra maksillanın sağlam tarafında 3 adet dental implanttan destek alan barlı obturatör.



Şekil 18. 3. Model 3'ün parçalara ayrılmış görüntüsü

Model 4: Maksillanın sağlam tarafına yerleştirilmiş 3 adet dental implanttan destek alan barlı obturatör.



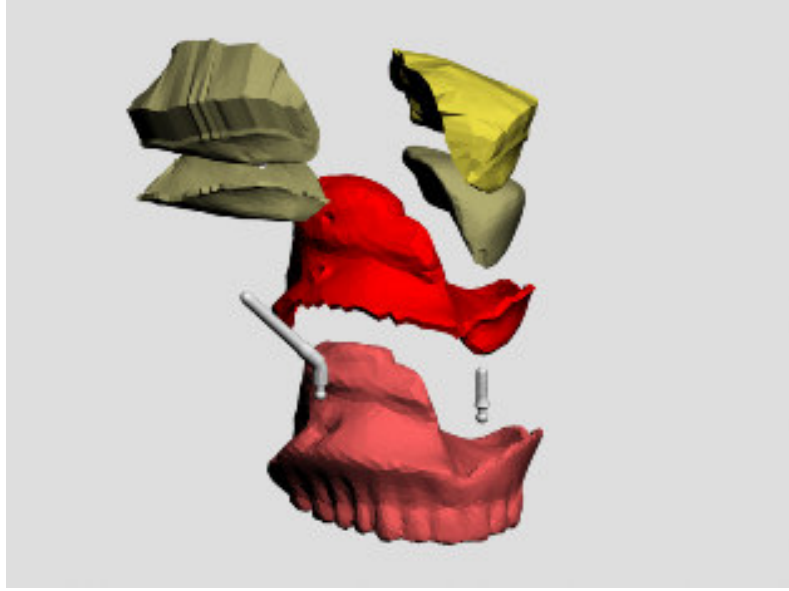
Şekil 18. 4. Model 4'ün parçalara ayrılmış görüntüsü

Model 5: Maksillanın sağlam tarafına yerleştirilmiş zigomatik implanta ek olarak yine sağlam tarafta anteriora yerleştirilmiş dental implanttan destek alan ball ataçmanlı obturatör.



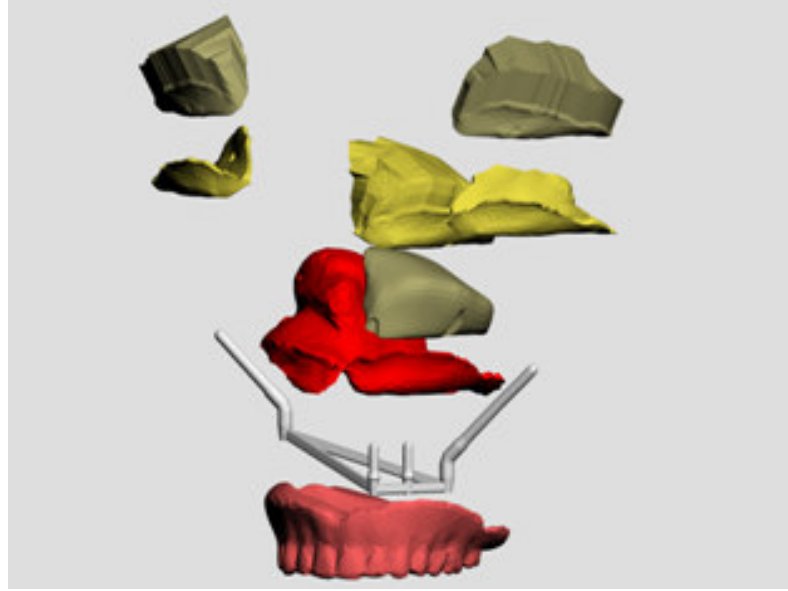
Şekil 18. 5. Model 5'in parçalara ayrılmış görüntüsü

Model 6: Maksillanın defekt tarafına yerleştirilen zigomatik implanta ek olarak maksillanın sağlam tarafına anteriora yerleştirilen dental implanttan destek alan ball ataçmanlı obturatör.



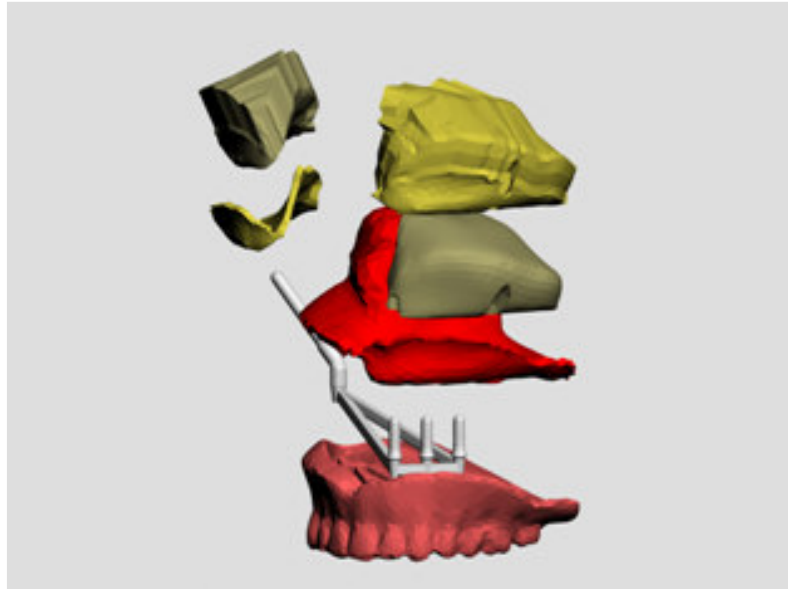
Şekil 18. 6. Model 6'nın parçalara ayrılmış görüntüsü

Model 7: Maksillanın her iki yanına yerleştirilmiş 2 adet zigomatik implantın yanı sıra maksillanın sağlam tarafında anteriorda 1 adet ve premolar bölgesinde 1 adet olmak üzere toplam 2 adet dental implanttan destek alan barlı obturatör.



Şekil 18. 7. Model 7'nin parçalara ayrılmış görüntüsü

Model 8: Maksillanın defekt tarafına yerleştirilmiş 1 adet zigomatik implanta ek olarak maksillanın sağlam tarafında anteriorda 1 adet, kanin bölgesinde 1 adet ve premolar bölgesinde 1 adet olmak üzere toplam 3 adet dental implanttan destek alan obturatör.

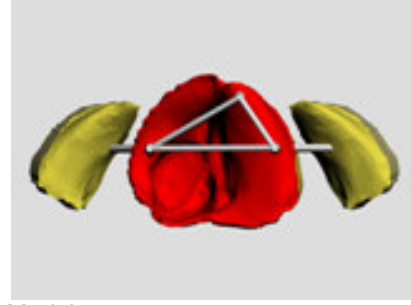


Şekil 18. 8. Model 8'in parçalara ayrılmış görüntüsü

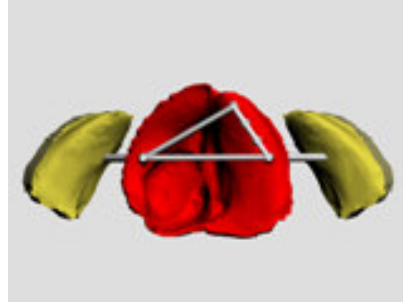
Modellerin ağız içinden görüntüleri şekil19'da gösterilmiştir.



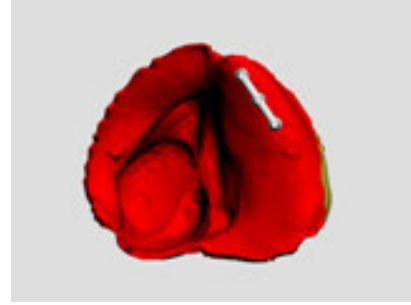
Model 1



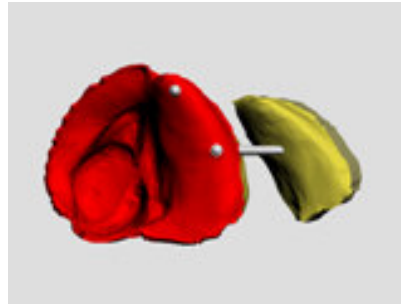
Model 2



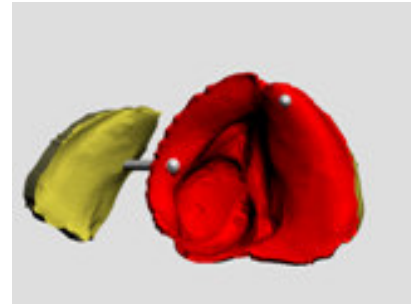
Model 3



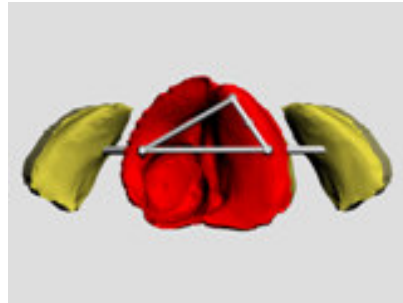
Model 4



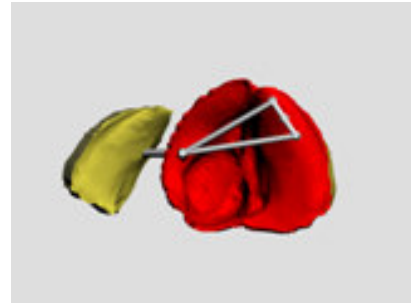
Model 5



Model 6



Model 7



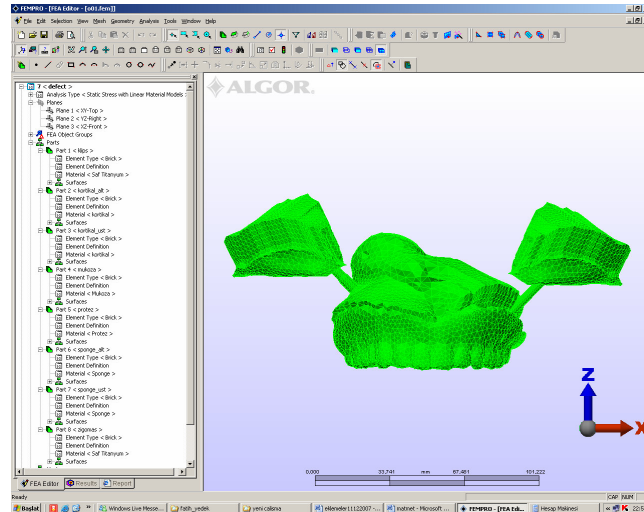
Model 8

Şekil 19. İmplantların değişik tip ve pozisyonları

Sonlu elamanlar stres analizinde kuvvet aktarımı olabilmesi için, farklı parçalardaki birbirine temas eden düğümlerin aynı 3 boyutlu koordinatlara sahip olması gerekir. Bu eşleşmeyi sağlamak için Rhinoceros programının boolean, ofset ve normal çevirme olasılıkları kullanıldı. Boolean operasyonu; 2 veya 3 boyutlu her türlü birleştirme, çıkartma, kesişim bulma, kesme, ayırma işlemlerine verilen addır. Elde edilen modeller ASCII formatında kaydedildi. Bu sayede modeller katı modellemeye ve güç aktarımına hazır hale getirildi.

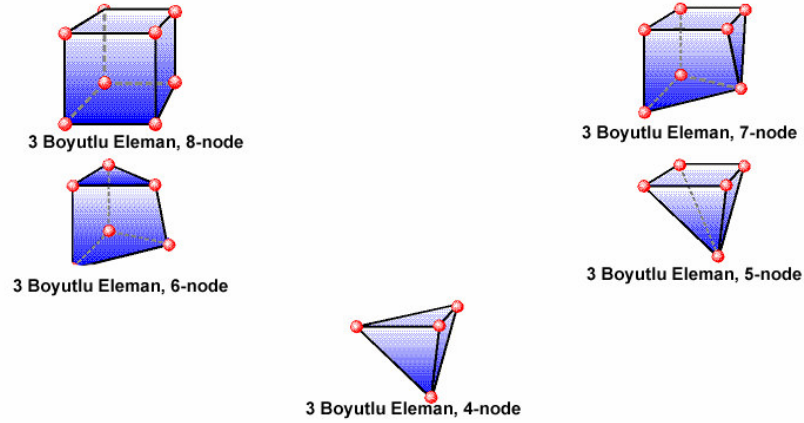
3. 2. 2. Çalışmada Kullanılan Setlerin Katı Modellemesinin Yapılması

Yüzey modellemesi sonucunda, ASCII formatında kaydedilen setler birer birer Fempro yazılımına gönderildi. Stl formatındaki dosyalar da koordinat değerleri saklandığından bu aktarım sırasında tüm setler istenilen pozisyonlarda taşınmış oldu.



Şekil 20. Algorda birleştirilmiş setlerin görüntüsü

Bu aşamadan sonra, modeller hep birlikte seçilerek mesh işlemi uygulandı. "Mesh" işlemi ile, daha önce yüzey modeli oluşturulmuş setlerin katı model haline gelmesi sağlandı. "Mesh" işlemi sırasında "Bricks and tetrahedron" seçeneği kullanıldı. Bricks and tetrahedron yönteminde Fempro yazılımında mümkün olduğu kadar çok 8 node'lu kübik elemanlar kullanmaya çalışılır. Bu elemanların katı modellemede yetersiz olduğu noktalarda 7 node'lu, 6 node'lu, 5 node'lu veya 4 node'lu üç boyutlu elemanlar kullanılır (Şekil 21).



Şekil 21. 4, 5, 6, 7, 8 node'lu 3 boyutlu elemanlar

"Mesh" işlemi sonrasında her bir model için elde edilen düğüm ve eleman sayıları tablo 2' de gösterilmiştir.

Tablo 2. Her model için elde edilen düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm sayısı	Eleman sayısı
1.Model	37888	134210
2.Model	43331	156979
3.Model	47056	172233
4.Model	27075	82932
5.Model	40902	146785
6.Model	32762	112148
7.Model	45033	164431
8.Model	39951	142899

3. 2. 3. Malzeme Özelliklerinin Atanması

Çalışmamızda implant materyali olarak Ti6Al4V; dolder bar, dolder bar matrixi, retantif ankor, retantif ankor matrixi olarak saf titanyum; obturatör için de polimetilmetakrilat kullanıldı.

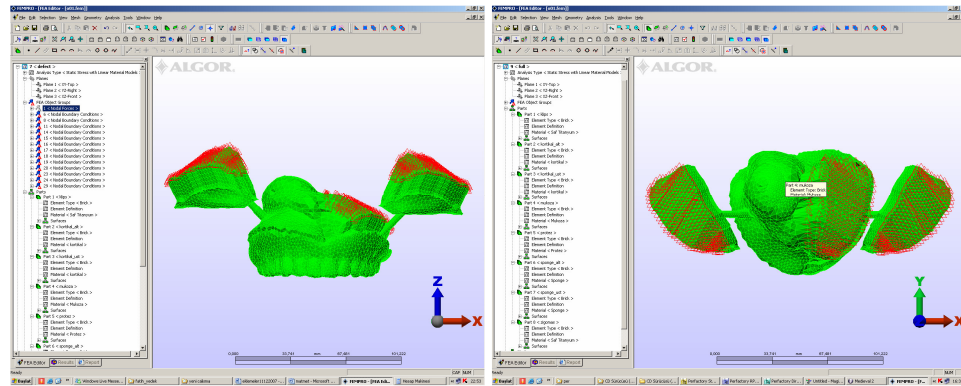
Meshleme sonrasında setler, izotropik homojen elastik malzemeler olarak tanımlandı. Bu tanımlama için kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları tablo 3'te verilmiştir.

Tablo 3. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve Poisson oranları

Kullanılan materyaller	Elastikli Modülü (E)	Poisson Oranı (ν)	Kaynaklar
Spongios Kemik	1,5 GPa	0,30	90,108
Kortikal Kemik	14 GPa	0,30	90,108
Mukoza	0,003 GPa	0,45	108
Saf titanyum	115 GPa	0,35	108
Polimetil metakrilat	2,7 GPa	0,30	90
Ti6Al4V	135 GPa	0,30	109

3. 2. 4. Sınır Koşulları

Sınır koşulları belirlenirken setler kafatasına bağlı kabul edildiğinden, setlerin birleştirilmesi ile elde edilen set grubunun pozitif z ekseninde yukarıda kalan düğümlerden 6 serbestlik derecesi (degree of freedom) tanımlandı. Bu değerlerin tanımlanması ile düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi.

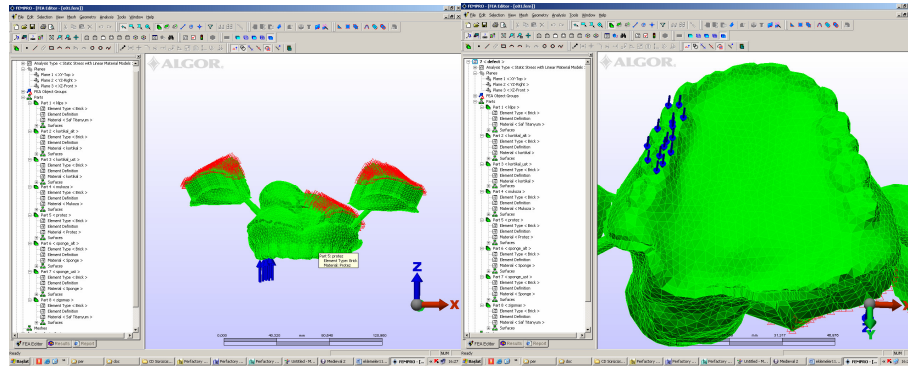


Şekil 22. Matematiksel modelin sınır koşullarının belirlenmesi

3. 2. 5. Yükleme koşulları

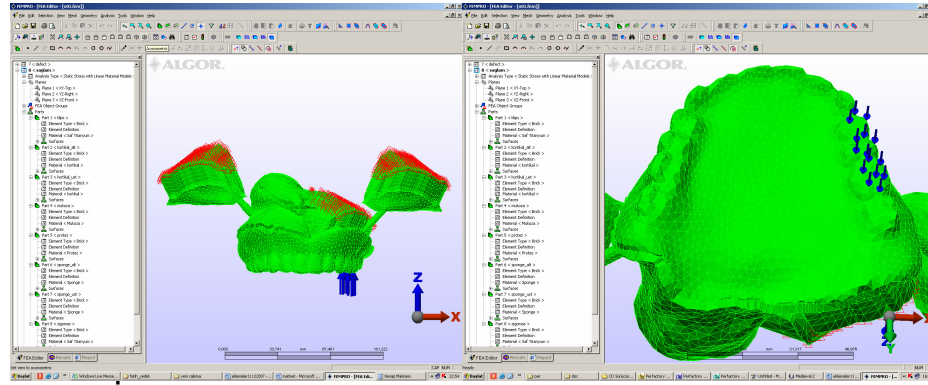
İmplant destekli overdenture kullanan hastalardaki maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla vertikal ekseninde 150 N' luk kuvvet uygulandı. Çalışmamızda 3 farklı yükleme tipi kullanıldı.

Yükleme 1: Yapılan protez üzerinden defekt tarafındaki 1.premolar, 2.premolar, 1. molar dişlerin uzun akslarına paralel olacak şekilde vertikal olarak 150 N' luk kuvvet uygulandı. Bu kuvvet 1. ve 2. premolar dişe 4'er noktadan, 1. molar dişe 7 noktadan olmak üzere toplam 15 noktadan uygulandı. Bu şekilde her noktaya 10 N' luk kuvvet gelecek şekilde 1. premolara 40 N, 2. premolara 40 N, 1. molarlara 70 N' luk, toplamda 150 N' luk yaygın bir kuvvet uygulandı.



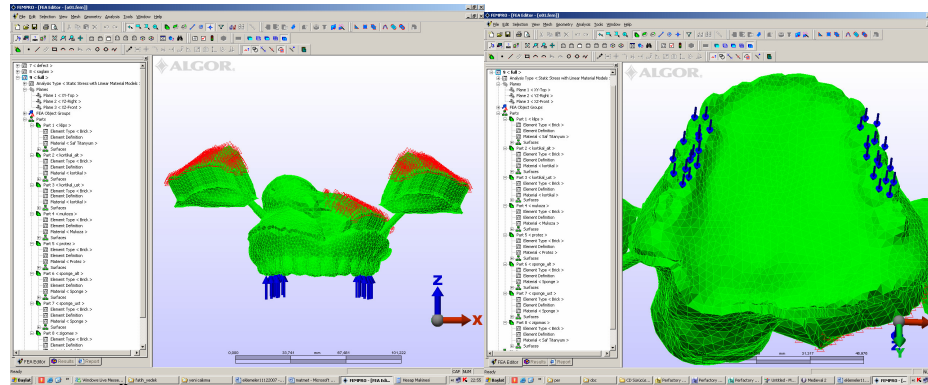
Şekil 23. Birinci yüklemenin frontal ve okluzal görüntüsü

Yükleme 2: Yapılan protez üzerinden sağlam taraftaki 1.premolar, 2.premolar, 1. molar dişlerin uzun akslarına paralel olacak şekilde vertikal olarak 150 N' luk kuvvet uygulandı. Bu kuvvet 1. ve 2. premolar dişe 4'er noktadan, 1. molar dişe 7 noktadan olmak üzere toplam 15 noktadan uygulandı. Bu şekilde her noktaya 10N' luk kuvvet gelecek şekilde 1. premolara 40 N, 2. premolara 40 N, 1. molarlara 70 N' luk, toplamda 150 N' luk yaygın bir kuvvet uygulandı.



Şekil 24. İkinci yüklemenin frontal ve okluzal görüntüsü

Yükleme 3: Yüklem 1 ve yüklem 2 birlikte yani aynı anda uygulandı.



Şekil 25. Üçüncü yüklemenin frontal ve okluzal görüntüsü

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler yani gerilme ve sıkışma stresleri (σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi)'dir.

Bir adet üç boyutlu stres elemanın x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stress denir. Principle Stress; maksimum principle stress, intermediate principle stress ve minimum principle stress olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler sıraya konulacak olursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stress'i simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stress'i simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında; artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı, o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stress değeri önemlidir. Çünkü maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stress'in mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stress, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stress değerinden hesaplanır;

Bu çalışmada; implantların etrafındaki kortikal kemikte meydana gelen maksimum principle stress (gerilme stresi) ve minimum principal stress (sıkışma stresi) miktarları ve lokalizasyonları değerlendirildi.

4. BULGULAR:

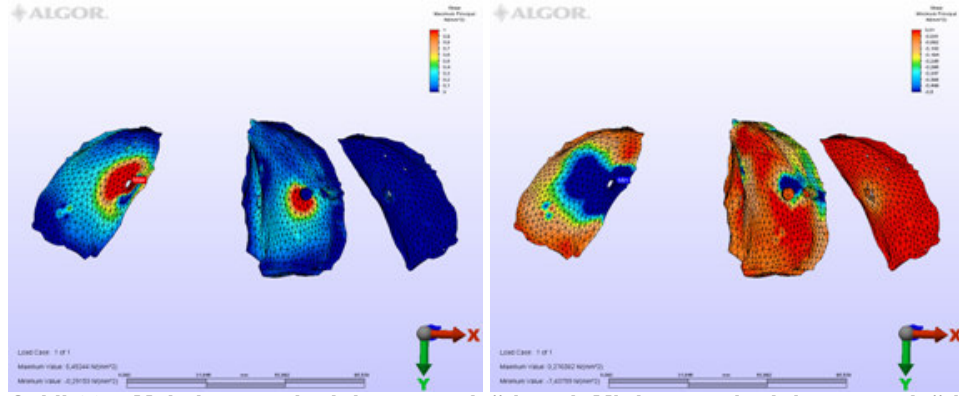
Araştırmada; 8 farklı tasarımda, 3 ayrı yükleme altında, kortikal kemikteki maksimum principle stress (gerilme stresi) ve minimum principle stress (sıkışma stresi) bulguları değerlendirildi. Değerlendirme yapılırken maksimum principle stress'in en yüksek çıktığı noktalar ve minimum principle stress'in en düşük çıktığı noktalar karşılaştırıldı. Elde edilen bulgular; ilgili alanlardaki stresleri gösteren şekiller, streslerin yoğun olarak gözlendiği alanlarda belirlenen noktasal değerleri içeren grafiklerle sunuldu.

Maksimum stres dağılımını gösteren kesit görüntülerinin sağ üst tarafındaki skaladan, renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülebilmektedir. Skalanın sol alt tarafında ise, o stres tipinin en yüksek ve en düşük değerleri görülmektedir. Değerlendirme yapılırken: maksimum principle stress'in en yüksek değerleri ve minimum principle stress'in en düşük değerinin mutlak değeri kullanıldı. Görsel olarak kolay değerlendirebilme yapabilmek için, skaladaki alt ve üst değerler tüm maksimum principle stress'ler için aynı, minimum principle stress'ler de maksimum principle stress'ten farklı olmak koşuluyla onlar da kendi içerisinde tüm modellerde aynı olarak belirlendi. Sağ üst köşede yer alan skaldaki renklere göre, maksimum ve minimum principle stress değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Kesit görüntülerinde 'max' yazan yer stresin en yüksek çıktığı noktayı, 'min' yazan yer ise, stresin minimum çıktığı noktayı göstermektedir.

4. 1. Modellere göre maksimum ve minimum principle stress bulguları

4. 1. 1. Model 1'deki stres bulguları

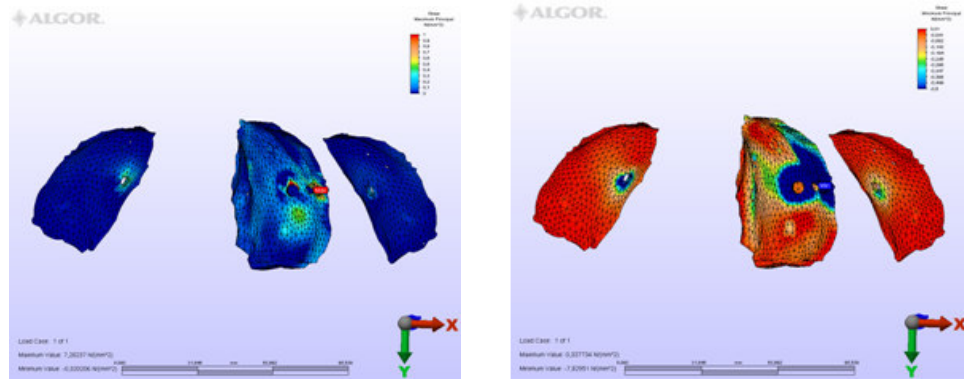
4. 1. 1. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 26-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

1. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi defekt tarafındaki zigomatik implantın mezialinde ve 5,45 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de defekt tarafındaki zigomatik implantın mezialinde ve 7,44 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 1. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 26a-b).

4. 1. 1. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları

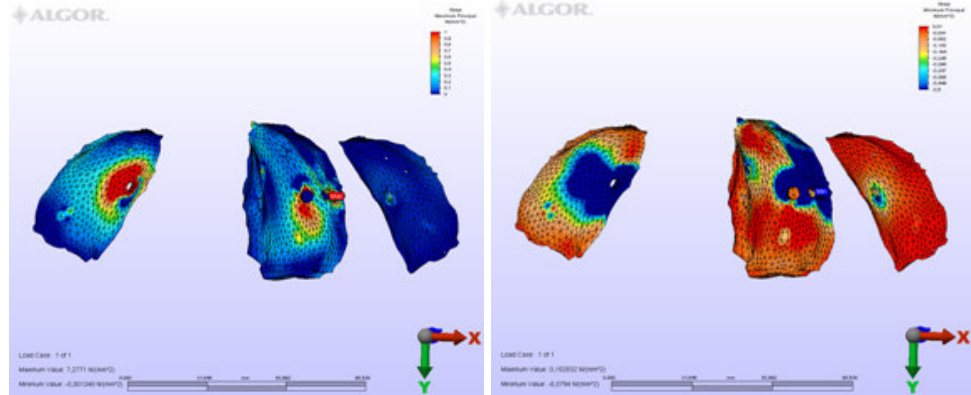


Şekil 27-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

1. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki zigomatik implantın bukkalinde ve 7,28 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki zigomatik implantın bukkalinde ve 7,83 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 1. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma ve

gerilme tipi streslerin yaklaşık aynı derecede baskın olduğu görülmektedir (Şekil 27a-b).

4. 1. 1. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

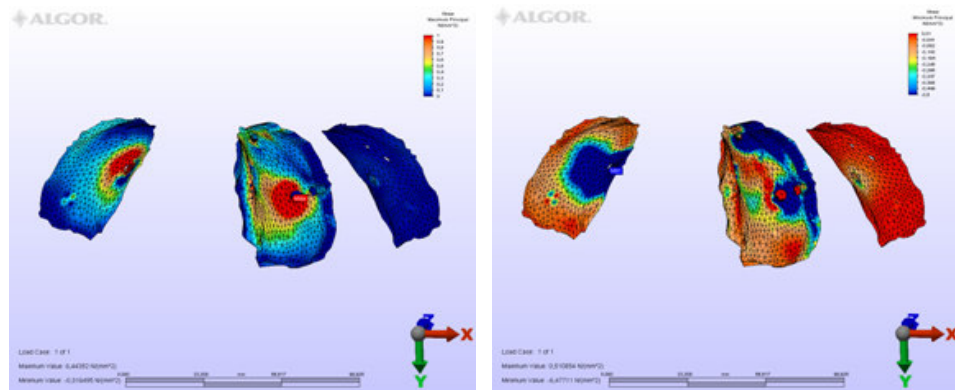


Şekil 28-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

1. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki zigomatik implantın bukkalinde ve 7,28 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki zigomatik implantın bukkalinde ve 8,38 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 1. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 28a-b).

4. 1. 2. Model 2'deki stres bulguları

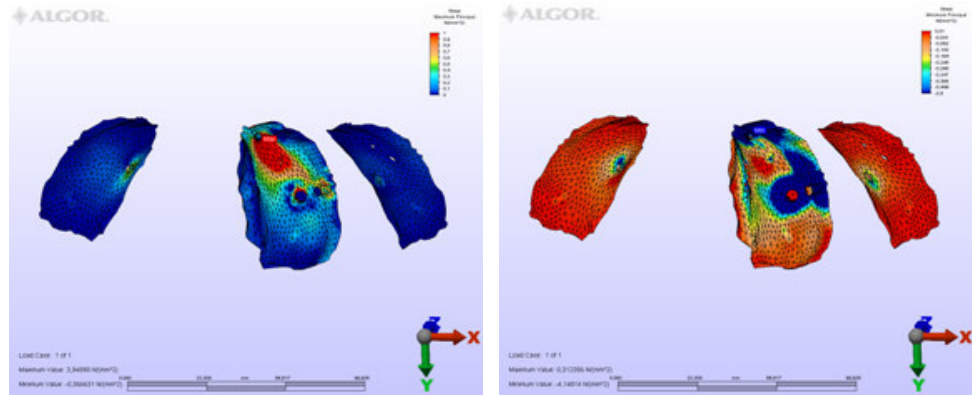
4. 1. 2. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 29-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

2. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki zigomatik implantın distalinde ve 6,44 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi defekt taraftaki zigomatik implantın distalinde ve 6,47 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 2. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma ve gerilme tipi streslerin en yüksek değerlerinin farklı yerlerde çıkmasına rağmen, yaklaşık aynı derecede baskın olduğu görülmektedir (Şekil 29a-b).

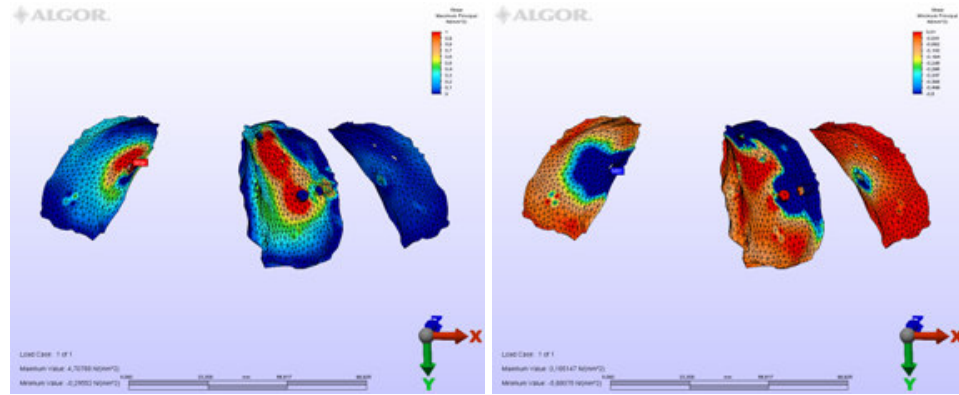
4. 1. 2. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 30-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

2. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 3,94 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 4,14 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 2. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma ve gerilme tipi streslerin yaklaşık aynı derecede baskın olduğu görülmektedir (Şekil 30a-b).

4. 1. 2. C.Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

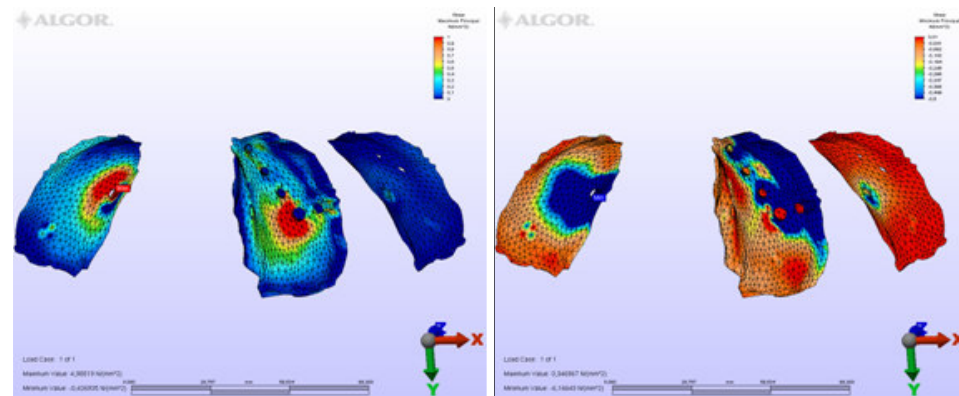


Şekil 31-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

2. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi defekt tarafındaki zigomatik implantın mezialinde ve 4,70 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de defekt tarafındaki zigomatik implantın distalinde ve 5,88 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 2. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğunu görülmektedir (Şekil 31a-b).

4. 1. 3. Model 3'teki stres bulguları

4. 1. 3. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları

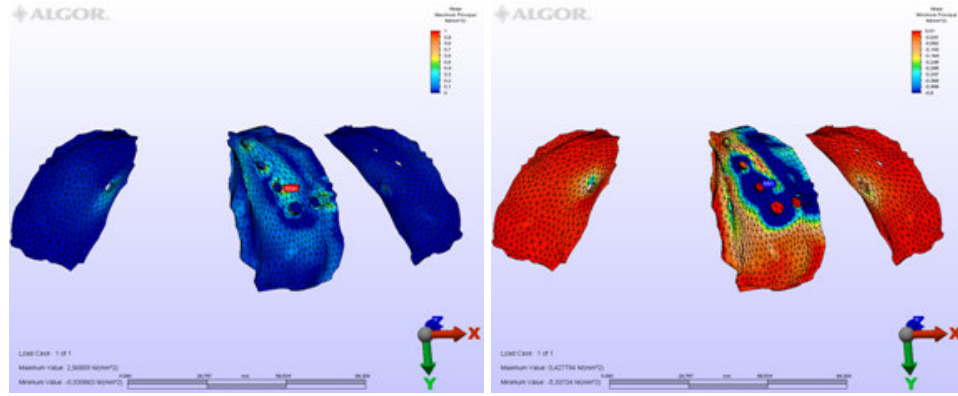


Şekil 32-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

3. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi defekt tarafındaki zigomatik implantın mezialinde ve 4,98 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de defekt tarafındaki

zigomatik implantın distalinde ve 6,16 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 3. modelde 1. yüklemde, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 32a-b).

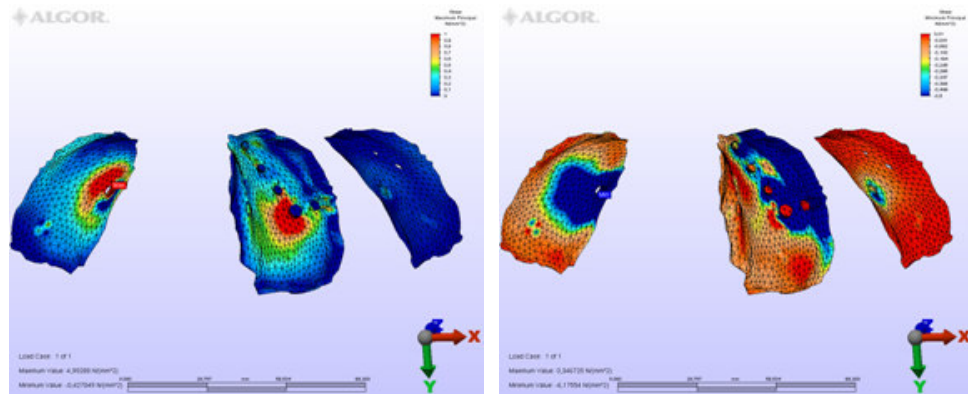
4. 1. 3. B. İkinci yüklemdeki stres bulguları



Şekil 33-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

3. modelde 2. yüklemde; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki zigomatik implanta en yakın dental implantın bukkalinde ve 2,56 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki zigomatik implanta en yakın dental implantın bukkalinde ve 5,33 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 3. modelde 2. yüklemde, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin belirgin olarak daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 33a-b).

4. 1. 3. C. Üçüncü yüklemdeki stres bulguları

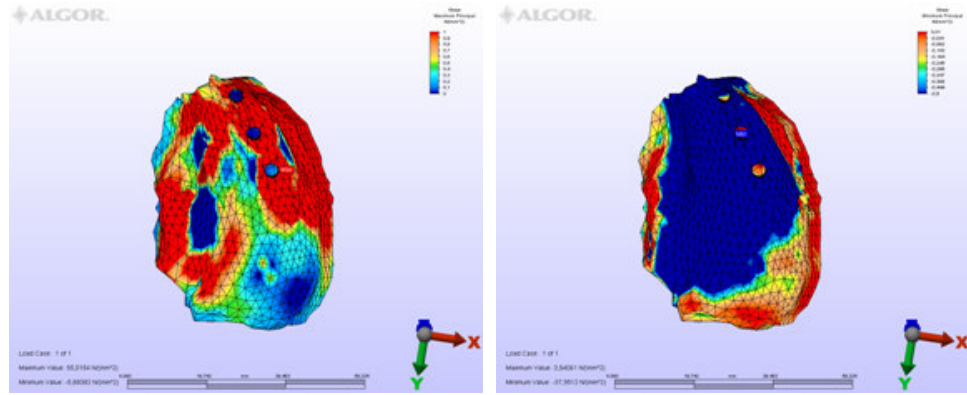


Şekil 34-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

3. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi defekt tarafındaki zigomatik implantın mezialinde ve 4,99 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de defekt tarafındaki zigomatik implantın distalinde ve 6,17 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 3. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 34a-b).

4. 1. 4. Model 4'teki stres bulguları

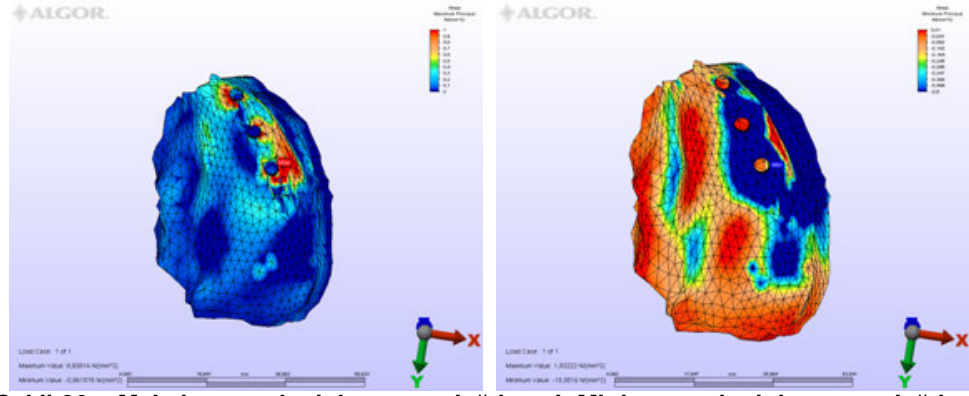
4. 1. 4. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 35-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

4. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta en distaldeki dental implantın bukkalinde ve 55,02 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam tarafta ortadaki implantın distalinde ve 37,95 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 4. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 35a-b).

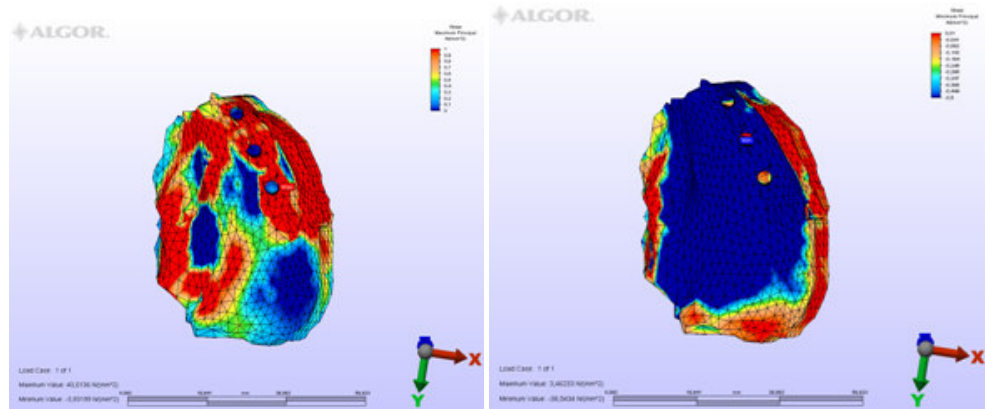
4. 1. 4. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 36-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

4. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta en distaldeki dental implantın bukkalinde ve 8,84 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 15,06 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 4. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin belirgin olarak daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 36a-b).

4. 1. 4. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları



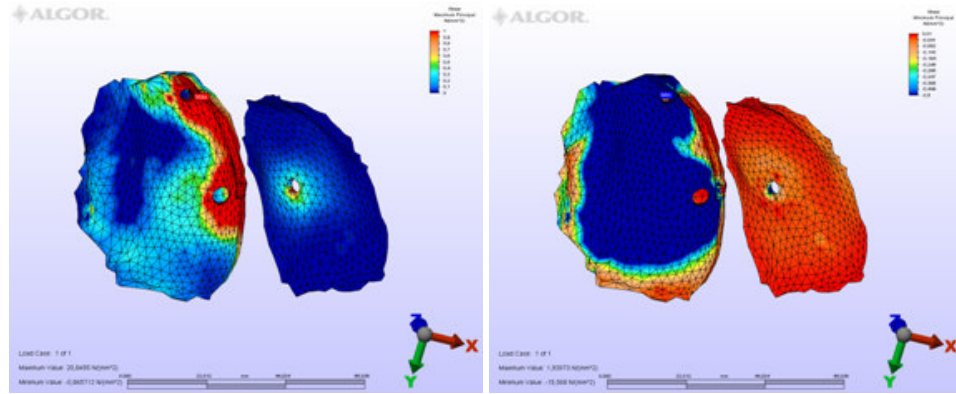
Şekil 37-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

4. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta en distaldeki dental implantın bukkalinde ve 40,01 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi ise sağlam tarafta ortadaki dental implantın distalinde ve 38,54 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 4. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik

tabakasında sıkışma ve gerilme tipi streslerin yaklaşık olarak aynı oranda baskın olduğu görülmektedir (Şekil 37a-b).

4. 1. 5. Model 5'teki stres bulguları

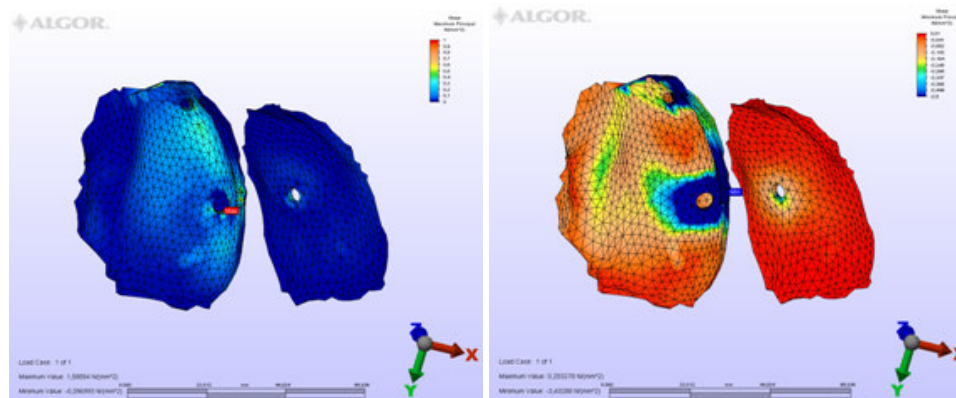
4. 1. 5. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 38-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

5. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta dental implantın bukkalinde ve 20,84 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 15,56 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 5. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin belirgin olarak daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 38a-b).

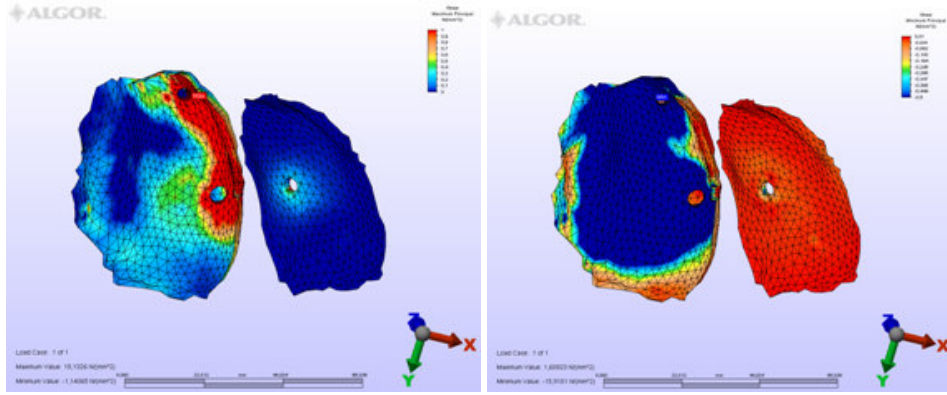
4. 1. 5. B.İkinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 39-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

5. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta zigomatik implantın bukkalinde ve 1,59 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki zigomatik implantın bukkalinde ve 3,43 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 5. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 39a-b).

4. 1. 5. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

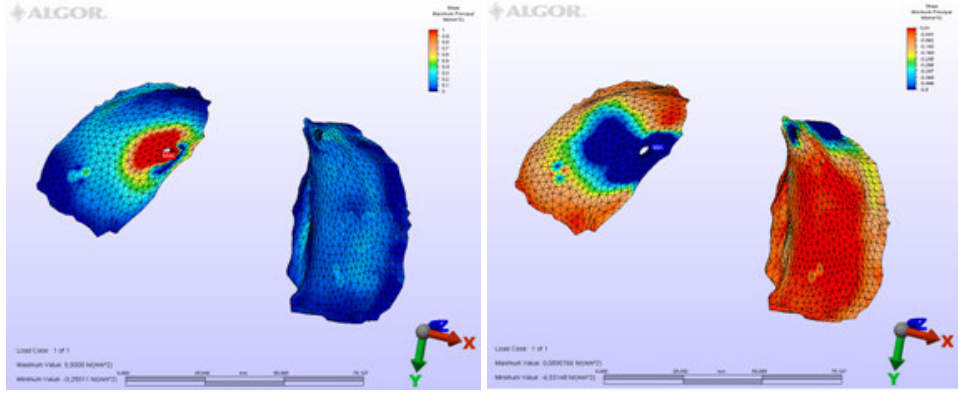


Şekil 40-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

5. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta dental implantın bukkalinde ve 19,13 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 15,91 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 5. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 40a-b).

4. 1. 6. Model 6'daki stres bulguları

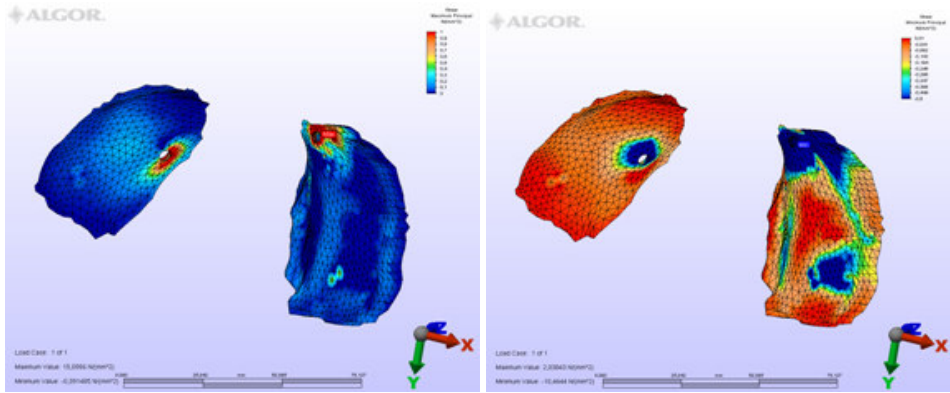
4. 1. 6. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 41-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

6. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi defekt tarafındaki zigomatik implantın distalinde ve 5,50 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de defekt tarafındaki zigomatik implantın mezialinde ve 6,53 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 6. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 41a-b).

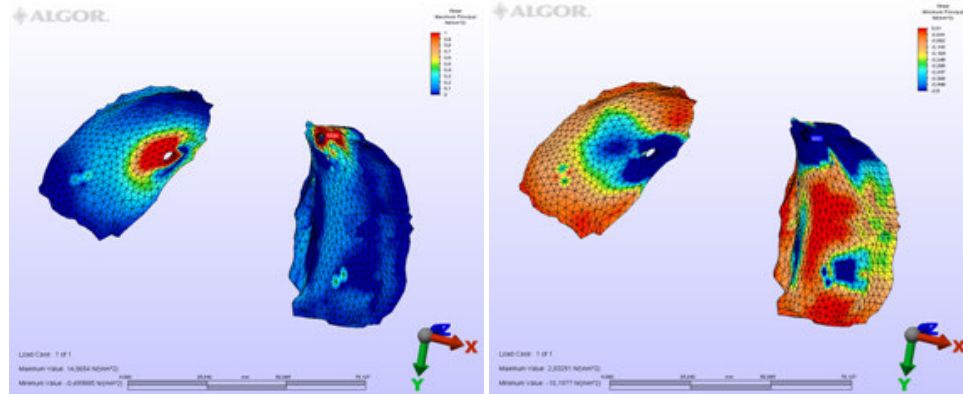
4. 1. 6. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 42-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

6. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 15,10 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki dental implantın distalinde ve 10,46 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 6. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 42a-b).

4. 1. 6. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

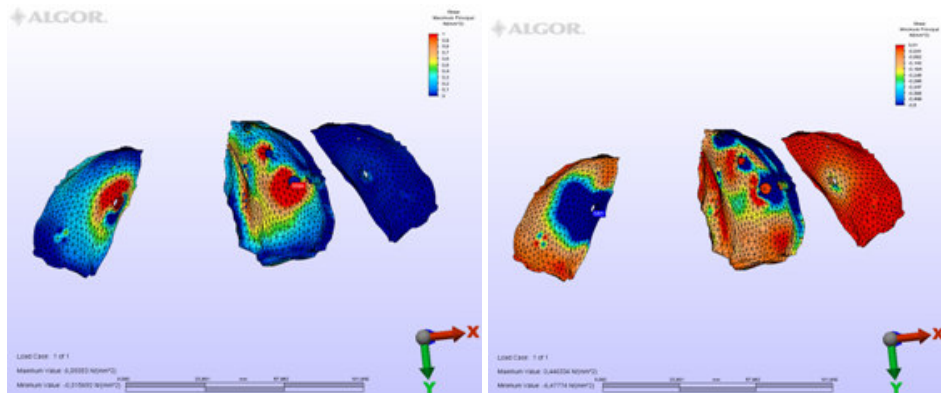


Şekil 43-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

6. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 14,56 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki dental implantın bukkalinde ve 10,20 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 6. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 43a-b).

4. 1. 7. Model 7'deki stres bulguları

4. 1. 7. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları

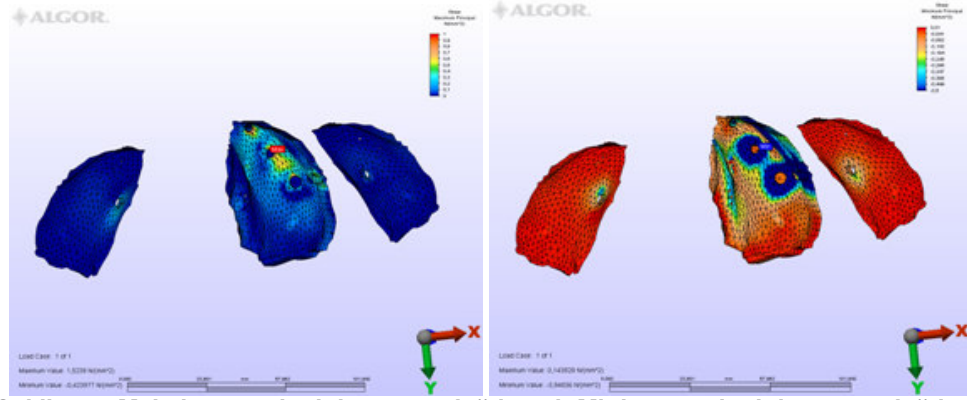


Şekil 44-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

7. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki zigomatik implantın distalinde ve 6,09 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi ise defekt zigomatik

implantın distalinde ve 6,47 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 7. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında az da olsa sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 44a-b).

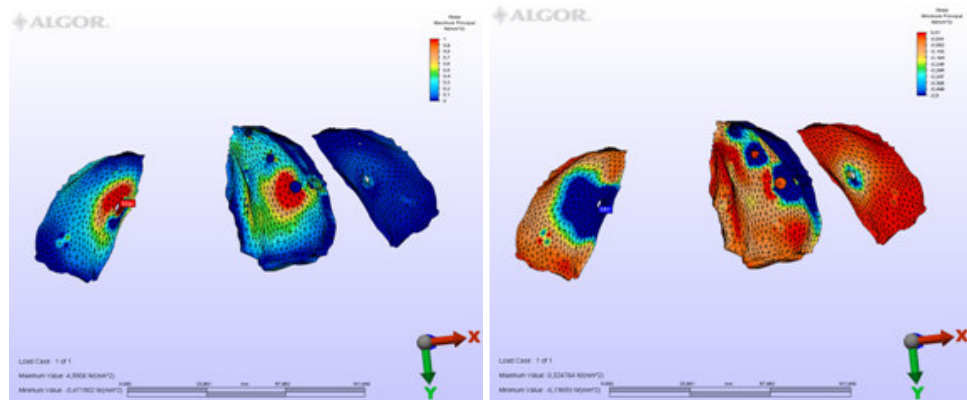
4. 1. 7. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 45-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

7. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam taraftaki zigomatik implanta yakın dental implantın bukkalinde ve 1,52 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam taraftaki zigomatik implanta yakın dental implantın bukkalinde ve 3,94 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 7. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin belirgin olarak daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 45a-b).

4. 1. 7. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

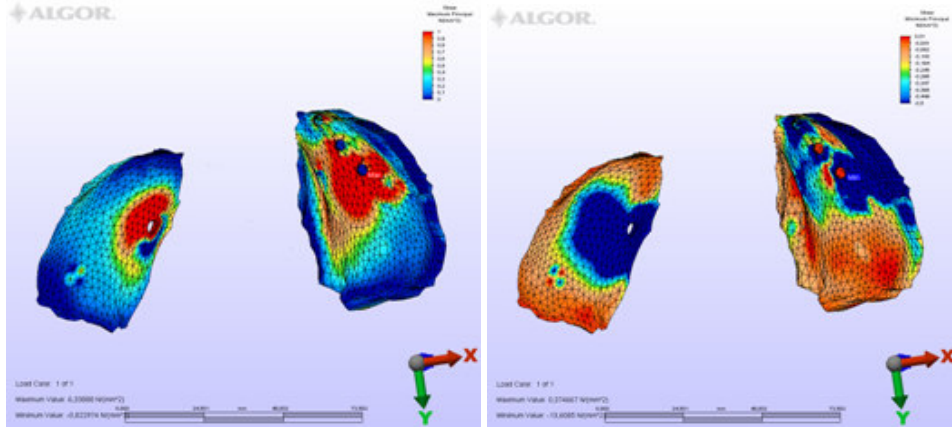


Şekil 46-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

7. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi defekt tarafındaki zigomatik implantın mezialinde ve 4,99 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de defekt tarafındaki zigomatik implantın distalinde ve 6,19 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 7. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 46a-b).

4. 1. 8. Model 8'deki stres bulguları

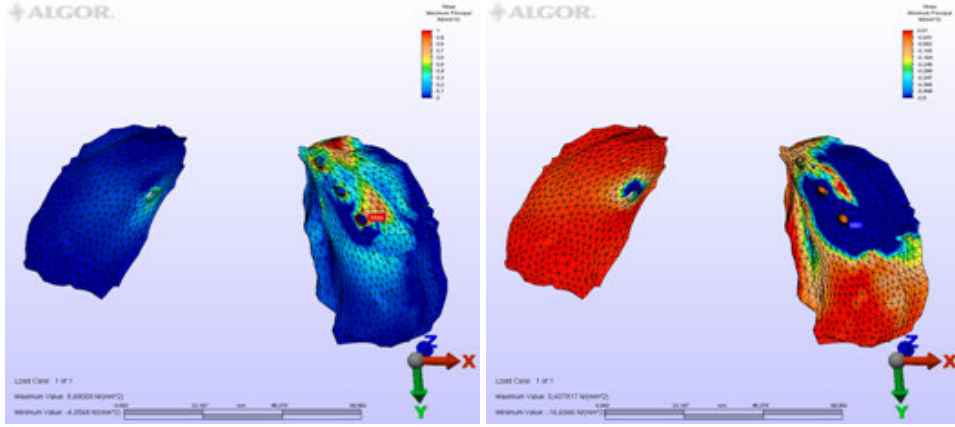
4. 1. 8. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 47-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

8. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta en distaldeki dental implantın distalinde 6,34 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam tarafta en distaldeki dental implantın distalinde 13,61 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 8. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin belirgin olarak daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 47a-b).

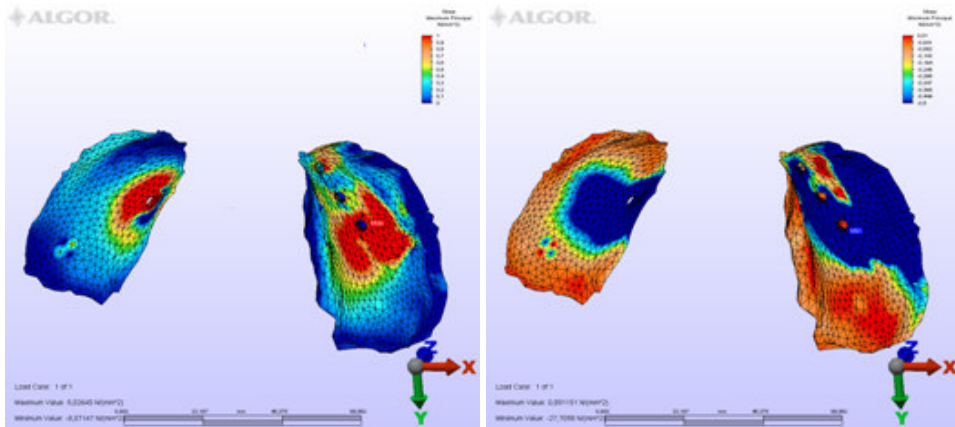
4. 1. 8. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Şekil 48-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

8. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta en distaldeki dental implantın bukkalinde 5,68 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam tarafta en distaldeki dental implantın distalinde 16,63 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 8. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin belirgin olarak daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 48a-b).

4. 1. 8. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları



Şekil 49-a.Maksimum principle stress dağılımı b.Minimum principle stress dağılımı

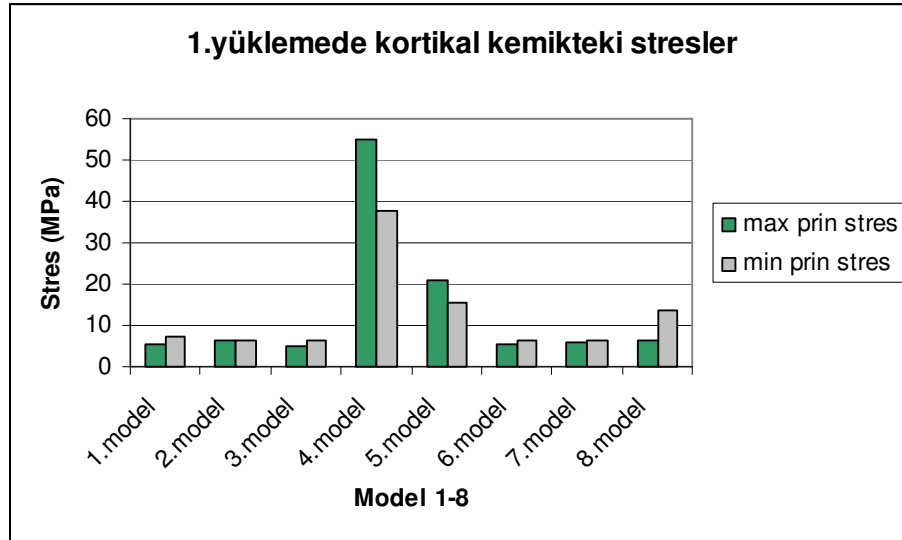
8. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağlam tarafta en distaldeki dental implantın bukkalinde 9,02 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağlam

tarafıta en distaldeki dental implantın distalinde 27,71 MPa olarak bulundu. Bu değere göre 8. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin belirgin olarak daha baskın olduğu görülmektedir (Şekil 49a-b).

4.2.Maksimum ve minimum principle stress bulgularının değerlendirilmesi

4.2.1.Yüklemelere göre maksimum ve minimum principle stress bulgularının değerlendirilmesi

4.2.1.1.Birinci yüklemedeki maksimum ve minimum principle stress bulguları:



Grafik 1. Birinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler

1.yüklemede, kortikal kemikte **maksimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değeri 4. modelde 55,02 MPa, en düşük değeri ise 3. modelde 4,98 MPa olarak bulundu. 1.yüklemede kortikal kemikte maksimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 3. model < 1. model < 6. model < 7. model < 8. model < 2. model < 5. model < 4. model şeklindedir. Ayrıca 4 ve 5 no'lu model hariç

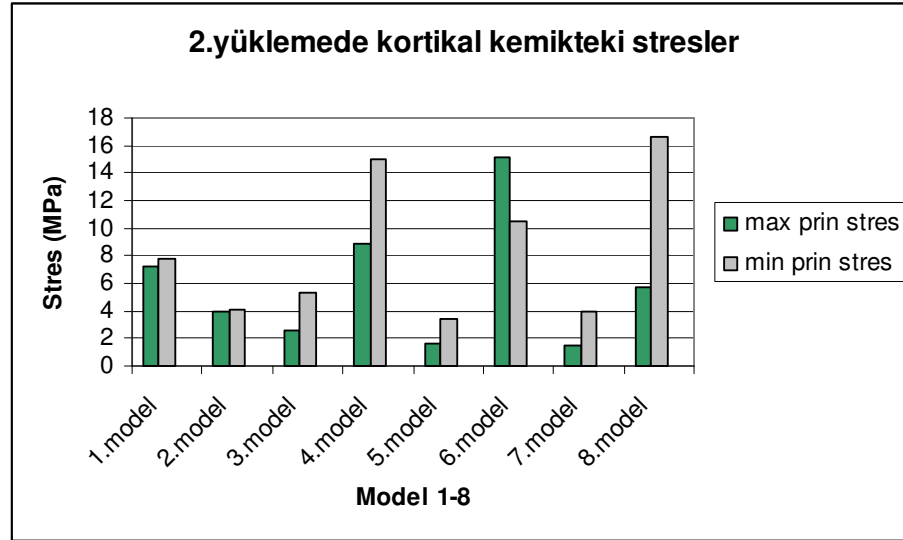
tüm modellerde stres değerleri birbirine çok yakın değerlerde iken 4 no'lu modelde stres yaklaşık 4 kat, 5 no'lu modelde stres yaklaşık 2 kat artmıştır.

1. yüklemede, kortikal kemikte **minimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 4. modelde 37,95 MPa, en düşük değer ise 3. modelde 6,16 MPa olarak bulundu. 1. yüklemede kortikal kemikte minimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 3. model<7. model=2. model<6. model<1. model <8. model<5. model<4. model şeklindedir. Ayrıca 4, 5, 8 no'lu model hariç tüm modellerde stres değerleri birbirine çok yakın değerlerde iken 4 no'lu modelde stres yaklaşık 4 kat, 5 ve 8 no'lu modellerde stres yaklaşık 2 kat artmıştır.

1. yüklemede, kortikal kemikte maksimum ve minimum principle stress değerleri 8 no'lu model hariç tüm modellerde birbirine yakın değerlerdedir. Sadece 8 no'lu modelde minimum principle stress, maksimum principle stress'in iki katı civarındadır.

1. yüklemede, 4 ve 5 no'lu modellerde gerilme stresi baskınken; 1, 3, 6, 8 no'lu modellerde sıkışma stresi baskın ve 2 no'lu modelde sıkışma ve gerilme yaklaşık aynı oranda baskın bulunmuştur.

4.2.1.2.İkinci yüklemedeki maksimum ve minimum principle stress bulguları:



Grafik 2. İkinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler

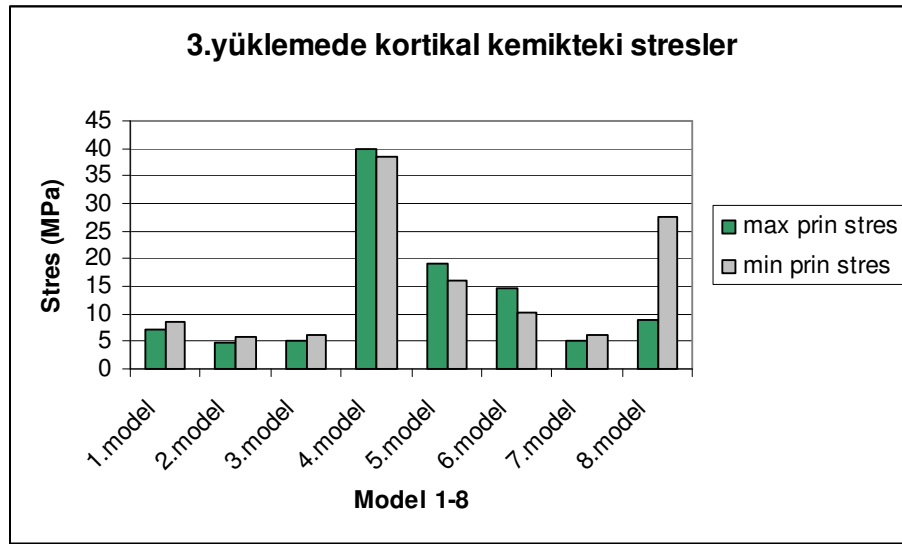
2. yüklemede, kortikal kemikte **maksimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 6. modelde 15,10 MPa, en düşük değer ise 7. modelde 1,52 MPa olarak bulundu. 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 7. model<5. model<3. model<2. model<8. model<1. model<4. model<6. model şeklindedir.

2. yüklemede, kortikal kemikte **minimum principal stressler yönünden** en yüksek değer 8. modelde 16,63 MPa, en düşük değer ise 5. modelde 3,43 MPa olarak bulundu. 1. yüklemede kortikal kemikte minimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 5. model<7. model<2. model<3. model<1. model<6. model<4. model<8. model şeklindedir.

2. yüklemede, kortikal kemikte 6 no'lu model hariç tüm modellerde minimum principle stress daha fazlayken sadece 6. modelde maksimum principle stress daha fazla çıkmıştır.

2. yüklemede, sadece 6 no'lu modelde gerilme stresi baskınken: 1, 3, 4, 5, 7, 8 no'lu modellerde sıkışma stresi baskın ve 2 no'lu modelde sıkışma ve gerilme stresleri yaklaşık aynı oranda baskın bulundu.

4.2.1.3.Üçüncü yüklemedeki maksimum ve minimum principle stress bulguları:



Grafik 3. Üçüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler

3. yüklemede, kortikal kemikte **maksimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 4. modelde 40,01 MPa, en düşük değer ise 2. modelde 4,70 MPa olarak bulundu. 1.yüklemede kortikal kemikte maksimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model<7. model=3. model<1. model<8. model<6. model<5. model<4. model şeklindedir. Ayrıca 4, 5 ve 6 no'lu model hariç tüm modellerde stres değerleri birbirine çok yakın değerlerde iken 4 no'lu modelde stres yaklaşık 5 kat, 5ve 6 no'lu modelde stres yaklaşık 2 kat artmıştır.

3. yüklemede, kortikal kemikte **minimum principal stressler yönünden** en yüksek değer 4. modelde 38,54 MPa, en düşük değer ise 2. modelde 5,88 MPa olarak bulundu. 1. yüklemede kortikal kemikte minimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama:

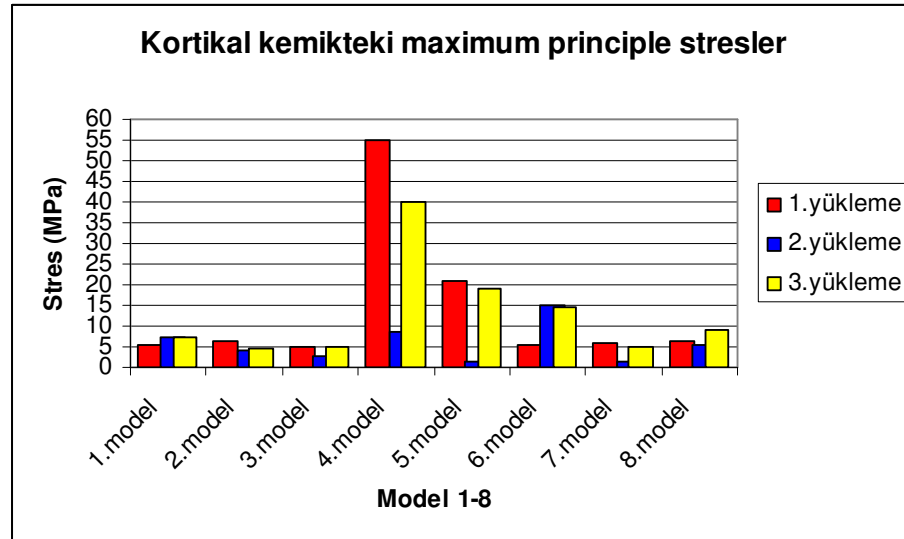
2. model<3. model<7. model<1. model<6. model<5. model<8. model<4. model şeklinde. Ayrıca 4 ve 8 no'lu model hariç tüm modellerde stres değerleri birbirine çok yakın değerlerde iken 4 no'lu modelde stres yaklaşık 5 kat, 8 no'lu modelde stres yaklaşık 3 kat artmıştır.

3. yüklemede, kortikal kemikte maksimum ve minimum principle stress değerler 8 no'lu model hariç tüm modellerde birbirine yakın değerlerdedir. Sadece 8 no'lu modelde minimum principle stress, maksimum principle stress'in 3 katı civarındadır.

3. yüklemede, 5 ve 6 no'lu modellerde gerilme stresi baskınken; 1, 2, 3, 7, 8 no'lu modellerde sıkışma stresi baskın ve 4 no'lu modelde sıkışma ve gerilme yaklaşık aynı oranda baskın bulundu.

4.2.2.Maksimum ve minimum principle stress'ler yönünden stres bulgularının değerlendirilmesi

4.2.2.1.Kortikal kemikteki maksimum principle stress (gerilme stresi) bulguları:



Grafik 4. Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki maksimum principle stress'ler

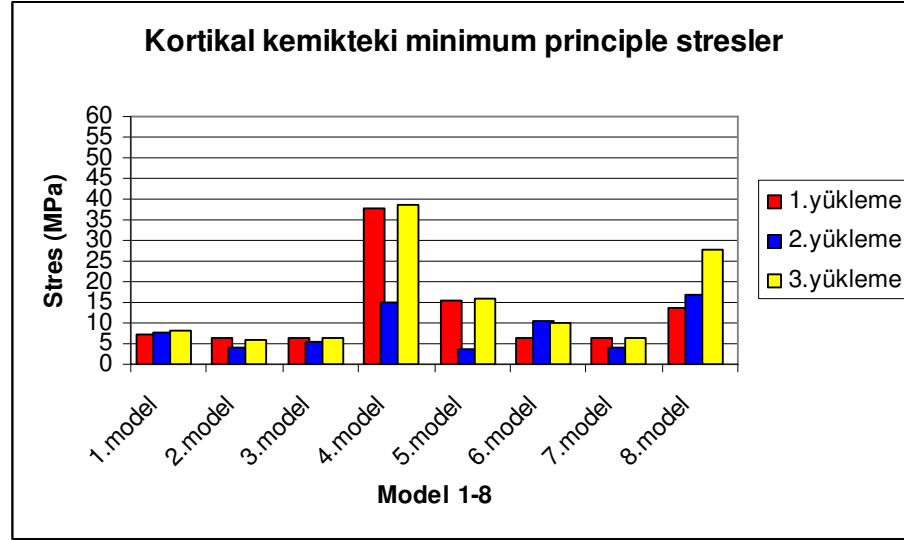
Kortikal kemikteki **maksimum principle stress'leri** modellerin kendi içerisinde yüklemeler yönünden kıyasladığımızda:

1. modelde → 1. yükleme < 2. yükleme = 3. yükleme
2. modelde → 2. yükleme < 3. yükleme < 1. yükleme
3. modelde → 2. yükleme < 1. yükleme < 3. yükleme
4. modelde → 2. yükleme < 3. yükleme < 1. yükleme
5. modelde → 2. yükleme < 3. yükleme < 1. yükleme
6. modelde → 1. yükleme < 3. yükleme < 2. yükleme
7. modelde → 2. yükleme < 3. yükleme < 1. yükleme
8. modelde → 2. yükleme < 1. yükleme < 3. yükleme

Kortikal kemikteki maksimum principle stress'leri modellere göre değerlendirdiğimizde; 1 ve 6 no'lu modeller harç tüm modellerde en az stresin 2. yüklemde olduğunu görülmektedir. 1 ve 6 no'lu modellerde en az stres 1. yüklemde oluştu.

Kortikal kemikteki maksimum principle stress'leri modellere göre değerlendirdiğimizde; 4 ve 5 no'lu model hariç tüm modellerde 1. yükleme, 2. yükleme ve 3. yüklemeler birbirine yakın değerlerde iken 4 ve 5 no'lu modellerde 2.yüklemedeki stresler diğer yüklemelere göre yaklaşık olarak 5 kat daha az bulundu.

4.2.2.2.Kortikal kemikteki minimum principle stress (sıkışma stresi) bulguları:



Grafik 5. Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki minimum principle stress'ler

Kortikal kemikteki **minimum principle stress'leri** modellerin kendi içerisinde yüklemeler yönünden kıyasladığımızda:

1. modelde → 1. yüklem < 2. yüklem < 3. yüklem
2. modelde → 2. yüklem < 3. yüklem < 1. yüklem
3. modelde → 2. yüklem < 1. yüklem < 3. yüklem
4. modelde → 2. yüklem < 1. yüklem < 3. yüklem
5. modelde → 2. yüklem < 1. yüklem < 3. yüklem
6. modelde → 1. yüklem < 3. yüklem < 2. yüklem
7. modelde → 2. yüklem < 3. yüklem < 1. yüklem
8. modelde → 1. yüklem < 2. yüklem < 3. yüklem

Kortikal kemikteki minimum principle stress'leri modellere göre değerlendirdiğimizde; 1, 6 ve 8 no'lu modeller hariç tüm modellerde en az stresin 2. yüklemde olduğunu görülmektedir. 1, 6 ve 8 no'lu modellerde en az stres 1. yüklemde oluştu.

Kortikal kemikteki minimum principle stressleri modellere göre deęerlendirdiđimizde; 4 ve 5 no'lu model harię tım modellerde 1. yůkleme, 2. yůkleme ve 3. yůklemeler birbirine yakın deęerlerde iken 4 no'lu modelde 2. yůklemedeki stres yaklařık 2,5 kat, 5 no'lu modelde 2. yůklemedeki stres diđer yůklemelere gůre yaklařık 3 kat daha az bulundu.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda; tek taraflı maksiller defektli dişsiz bir hastaya yapılan implant destekli obturatörde, zigomatik ve dental implantların değişik sayıda ve lokalizasyonda kullanıldıklarında oluşan streslerin miktarlarının ve alanlarının incelenmesi için 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (FEA) yöntemi kullanılmıştır.

Bu çalışmanın amacı, farklı implant tasarımlarıyla oluşturulan 8 ayrı modelin temsil ettiği sistemleri gerçek hayattaki durum ile bire bir karşılaştırmak değildir. Gerçek hayatta hastadan hastaya değişiklik gösterebilecek birçok parametre mevcuttur. Bilgisayar ortamında hedefe yönelik olarak daha yalın ve tüm şartlar için sabit kabul edilen parametrelere yer verilmiştir. Oluşturulan çalışma düzeneği, farklı modelleri bilgisayar ortamında birbirleri ile karşılaştırmak için uygundur.

Julius Wolff 1870 yılında, kemik remodelasyonunun fonksiyonel kuvvetler altında rezorbsiyon-apozisyon mekanizması ile gerçekleştiğini ortaya atmıştır¹¹⁰. Bu görüş, günümüzde de birçok araştırmacı tarafından kabul edilmektedir. Diş implantlarında implant çevresinde kemik seviyesinin değişmeden sabit kalması uzun dönemde başarıyı garantileyen göstergelerden birisidir. Mekanik yüklemelerin, implantların uzun dönem başarısında kritik bir rol oynadığı bilinir. Her ne kadar kesin mekanizmalar tam olarak anlaşılamamış da olsa, implantın çevresindeki kemikte yüklemeler sonucu oluşan strese bağlı olarak bir takım değişimlerin meydana geldiği bilinmektedir. İmplantların aşırı yüksek veya düşük strese yol açacak özellikleri kemikte rezorpsiyon ya da atrofiye neden olabilir^{90,110}. Kemik üzerinde aşırı stres yoğunluğu nekroza, bunun sonucu olarak da o bölgedeki kemikte rezorbsiyona neden olur. Diğer yandan düşük stres yoğunluğu da kemik atrofisine neden olur. Örneğin; bir diş çekildiğinde o bölgedeki kemikte kayıp olur¹¹¹. Kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisindeyse, kemik yıkım ve yapımı bir dengededir ve kemik seviyesi korunur. Aşırı rezorbsiyona neden olan kritik stres değerinin varlığı kabul edilmektedir ancak tam olarak ne kadar olduğu bilinmemektedir. Şu anda rezorpsiyon ve apozisyonun eşit olduğu stres değeri ideal stres değeri olarak kabul edilmektedir. Bu seviyenin altında veya üstündeki değerlerde kemikte atrofi veya rezorpsiyon ortaya çıkmaktadır¹¹⁰.

Hassler ve arkadaşları¹¹², Wolff kanunları ve kemik remodelasyonu prensiplerine dayandırarak tavşan kemiklerinde yaptıkları çalışmada en fazla kemik büyümesinin 1,8 MPa'lık sıkışma streslerinde

başladığını, bunun 2,8 MPa'lık kontrol değerine kadar devam ettiğini ve bu değerden sonra kemikte rezorpsiyon başladığını tespit etmişlerdir.

Rieger ve arkadaşları¹¹⁰ kemiğin sağlığını koruyabilmesi için 1,4-5,0 MPa arasında bir strese ihtiyaç olduğunu, bu aralığın dışındaki stres değerlerinin kemikte rezorpsiyona yol açtığını belirtmişlerdir.

Biz de çalışmamızda zigomatik ve dental implantların etrafında oluşabilecek stres miktarlarını değerlendirdik. Bu çalışma sonucunda hangi planlamanın implantların etrafında en ideal stres dağılımı sağlayacağını bulmayı amaçladık.

Weischer ve arkadaşları⁵⁷ maksiller defetli hastada rezidüel maksilladaki dental implantların uygun olmayan stres dağılımından dolayı kısa süreli memnuniyet yarattığını, rezeksiyon bölgesindeki doku eksikliğine bağlı olarak retansiyon sistemlerinde problemler oluşturduğunu ve ilave retansiyon ve destek için rezeksiyon bölgesindeki veya karşıt bölgedeki zigomatik kemiğe implant yerleştirilmesinin uygun olabileceğini söylemişlerdir.

Maksillanın tamamı veya tamamına yakını rezeke edildiğinde implant yerleştirilecek yeterli maksiller kemik bulunamaz ya da standart implantların yerleştirilmesi sonucu etkin bir tedavi elde edilemezse karşıt ark stabilizasyonu sağlanamayacağından implantlarda zararlı etkiler oluşabilir. Bu durumu önlemek için, zigomatik implantlardan yararlanılır. Ayrıca, bu şekilde protezin retansiyon ve stabilitesi de artmış olur^{18,19,47,55-60}.

Tümör cerrahisi sonrası, maksiller defektli hastaların tedavisinde zigomatik implantlar kullanılarak protezin stabilizasyonu artırılır ve hastanın yaşam kalitesi geliştirilir⁷⁰. Zigomatik implant kullanımı kemik greftlenme ihtiyacını ortadan kaldırır, tedavi süresini kısaltır ve hastalık riskini azaltır⁶³.

Hastalar; zigomatik ve standart dental implantların birleştirilmesiyle tedavi edilebildiği gibi, standart dental implant yerleştirmek için yeterli kemik olmadığı durumlarda sadece bilateral zigomatik implantlarla da tedavi edilebilir^{18,19}.

Schmidt ve arkadaşları¹⁸ maksiller rezeksiyonu takiben zigomatik implantla tedavi edilen hastalarla ilgili yaptıkları çalışmalar sonucunda maksiller defektli hastalarda zigomatik ve dental implantların birlikte kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Landes¹¹³ değişik derecelerde maksilla rezeksiyonu geçirmiş hastalarda 28 zigomatik implant ve 23 dental implantın 14-53 aylık takibi sonucu başarı oranını %71 olarak belirtmiştir.

Malavez ve arkadaşları⁴⁷ 55 hastaya yerleştirilmiş 103 zigomatik implantın protez yapıldıktan sonra başarı indexini inceledikleri çalışmada hiçbir zigomatik implantın fibröz enkapsülasyon göstermediğini ve tüm implantların fonksiyonel olarak tatmin edici olduğunu bildirmişlerdir.

Parel ve arkadaşları¹⁹ 24 maksillektomi ve 3 yarık damak hastasında kullandıkları 65 zigomatik implantta 6 yıllık takip sonucu hiçbir implantın kaybedilmediğini belirtmişlerdir. Bedrossian ve Stumpel⁶² 44 zigomatik ve 80 dental implant yerleştirdikleri 22 hastada 34 aylık takip sonucu zigomatik implantlarda %100, dental implantlarda %91,25 başarı oranını tespit etmişlerdir.

2004 yılında Branemark ve arkadaşları¹¹⁴ 28 hastanın 5-10 yıllık takip sonucu 52 zigomatik implantın başarı oranının %94 ve 106 dental implantın başarı oranının %73 olduğunu bildirmişlerdir. Değişik çalışmalarda zigomatik implantla ilgili 8 yıllık başarı oranı %82-%100 arasında tespit edilmiştir⁶³. Bu çalışmalarda en düşük başarı oranının onkolojik hastalarda çalışıldığı için elde edildiği göz ardı edilmemelidir⁶³.

Maksiller defetli hastalarda zigomatik implantların ne kadar önemli ve etkili olduğunu yukarıdaki çalışmalardan anlamaktayız. Literatürde zigomatik implantların kullanımıyla ilgili çok fazla uzun dönem çalışması olmamasına rağmen bunlar maksiller defektli hastalarda destek amacıyla kullandıklarında yüksek oranda başarı tespit edilmiştir (%96). Bu konudaki çalışmalar arttırılırsa zigoma implantlarının limitlerini, özel kullanım alanlarını, yapılacak tedavinin başarısını önceden tahmin edebilme şansımız olabilir^{18,19}. Bu yüzden zigomatik implantlarla ilgili biyomekaniksel bir çalışma yapmayı uygun bulundu.

Karmaşık geometrilerden kaynaklanan problemler için, analitik çözümün sağlanabilmesi zordur. Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizi gibi sayısal metotların kullanımı gereklidir. Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık mekanik problemlerin çözümünün sağlanması için problem sahasını çok sayıda küçük ve basit elemanlara ayırarak işlem yapan bir tekniktir. Bu teknik problem sahası için tek bir çözüm fonksiyonu aramak yerine her sonlu eleman için çözüm fonksiyonu formüle edip ve tüm gövdeye çözüm sağlayıp bunları kombine eden bir yöntemdir. Sonlu elemanlar stres analizinde tüm sahaların elemanlara ayrılması için bir ağ gereklidir. Ağ, elemanlar, düğümler ve belirlenen sınır durumlarını belirleme işlemleri problem elemanlarının yeniden yapılması şeklinde açıklanır⁹⁰.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde, dokuların matematiksel modelleri bilgisayar ortamında oluşturulurken çoğunlukla dokuların detayları tamamen gerçekte olduğu gibi taklit edilemez. Bu açıdan bakılınca matematiksel yöntemlerin deneysel yöntemlerin yerini tam olarak tutamayacağı söylenebilir, fakat incelenecek olan değişken dışındaki diğer bütün parametrelerin sabit tutulabilmesi sonlu elemanlar stres analiz yönteminin belki de en önemli avantajıdır. Bu şekilde; bir deneysel planlama, klinik araştırma yöntemlerinde mümkün olmamaktadır. Araştırmacı; kolaylıkla model geometrisi, yükleme tipi ve sınır koşulları gibi parametreleri değiştirebileceği gibi, çalışmayı da istediği zaman tekrarlayabilir. İn vivo testlerde ise, bu avantajların elde edilmesi imkansızdır¹¹⁵.

Bu yöntem, dik ve yatay çiğneme basınçlarından oluşan aksiyal kuvvetlerin, kemik ve implantlarda oluşturduğu stresler hakkında bilgi vermektedir. İmplantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı, gerilimlerin çevre kemiğe aktarılma biçimidir. İmplantlardan çevre dokulara yük transferi; yüklemenin tipine, kemik-implant ara yüzeyine, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protezin tipine ve çevreleyen kemiğin kalitesine ve miktarına bağlıdır. Sonlu elemanlar stres analizi araştırmacılara kortikal kemik ile implant arası ve implantın apeksi ile spongiyöz kemik arasında gelişebilecek stresi tahmin edebilme imkanı vermektedir. Böylece, o bölgedeki kemiğin özelliklerine en uygun implantın şekli, boyutu, tasarım ve pozisyonlarının seçimi mümkün olur⁹⁰.

Birçok araştırmada; implant biyomekaniğinde kullanılan stres analiz yöntemlerinden, üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin diğerlerine üstün olduğu ve sonuçlarının da in-vitro çalışmalarda elde edilenler verilerle yakın olduğu ortaya çıkmıştır^{50,90,107,116,117}.

Biamonte ve arkadaşları¹¹⁷ 1996 yılında yaptıkları bir çalışmada sonlu elemanlar stres analizinde elde edilen sonuçların in vitro çalışmalarla paralellik gösterdiğini saptamışlardır.

İmplantlardaki biyomekaniksel yüklemeleri değerlendirmede; matematiksel hesaplamaların kullanıldığı fotoelastik stres analizi, iki veya üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ve gerinim ölçer analiz yöntemi (SGA) günümüzde yaygın olarak kullanılan tekniklerdir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi stres davranışının neredeyse tamamını bize gösterebildiği için iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizinden çok daha iyi bir tekniktir¹¹⁸⁻¹²¹.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ve gerinim ölçer analiz yöntemi doğru klinik çıkarım yapmak için implantlardaki biyomekaniksel yükleri değerlendirmede yaygın olarak kullanılmaktadır. Gerinim ölçer analiz yöntemi dental implantlara uygulanması; gerinim ölçerlerin ve ilişkili yapıların elektriksel direnci sayesinde olur, statik ve dinamik yükleme altında hem in vivo hem in vitro ölçüm yapmamıza olanak sağlar^{119,122}.

Karşılaştırmalı çalışmalar fotoelastik stres analizi ve in vitro gerinim ölçer analiz yöntemi verileri arasında bir tutarsızlık olduğunu gösteriyor¹²³. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ve gerinim ölçer analiz yöntemi arasında elde edilen sonuçlar yönünden karşılıklı uyum vardır¹¹⁷. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi modelinde protezin okluzal yüzeyindeki önceden belirlenen noktalara tam ve doğru yükleme yapılabilmesine rağmen İn vivo ve in vitro gerinim ölçer tekniğinde karşıt diş veya bir gereçle yapılan yükleme periyodunda kuvvet iletimindeki bazı faktörlerden dolayı tam ve doğru yükleme yapılamayabilir. Stres ölçeklerini yerleştirirken hafif kaymalar olabilir ve implantın açılanması üç boyutlu sonlu elemanlar modelindeki kadar tam doğru olmayabilir. Gerinim ölçer analiz yönteminde fiziksel deney tekniğinin doğasından kaynaklanan bazı hataların olma olasılığı yüksektir¹¹⁹.

Gerinim ölçer analiz yöntemi; şu anda klinik yüklemelerin canlı dokularda ölçümüne izin veren tek teknik olmasına rağmen, sadece bağlantının olduğu bölgede ölçüm yapılabilmesi ve diğer bölgelere ait verilerin alınamaması gibi dezavantajlar belirtilmiştir¹²⁴. Desteklerdeki ve altın vidalardaki ölçümler kaydedilemez. Bu ölçümler ancak 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde, 3 boyutlu simulasyon ve non-lineer kontak analiz sonucu belirlenebilir. Bu tip analiz vital parametrelerin

(örneğin; vidaların) sıkıştırma kuvvetlerinin etkisine veya implant boynunun iç tasarımının etkisinin değerlendirilmesine olanak sağlar¹¹⁹.

Akça ve arkadaşları¹¹⁶ 2002 yılında yaptıkları bir çalışmada dental implant üzerinde meydana gelen streslerin incelenmesinde sonlu elemanlar stres analizi ile gerinim ölçer analiz yöntemini kıyaslamışlardır. Her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen gerilmelerin miktarları konusunda bir fikir birliğine varılmıştır. Gerinim ölçer analiz metodunda FEA' ya nazaran daha yüksek değerlerde veriler elde edilmiş olsa da bunlar anlamlı farklılıklar olarak nitelendirilmemiştir. Modelleme açısından kıyaslandığında ise, FEA'nın daha hassas ve ayrıntılı bir model elde edilmesine müsaade ettiği sonucuna varılmıştır.

Birçok analiz yöntemine alternatif olan sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlerden üstün olan nitelikleri şunlardır¹²⁵:

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

Bununla birlikte; sonlu elemanlar modeli, gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan, doğal davranışın tüm detaylarını burada oluşturmak günümüz koşullarında olanaksızdır. Bu nedenle, deneysel bir çalışma, sonlu elemanlar yönteminde olduğu gibi, sadece matematiksel deneylere dayalı olmamalıdır. Ancak bunun yanında tasarlanan matematiksel model, bilgisayarda oluşturulduğundan tamamen kontrol altındadır. Araştırmacı, test koşullarını istediği şekilde değiştirerek, parametreleri ve geometriyi ayarlayabilir; analizi istediği sayıda tekrarlayabilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, araştırmacıya yapılacak analiz için çok değerli bir kaynaktır⁹⁰.

FEA, sıklıkla bir yapının kendisinin ya da o yapının bir parçasının belirlenen kuvvet altındaki davranışını incelemeye kullanılır. Fiziksel bir problemin matematiksel modele dönüştürülmesi belirli varsayımlar gerektirir ki, bu modelin oluşturulması ve analizinin yapılabilmesi için önemli bir önkoşuldur. Kemik-implant ara yüzündeki ilişkinin histolojik özellikleri araştırmacıları problemi basite indirgemeye zorlamaktadır. Bu varsayımlar FEA sonuçlarının doğruluğunu belirgin oranda etkilemektedir. Ancak birçok çalışmada FEA, diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve birbirleriyle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir^{126,127}.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının ilk örnekleri iki boyutludur. İleriki yıllarda bilgisayar ve yazılım teknolojilerindeki gelişmeyle beraber üç boyutlu çalışmalar ağırlık kazanmıştır. Üç boyutlu modellemenin iki boyutlu modellemeye göre birtakım avantajları mevcuttur. Modellenecek yapının anatomisinin düzensizliği nedeniyle üç boyutlu modeller gerçeğe daha yakın modeller elde etmemizi sağlar; kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde daha doğru olur¹²⁵.

Mejer ve arkadaşları¹²⁸ 1993 yılında farklı modeller üzerinde yaptıkları çalışmada iki ve üç boyutlu modelleri kıyaslamışlardır. Üç boyutlu bir analizin gerçek bir değerlendirme olduğunu, iki boyutlu analizin ise kısa bir zaman içerisinde genel bir sonuç elde etmek amacıyla tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

FEA'da kullanılan 3 boyutlu modelleme yöntemi; farklı yükleme yönlerinin uygulanabilirliği implant-kemik birleşiminin mikromekanizmasının değerlendirilebilmesi, modelin ve elde edilen sonuçların gerçeğe yakın oluşu sebepleriyle tercih nedeni olmaktadır. İki boyutlu modeller, kalitatif sonuçların karşılaştırıldığı daha basit geometri gerektiren çalışmalarda kullanılmaktadır^{90,110,118,126-128}.

Üst yapı, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde stres dağılımları ve sayısal değerleri hesaplaması, ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle kemik, implantlar ve protezin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonunun sağlanabilmesi gibi avantajları nedeniyle sonlu elemanlar gerilme analizi metodunu çalışmamızda analiz yöntemi olarak kullandık. Ayrıca modelin çok karmaşık olmasından dolayı gerçeğe en yakın sonuçlar elde etmek amacıyla 3 boyutlu modellemeyi tercih edildi.

Sonlu elemanlar stres analizinde başarının en önemli etkeni, çene kemiğinin en doğru şekilde modellenmesidir. Bazı iki boyutlu FEA çalışmalarında kemik, içerisinde implant bulunan basitleştirilmiş bir dikdörtgenimsi yapıda modellenmiştir. Bazı üç boyutlu FEA çalışmalarında ise; mandibula, kesiti dikdörtgen olan bir ark şeklinde modellenmiştir. Son yıllarda dijital görüntüleme yöntemlerindeki ilerlemeyle birlikte, anatomik olarak daha doğru modellerin yapılabilmesi mümkün olmaya başlamıştır. Bilgisayarlı tomografi (BT) ya da manyetik rezonans görüntüleme (MRI)'den elde edilen iki ya da üç boyutlu görüntü verilerini, direkt olarak FEA ağ örgü modelinin yapımı amacıyla kullanan özel yazılımlar buna örnek olarak verilebilir. Daha önceki kemik dansite ölçümlerinden elde edilen verilerin otomatik olarak hesaplamaya dahil edilmesi de mümkündür. Bu yöntem, kemik-implant sisteminin geometrisinin daha doğru modellenebilmesine olanak sağlamaktadır. Yakın gelecekte, ileri dijital görüntüleme yöntemleri sayesinde her bir hasta için FEA modellemenin mümkün, hatta yaygın olacağı düşünülmektedir⁹⁰.

Son yıllarda mikrofokus bilgisayarlı tomografi cihazlarının geliştirilmesiyle deneysel çalışmalarda daha yüksek çözünürlükte görüntüler elde etmek mümkün olmaktadır. Klasik bilgisayarlı tomografi cihazlarına göre daha az yıkıcı, daha hızlı ve kemik yapısının daha detaylı 3 boyutlu görüntüsünün elde edilmesinde üstünlük sağlamaktadır⁹⁴. Bu verilere dayanarak biz de çalışmamızda defektli maksillanın kesit görüntülerini, zigomatik kemiğin kesit görüntülerini elde etmek ve tüm bu görüntülerin uzaydaki konumlarını bilgisayar ortamına aktarabilmek için bilgisayarlı tomografiden yararlandık.

Jian ve arkadaşları¹²⁹ 2006 yılında 3 boyutlu FEA ile yaptıkları çalışmada tek taraflı defekti olan maksiller modeli oluştururken kesit aralığı 1mm olan bilgisayarlı tomografilerden yararlanmışlardır. Yine Ujigawa ve arkadaşları¹³⁰ 2007 yılında zigomatik implantın kuvvet analizini yaptıkları çalışmada kafatasını modellemek için 1mm kesit aralığındaki bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanmışlardır. Zhou ve arkadaşları¹³¹ transvers taranmış bilgisayarlı tomografi görüntülerinden daha gerçekçi üç boyutlu model elde edileceğini savunmuşlardır.

Bilgisayarlı tomografide görüntünün netliği ve detaylar kesit aralığına bağlıdır. Kesit aralığı azaldıkça netlik artar⁹⁴. Biz de çalışmamızda 0,3 mm kesit aralığında görüntüler elde ettik. Bu kesit aralığı diğer çalışmalarla kıyaslandığında oldukça net detaylar verebilen bir kesit aralığıdır. Çalışmamızda bilgisayarlı tomografiden elde ettiğimiz

görüntüleri 3d-Doctor yazılımında ayrıştırıp complex surface rendering yöntemiyle 3 boyutlu modellemeyi gerçekleştirdik.

Materyal özellikleri bir yapıdaki stres ve strain dağılımlarını büyük ölçüde etkiler. Bu özellikler sonlu elemanlar stres analizinde izotropik, ortotropik veya anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik bir materyalde özellikler her yerde aynıdır. Bundan dolayı sadece 2 tane materyal sabiti mevcuttur. Anizotropik bir materyalin ise, farklı yöntemlerle ölçüldüğünde farklı özellikleri mevcuttur. Anizotropinin derecesine göre (transvers izotropik, ortotropik) çok sayıda materyal sabiti vardır¹³². "Ortotropi" kelimesi ise; materyal biliminde, bir materyalin üç ortogonal yönde, farklı mekanik özellikler ve farklı mukavemete sahip olması şeklinde tanımlanır⁹⁶. Yapılan çalışmalarda elastisite modülü ve Poisson oranı sabitlerince karakterize edilen materyal özellikleri homojen ve lineer elastik olarak belirlenmiştir^{78,90,103,104,109-111}.

FEA çalışmalarında implantların, titanyum barların, protezin, kortikal ve spongiyöz kemiğin, akrilin, mukozanın elastisite modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel tek bir tablo yoktur. Bu değerler alınırken değişik çalışmalarda en çok kullanılan değerleri materyal metod bölümünde belirttiği şekilde (Tablo 3) kabul edilerek çalışmada kullanıldı.

Çoğunluğu uzun kemiklerde yapılmış biyomekaniksel çalışmalar kemiğin fiziksel özelliklerinin anizotropik ve nonhomojen karakterde olduğunu göstermektedir. Gerçekte maksilla ve mandibula kısmen plastik canlı dokulardır, dinamikler ve mekaniksel ortama göre farklı şekillere cevap verirler¹³³.

Sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda kullanılan materyallerin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir^{50,90,94,96,110,111,130,131}. Biz de çalışmamızda kullanılan materyallerin özelliklerini homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul ettik.

Literatürde yapılan pek çok FEA çalışmasında, kemik-implant arasında %100 bağlantı ve osseointegrasyon olduğu kabul edilmiştir. Ancak, klinik koşullarda hiçbir zaman hücresel düzeyde %100 kemik-implant teması mümkün değildir⁹⁰. Osseointegrasyon oranındaki azalmanın stres artışına neden olduğu açıklanmaktadır. Örneğin; osseointegrasyonun % 100'den %83'e düşmesiyle en yüksek streslerde

%5' lik artış gözleendiği bildirilmiştir¹³⁴. Çalışmamızda, yapılan FEA 'da kemik ve implantın lineer özelliğe sahip olması gerekliliği nedeniyle implantın, kortikal ve spongiyoz kemikle %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir. Bu çalışmada da kemik-implant ara yüzü yapışık varsayılmış ve tüm ara yüz boyunca sıkı bir temas olduğu kabul edilmiştir. Çalışmamızda tek bir model ve tasarımının analizini yaparak kliniğe veya farklı kuvvetlerin destekleyici dokulardaki biyolojik cevaplarına yönelik sonuçlar elde etmek amacımız değildir. Amacımız farklı protez tasarımlarını kendi aralarında karşılaştırmaktır. Her modelde %100 kemik teması olduğu için sonuçların bu amaç doğrultusunda yanıltıcı olmadığı düşünülebilir.

Cruz ve arkadaşları¹³⁵ 2006 yılında yaptıkları FEA çalışmasında kök formu ve silindirik yivli geometriye sahip implantları stres dağılımı yönünden karşılaştırdıkları çalışmalarında her iki geometri arasında stres dağılımı yönünden fark bulamamışlar ve stresin daha çok implant boynunda olduğunu tespit etmişlerdir. Ujigawa ve arkadaşları¹³⁰ kraniofasial yapılarda zigomatik implantın stres dağılımını inceledikleri FEA çalışmalarında implantların yüzey özelliklerini göz ardı edip yivsiz modellemişlerdir. Ying ve arkadaşları¹³⁶ tek taraflı maksiller defektli hastanın kafatasını modelledikleri ve kemik grefti ve zigomatik implantla tedavi arasında stres dağılımı yönünden karşılaştırdıkları FEA çalışmalarında zigomatik ve dental implantları yivsiz olarak modellemişlerdir. Çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde bazı basitleştirmelere gidilmesi, FEA çalışmalarının pek çoğunda kullanılmıştır. Sonuçların doğruluk oranını yükseltebilmek için, çalışmamızda bu durumdan mümkün olduğunca kaçınıldı. Fakat çalışmamızda kullandığımız modelin çok karmaşık olmasından dolayı yivli implant tasarımı artan eleman sayısı nedeniyle bilgisayar çözümünü zorlaştırırken analiz sonuçlarını çok az etkilemektedir¹³⁵. Eğer tek bir implantı veya küçük bir bölgeyi modelleseydik yivlerin modellenmesi önemli olabilirdi ama bizim modelimizde çok önem arz etmedi. Bu yüzden bizim çalışmamızda da İmplant modellemesine yivler dahil edilmedi.

Meijer ve arkadaşları¹²⁸ ve Clelland ve arkadaşları¹³⁷ üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yaptıkları çalışmalarda çalışma modelinin ayrıntılı olarak modellenmesinin son derece önemli olduğunu ve modeli oluşturan düğüm ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilen sonuçlara yakın olmasını sağladığını belirtmişlerdir. Bu yüzden, bizim çalışma modellerimiz ortalama 40000 düğümden ve 140000 elemandan oluşmaktadır. Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özelliklerinin düğüm noktası ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında oldukça fazla olduğu görülmektedir.

Literatürde overdenture protezlerde kullanılan üst yapı tiplerinin karşılaştırıldığı FEA çalışmaları incelendiğinde; üst yapıların protezi temsil eden parçalara sabitlendiği ya da protezi temsil eden herhangi bir modelleme yapılmadan kuvvetlerin direkt üst yapılar üzerine veya implantlar üzerine uygulandığı görülmektedir^{78,80,90,97,109,128-130,136}. Biz çalışmamızda gerçeğe uygun olacak şekilde defektle uyumlu obturatörü de modelleyerek kuvvetleri protezin üzerinden uyguladık. Bu şekilde çalışma zamanı ve zorluğu artmış olmasına rağmen daha gerçekçi ve hassas sonuçlar elde etmeyi amaçladık. Yine overenture'larla ilgili yapılan bütün FEA çalışmalarında çenenin her iki tarafı hep simetrik olarak modellenmiştir. Bizim çalışmamızda ise bu çalışmalardan farklı olarak çenenin sağ tarafı defektli yani kortikal ve spongiyöz kemik olmayacak şekilde modellendi. Bu yüzden, çalışmamızın değerlendirilmesi ve diğer çalışmalarla kıyaslanması güçleşmektedir.

Üç boyutlu bir FEA çalışmasında Papavasiliou ve arkadaşları¹³⁸ kortikal kemiğin olmamasının interfasiyal stresleri arttırdığını göstermişlerdir. Clift ve arkadaşları¹³⁹ ise implantın boyun kısmını çevreleyen kemiğin elastisite modülündeki 16 faktörlük bir azalmanın, uç stres düzeyinde yalnızca 2 kat azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda implantlar; boyun kısımları kortikal kemik içerisinde, gövde kısmı spongiyöz kemik içinde olacak şekilde yerleştirilmiştir. Akça ve İplikçioğlu¹⁴⁰ mandibular posterior dişsizlikte kanatlı uzantılarda kısa implantların etkisini inceledikleri 3 boyutlu FEA'da, kortikal kemik kalınlığını 1-1,5 mm olarak modellemişlerdir. Benzer şekilde Özgövde¹⁰ kortikal kemiği 1mm, Clelland ve arkadaşları¹³⁷ kortikal kemik kalınlığını 1,5 mm, Daas ve arkadaşları¹⁰⁹ ise kortikal kemiği 2mm olarak modellemişlerdir. Bizim çalışmamızda bu çalışmalara benzer şekilde kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm olarak modellendi.

Chun ve arkadaşları¹⁰⁸ 2003 yılında 4 tip overdenture ataçmanını karşılaştırdıkları FEA çalışmasında (rijit dalbo stud ataçman, yaylı hareketli stres kırıcı dalbo ataçman, hareketli dalro ataçman, hareketli o-ring ataçman) aynı tip yükleme altında ataçmanlar arasında stres dağılımı yönünden çok az fark bulunduğunu belirtmişlerdir.

İmplant destekli overdenture'ların implantlarla bağlantısını sağlayan ara parçaların birçok çeşidi olmasına rağmen bu çalışmada klinikte en çok kullanılan ball ataçmanlı ve barlı türleri tercih edildi.

Çeşitli sebeplerden dolayı hastaya sadece iki implant yerleştirilebiliyorsa üst yapı tasarımı olarak barlı tutucu yerine ball

ataçman kullanmak implantlarda ve kemikte daha az strese neden olur, stres dağılımının daha dengeli olur^{10,50,80,90,115,128,141}. Bu yüzden bu çalışmamızda 2 implant olan modellerde üst yapı olarak ball ataçman tercih edilirdi. İki'den fazla implant olan modellerde ise, barlı üst yapı kullanıldı.

İmplantları yerleştirirken anatomik oluşumlar göz önünde bulundurulmuştur. Zitzmann ve Marinello¹⁴² bar tutuculu implant üstü overdenture'larda implantların merkezleri arasında en az 10-12 mm mesafe olması gerektiğini yoksa sürtünme mekanizmasıyla tutuculuk sağlayan milli barın yapılması gerektiğini belirtmişlerdir. Buna göre bu çalışmada implantlar, merkezleri arasında en az 10-12 mm mesafe olacak şekilde maksillaya yerleştirildi.

Total protez kullanan hastalarda, yaşla birlikte çiğneme kas aktivitelerinde belirgin bir azalma görülmektedir. Bu hastaların maksimum ısırma kuvveti doğal dişli bireylerin yaklaşık %20-40'ı kadardır. Çiğneme kaslarındaki kuvvet kaybı diş kaybı ile birlikte azalmaktadır. Çiğneme kaslarından en önemlisi olan massetar kasın aktivitesindeki azalma hastanın çiğneme etkinliğini de azaltmaktadır^{132,143}. Mericske-Stern'e⁵⁰ göre total protez hastalarındaki ısırma kuvveti birkaç faktöre bağlıdır. Bunlar; kişinin ısırma kapasitesi, ağız açıklığının derecesi, protezin yapısı ve protezin altındaki dokulardaki ağırlardır. Craig'in⁹² belirttiğine göre; yapılan çalışmalar sonucunda doğal dişli bireylerde 1 ve 2. molarlarda 390-800 N arasında (ortalama 565 N), premolarlarda 288 N maksimum ısırma kuvveti tespit edilmiştir. Total protez hastalarında ise, bu değer premolarlar için ortalama 97,5 N ve molarlar için 106,5 N olarak ölçülmüştür⁹². İmplant üstü overdenture protez taşıyan hastalarda ısırma kuvvetinin 18-240 N olduğu çeşitli araştırmalar tarafından tespit edilmiştir^{10,24,92}. İmplant destekli hareketli protez kullanan yetişkin hastalarda maksimum ısırma kuvvetinin vertikal komponenti 42-412 N (ortalama 143 N) olarak ölçülmüştür²⁴. Wedel ve arkadaşları⁹³ 1994 yılında maksillofasiyal defekt protezi taşıyan 56 erkek, 42 bayan hastada yaptıkları çalışmada maksimum çiğneme kuvvetini sağ premolar bölgede erkek hastalarda 71 N, bayan hastalarda 49 N; kesici bölgesinde erkeklerde 48 N, bayanlarda 27 N; sol premolar bölgesinde erkeklerde 76 N, bayanlarda 53 N ve en iyi ısırma pozisyonunda ise erkeklerde 85 N, bayanlarda 74 N olarak bulmuşlardır. Yapılan literatür araştırmasında implant destekli obturatör hastalarında maksimum ısırma kuvvetinin miktarını belirten herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Kemikte ortaya çıkan gerilmeleri incelemek amacıyla yapılan çalışmalarda, kuvvetler sıklıkla çiğneme kuvvetlerinin en yoğun olduğu

bölge olan birinci molar diş bölgesinden veya tüm dişlere dağıtılarak uygulanmıştır. Tanino ve arkadaşları¹⁴⁴ 2007 yılında kuvvet kırıcıların maksiller implant destekli overdenture'lardaki stres dağılımını inceledikleri çalışmada 1. molar bölgesinden 100 N' luk vertikal yükleme yapmışlardır. Menicucci ve arkadaşları¹⁴⁵ 1998 yılında bar ataçman ve ball ataçmanlardaki stres dağılımını inceledikleri çalışmada 1. molar bölgesinden 35 N'luk vertikal yükleme uygulamışlardır. Jian ve arkadaşları¹²⁹ tek taraflı maksiller defektin ve üzerine yaptıkları hassas tutuculu parsiyel protezin stres analizini yaptıkları çalışmada vertikal yönde her anterior dişe 20 N, her premolara 40 N, her molarlara 80 N kuvvet uygulaması yapmışlardır. Daas ve arkadaşları¹⁰⁹ 2007 yılında mandibular implant destekli overdenture'larda rijit ve esnek ataçmanları karşılaştırdıkları 3 boyutlu FEA'da vertikal olacak şekilde molar bölgeden 100 N, kanin bölgesinden 55 N, anterior bölgeden 40 N vertikal yük uygulaması yapmışlardır. Ying ve arkadaşları¹³⁶ tek taraflı maksiller defektli hastanın kafatasını modelledikleri ve kemik grefti ve zigomatik implantla tedaviyi stres dağılımı yönünden karşılaştırdıkları FEA çalışmalarında her premolar dişe 35 N, her molar dişe 40 N olacak şekilde vertikal yük uygulaması yapmışlardır. Özgövde¹⁰ tek taraflı rezeksiyonlu üst çenede farklı implant üstü protez planlamalarını değerlendirdiği 3 boyutlu FEA'da çenenin sağlam tarafına olacak şekilde 1. molar bölgesinden 80 N vertikal, 40 N horizontal, kanin bölgesine 50 N vertikal, 25 N horizontal ve her iki bölgeye de vertikal ve horizontal kuvvetlerin bileşkesi şeklinde oblik kuvvetler uygulamıştır. Sağesen⁸⁰ içi boş silindir implant destekli overdenture'larda iki farklı üst yapı tipinin kemikteki stres dağılımına etkisini inceledikleri 3 boyutlu FEA'da düşey (90°) yüklemede 50 N, yatay (0°) yüklemede 14 N ve oblik (120°) yüklemede 100 N kuvvet uygulamıştır.

Helkimo ve arkadaşlarının¹⁴³ belirttiğine göre özellikle bayanlarda ilerleyen yaşla beraber maksimum ısırma kuvveti azalmakta, ayrıca 1. molar bölgede olan çiğneme merkezi daha meziale hatta 2. premolar civarına doğru kaymaktadır. Bu çalışmalardan yola çıkarak bu çalışmada 1. premolar dişe 40 N, 2. premolar dişe 40 N ve 1. molar dişe 70 N olacak şekilde vertikal yönde toplam 150 N kuvvet uygulamak uygun bulundu. Esas çiğneme daha mezialde gerçekleştiği için 2. molar dişe herhangi bir kuvvet uygulanmadı. Kuvvet miktarı olarak 150 N uygulanmasının sebebi implant destekli hareketli protez kullanan yetişkin hastalarda maksimum ısırma kuvvetinin vertikal komponentinin ortalama 150 N olmasıdır. Çalışmada gerçeğe en yakın sonuçlar bulmak amacıyla uygulanan kuvvet miktarı implant destekli overdenture'lardaki maksimum ısırma kuvveti kadar uygulandı. Bu durum, olası en kötü klinik durumu belirleme olanağı sağlamıştır.

Tüm diğ er çalışmalardan farklı olarak bu çalışmada kuvvet çenenin her iki yanına ayrı ayrı uygulandı. Yukarda bahsedilen çalışmalarda çenenin her iki yanı simetrik olarak modellendiği için tek tarafa kuvvet uygulaması yeterli olabilir. Fakat bizim çalışmamızda çenenin bir tarafı sağlam diğ er tarafı defektli yani asimetrik olduğu için iki tarafa da ayrı kuvvet uygulaması yapmak, sonuçların gerçekçiliği açısından çok önemlidir.

FEA ile yapılan çalışmaların çoğunda Von Misses Stress değerleri incelenmiştir. Maksimum Principle Stress (Gerilme Stresi) ve Minimum Principle Stress (Sıkışma Stresi) değerlerini inceleyen çok az çalışma vardır. Von Misses Stress değerleri implant veya metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Bu değerler implant materyalinde oluşan stresleri yorumlamak için önemli olabilir. Von Misses Stress değeri implant materyalinin yield noktasını aştığı zaman başarısızlık meydana gelir. Von Misses Stress değerleri implantın yield dayanımı (550 MPa) ile karřılařtırılır¹⁴⁰. Principle stress (Maksimum Principle Stress, Minimum Principle Stress) değerleri kemik gibi kırılgan (brittle) materyaller için önemlidir. Maksimum Principle Stress değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (kortikal kemik için 100 MPa) eşit veya ondan fazla olduğunda veya Minimum Principle Stress değeri en yüksek sıkışma dayanımına (kortikal kemik için 173 MPa) eşit veya ondan fazla olduğunda başarısızlık meydana gelir¹⁴⁰. Bundan ötürü kemik için Von Misses Stress değerlerinin incelenmesinin önemli olmadığı bildirilmiştir. Bu  alışmamızda kortikal kemikte oluşan Maksimum Principle Stress ve Minimum Principle Stress değerleri, lokalizasyonları ve dağılımları değerlendirildi.

Zigomatik implantlarla ilgili yapılan biyomekaniksel çalışmalar çok azdır. Yapılan detaylı literatür araştırmasına rağmen gerek yöntem, gerekse veriler yönünden çalışmamızla tam anlamı ile benzer araştırmaya rastlanamaması, nitel anlamda kıyaslamaları zorlaştırmaktadır. Kullanılan yöntem ve konu açısından araştırmamıza en çok benzeyen çalışmalarda stres dağılımları, gerek modellemenin kolay olması, gerekse klinikte sık karşılaşılan bir durum olması sebebiyle daha çok implant üstü overdenture'lerde incelenmiştir. Çalışmamızın sonuçları da, üst yapılarının da benzer olması sebebiyle genellikle bu araştırmalarla kıyaslanmıştır.

Konuyla ilgili pek çok çalışmada, implantın boyun kısmındaki kortikal kemik ve implant gövdesi boyunca spongiyoz kemikteki stres dağılımlarının incelenmesine karşın, bizim çalışmamızda en yüksek stres değerleri kortikal kemikte elde edildiği ve değerlendirme açısından bu

bulguların yeterli olacağı düşünülerek, implant gövdesiyle temasta olan spongiyöz kemikteki stresler değerlendirmeye alınmadı. Çalışmaların çoğunda implant başarısını olumsuz yönde etkileyecek en yüksek stres düzeylerinin, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte olduğu tespit edilmiştir^{10,80,134,138,144,145}.

Doğal dişin mikro hareketliliği nedeniyle okluzal kuvvet sonucu oluşan streslerin periyodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğinde dağıldığı, implantta ise streslerin servikal bölgedeki kortikal kemikte ve apekte yoğunlaştığı bilinmektedir¹⁴⁶. Kortikal kemiğin elastisite modülü spongiyöz kemikten daha fazla olduğu için, daha güçlüdür ve deformasyona daha fazla direnç gösterir¹⁴⁷. Bundan dolayı, başarısızlık daha çok kortikal kemikte veya implant ile olan bağlantısında oluşmaktadır⁹⁰. Kortikal kemiğin sıkışma streslerine, gerilme ve kesme tipi streslerden daha dayanıklı olduğu bilinmektedir. İmplant destekli protezlerin başarısı için, oluşturulan okluzal ilişkilerin daha çok sıkışma stresleri oluşturacak nitelikte olmasına dikkat edilmesi gerekir¹⁴⁷.

Cruz ve arkadaşları¹³⁵ 2006 yılında yaptıkları çalışmada alt çene 1. molar bölgesine yerleştirdikleri kök formu ve silindirik yivli iki implant arasındaki stres dağılımını inceledikleri 3 boyutlu FEA çalışmalarında implantların tepesinden uzun eksene paralel olacak şekilde vertikal yönde 100 N'luk kuvvet uygulamışlardır. Çalışmaları sonucunda her iki tip implant arasında stres dağılımı yönünden fark bulmamışlar ve en yüksek streslerin implantların boynu etrafındaki kortikal kemikte olduğunu belirtmişlerdir.

Menicucci ve arkadaşları¹⁴⁵ 1998'de yaptıkları çalışmada alt çenede her iki tarafta kaninler bölgesine yerleştirdikleri iki implantla desteklenmiş barlı ve ball ataçmanlı üst yapıları karşılaştırdıkları 3 boyutlu FEA çalışmasında en yüksek stresleri yine implantların boynu etrafındaki kortikal kemikte bulmuşlardır.

Clelland ve arkadaşları¹³⁷, vida tipli implantlarda aksiyal yük altında mezial ve distal streslerin bukkal ve lingual streslere oranla çok daha az olduğunu göstermişlerdir. Kemikteki en yüksek stres ise lingual tarafta implantın boyun kısmındaki kortikal kemikte saptanmıştır. Benzer bir implant türü üzerinde yürütülen bir radyolojik çalışmanın bulguları ise implantın mezial ve distalindeki kemik kayıplarına dikkat çekmektedir. Yazarlar implantın bukkal ve lingualindeki kemiğe olan yük transferinin klinik öneminin ise halen tam olarak anlaşılamadığını belirtmişlerdir⁹⁰.

Chun ve arkadaşları¹⁰⁸ 2005 yılında üst çenedeki overdenture'larda farklı ataçmanların stres dağılımını inceledikleri 3 boyutlu FEA' da aynı yükleme altında tüm ataçman tiplerinde benzer stres dağılımları olduğunu ve en yüksek streslerin implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte olduğunu belirtmişlerdir.

Akça ve İplikçioğlu¹⁴⁰ mandibular posterior dişsizlikte kanatlı uzantılarda kısa implantların etkisini inceledikleri 3 boyutlu FEA 'da, en yüksek sıkışma ve gerilme streslerini implantın servikal bölgesindeki kortikal kemiğin bukkal ve lingualinde tespit etmişlerdir.

2000 yılında Sağesen⁸⁰ alt çenede barlı ve ball ataçmanlı üst yapılar kullanarak yapılan implant üstü overdenturelerdeki stres dağılımını horizontal, vertikal ve oblik kuvvetler uygulayarak 3 boyutlu FEA metodu ile incelemiş, her üç kuvvette en yüksek stres değerlerinin implantın boynu etrafındaki kortikal kemik tabakasında oluştuğunu, bu sonuçların klinikte implantların servikal bölgesinde karşılaşılan mezial ve distal kemik erimesiyle desteklendiğini bildirmiştir. Geng ve arkadaşları⁹⁰ implantın çevresindeki kemiğin kalite ve kantitesi'nin implanttan kemiğe yük transferini etkilediğini, yapılan hemen hemen tüm FEA çalışmalarında en yüksek streslerin implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Meijeer ve arkadaşları¹¹¹ 1993 yılında iki implantlı ball ataçmanlı ve barlı üst yapılarda alt çenedeki implant destekli overdenture'lara gelen düşey, yatay ve oblik yüklerin kemikte yarattıkları stresleri 3 boyutlu FEA ile değerlendirmişler. Araştırmada, düşey kuvvet uygulamasında iki implantlı barlı modelde en yüksek gerilme değerleri distobukkalde, iki implantlı ball ataçmanlı modelde ise en yüksek değer distolingulade ve her ikisinde de implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte tespit edilmiştir.

Bu çalışmada bu çalışmalara benzer şekilde tüm modellerde ve tüm yüklemelerde en yüksek stres değerleri implantın servikalindeki kortikal kemikte tespit edildi.

Modellerimizde streslerin en yüksek değere ulaştığı bölgeler kritik bölgelerdir. Aynı model içerisinde farklı bölgelerde daha düşük stres değerleri ölçülebilir, ama kritik önem taşımaz. Çünkü kuvvet arttırıldığında dayanım sınırını ilk önce aşacak bölge streslerin (gerilme stresi, sıkışma stresi) en yüksek seviyede olduğu bölgedir. Bu sebeple, bütün modellerde

her yükleme koşulunda implantlar çevresindeki kortikal kemikte elde edilen en yüksek streslerin ortaya çıktığı bölgeler kemik yıkımının görülebileceği bölgeleri ifade etmektedir. Karşılaştırma yapılırken elde edilen en yüksek streslere göre karşılaştırma yapılmıştır. Stresin en yüksek çıktığı bölgelerin neresi olduğu göz ardı edilmiştir. En düşük stres değerleri saptanan model en avantajlı, en yüksek stres değerleri saptanan model en dezavantajlı olacaktır. En yüksek stresin çıktığı model implantın dolayısıyla protezin en başarısız olduğu model olarak değerlendirilecektir. Çünkü implant destekli herhangi bir protezde implantlardan herhangi birinin kaybı tüm protez sisteminin başarısızlığıyla sonuçlanacaktır.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının amacı, kuvvet uygulaması sırasında cismin bütünlüğünün ilk önce hangi noktada bozulacağını araştırılmasıdır. Bu yüzden değerlendirmelerin bu kuvvete göre yapılması gerekmektedir. Yapılacak olan FEA çalışmalarında da, farklı şekillerde kuvvetlerin uygulanmasının ve karşılaştırmaların en yüksek değerleri ortaya koyan kuvvetlere göre yapılmasının faydalı olacağı düşünüldü. Sadece sağlam taraftan yapılan yüklemeler sonucu yapılan değerlendirmeler yetersiz kalacaktır. Çünkü gerçekte hastalar hiçbir zaman çenesinin sadece bir tarafıyla çiğneme yapmaz. Daha gerçekçi karşılaştırmalar yapılabilmesi için defekt tarafından da yükleme yapılması uygun bulundu.

Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle, sonlu elemanlar analizinden elde edilen sonuçlar nicel açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamaz⁸⁰. Bu sonuçlar ancak nitel anlamda, streslerin dağılım yerleri ve yoğunluğu açısından karşılaştırılabilir⁸⁰. Yapılan detaylı literatür araştırmasına rağmen gerek yöntem, gerekse veriler yönünden çalışmamızla tam anlamı ile benzer bir araştırmaya rastlanmaması, nitel anlamda kıyaslamaları da zorlaştırmaktadır. Yapılan çalışmalarda genelde alt çene kullanılmış ve çenenin iki tarafının farklı şekilde yani asimetrik modellendiği ve her iki tarafa da ayrı ayrı kuvvet uygulaması yapılan herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Sağesen⁸⁰ 2000 yılında implant destekli overdenture'larda farklı üst yapı tasarımları için gerçekleştirdikleri 3 boyutlu FEA'da, iki implantlı topuz başlı, iki implantlı barlı, dört implantlı barlı tasarımların oluşturduğu gerilme ve sıkışma streslerini incelemiştir. Çalışmasında vertikal, yatay ve oblik kuvvet uygulaması yapmıştır. Oblik ısırma kuvveti uygulandığında, iki implantlı topuz başlı ve barlı modellerde en yüksek gerilme streslerinin dört implantlı modeldekinden oldukça fazla olduğunu, ancak yatay ve düşey doğrultudaki ısırma kuvvetlerinde ise daha az farklılık oluştuğunu tespit etmiştir. En yüksek sıkışma streslerinde de,

oblik kuvvet uygulandığında farklılaşma fazla olurken; yine yatay ve düşey ısıрма kuvveti uygulanan iki implantlı ve dört implantlı modeller arasında bu stres değerlerinde çok fazla bir farklılığın olmadığını belirtmiştir.

Bizim çalışmamızda çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant ve sağlam tarafa en ön bölgeye bir adet dental implant yerleştirdikten sonra sağlam taraftaki zigomatik ve dental implantların arasındaki bölgeye yerleştirilen implant sayısına göre oluşturulan barlı modellerde (2, 3, 7 no'lu modellerde); sağlam tarafta zigomatik ve dental implant arasındaki bölgede iki adet dental implant olan 3. model, bir adet dental implant olan 7. model ve bu bölgede hiç implant olmayan 2. model'dir. Bu modelleri kıyasladığımızda sağlam taraftaki implant sayısının artması oluşan stres miktarları yönünden belirgin bir üstünlük sağlamamış hatta bazı yüklemelerde dezavantaj yaratmıştır. (Örneğin: bu bölgede iki adet implantın olduğu 3. modelde defekt tarafından yapılan yüklemde oluşan stres miktarı (2,56 MPa), bu bölgede bir adet dental implantın olduğu 7. modelde defekt tarafından yapılan yüklemde oluşan stres miktarından (1,52 MPa) daha fazladır.) Bu yönüyle bizim çalışmamız Sağesen⁸⁰'in çalışmasıyla paralellik göstermemektedir. Bu sonuç modelleme ve yükleme farklılığından kaynaklanmış olabilir.

Çankaya¹⁴⁸ 2006 yılında implant üstü tüm ark köprülerde alt çene şeklinin, boyutlarının ve değişik implant dizilimlerinin kortikal kemikte yarattığı stresleri incelediği 3 boyutlu FEA çalışmasında, kantileversiz planlamalarda, 6 yerine 8 implant kullanılmasının posterior yüklemeler açısından bir avantaj yaratmadığını belirtmiştir. Biz, implant üstü overdenture'larla çalışmamıza rağmen implant sayısının stres dağılımına etkisi düşünüldüğünde çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant ve sağlam tarafa en ön bölgeye bir adet dental implant yerleştirdikten sonra sağlam taraftaki zigomatik ve dental implantların arasındaki bölgeye yerleştirilen implant sayısına göre oluşturulan barlı modellere bakıldığında (2, 3, 7 no'lu modeller); implant sayısının artışıyla stres miktarının paralel bir şekilde azalmadığı görüldü. Bu yönüyle çalışmamızın sonucu bu çalışmaya benzer şekilde bulunmuştur.

Chao ve arkadaşları¹⁴¹ implant üstü overdenture'larda stres dağılımı yönünden implant sayısının daha az öneme sahip olduğunu, stres dağılımının daha çok protezin tasarımı ve uygulanan kuvvetin yönüyle ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da stres dağılımının; implant sayısı ile değil daha çok protez tasarımıyla ve kuvvetin şekliyle değiştiği görülmektedir.

Özgövde¹⁰ rezeksiyonlu dişsiz üst çenede değişik implant üstü protez planlamalarının kemikte oluşturduğu stres dağılımlarını 3 boyutlu FEA ile incelemiştir. Bu amaçla dört implant destekli sadece ball ataçmanlı, dört implant destekli sadece bar tutuculu, dört implant destekli ball ataçmanlı ve bar tutuculu, üç implant destekli sadece ball ataçmanlı, üç implant destekli sadece bar tutuculu olmak üzere 5 çeşit protez modeli oluşturmuştur. Bu modellere vertikal, horizontal ve oblik kuvvet uygulaması yapmıştır. En yüksek stres değerlerini implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte tespit etmiştir. Bu çalışmada sadece premaksiller bölgeye yerleştirilen 3 implantta; üst yapıda sadece ball ataçman kullanılan tasarımın sadece barlı üst yapıya oranla daha az stres değerleri oluşturduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde sağlam tarafa zigomatik implant ve sağlam taraftaki en ön bölgeye dental implant yerleştirilen ball ataçmanlı model'deki (model 5) stres miktarları tüm yüklemelerde çenenin sağlam tarafına premaksiller bölgeye 3 adet dental implantın yerleştirildiği barlı model'den (model4) daha az stres oluşturduğu görüldü. Model 5'te posteriordaki implantın zigomatik implant olmasına rağmen stres miktarındaki farklılığın implant tipinden değil daha çok protez üst yapı tasarımındaki farklılıktan kaynaklandığı düşünülebilir.

Özgövde¹⁰ çalışmasında premaksillaya yerleştirilen 3 implanta ek olarak tüber bölgesine eklenen bir implantın stres dağılımına etkisini incelemiştir. Çalışma sonucunda tüber bölgesine eklenecek olan implant ile her üst yapı çeşidinde en yüksek stres değerlerinin hemen hemen yarıya indiği bulunmuştur. Bizim çalışmamızda ise, bu çalışmaya benzer şekilde çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant ve sağlam tarafa en ön bölgeye bir adet dental implant yerleştirdikten sonra sağlam taraftaki zigomatik ve dental implantların arasındaki bölgeye yerleştirilen implant sayısına göre oluşturulan barlı modeller (2, 7, 3 no'lu modeller) kıyaslandığında, implantın sayısının artmasıyla paralel şekilde en yüksek stres değerlerinin azalmadığı görülmektedir. Bunun nedeninin, her üç modelde de en anterior ve en posterior implantların yerlerinin hiç değişmeyip sadece bu iki implant arasındaki implant sayısının artmasından, modellemedeki asimetrik tasarımdan ve yükleme tiplerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Çelik¹⁴⁹ 2006 yılında implant destekli overdenture uygulamalarındaki implant sayısı, implantların birbirine paralel ve açılı yerleştirilmesi ve üst yapı planlamalarının implantlarda oluşturduğu stresleri incelediği fotoelastik stres analizi çalışmasında; implantlar etrafında oluşan stresleri implant sayısı açısından incelediğinde implantların açılı veya birbirine paralel yerleştirildiği her iki durumda da iki ve dört implantlı modeller arasında stres dağılımı yönünden herhangi bir

fark olmadığını belirtmiştir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer şekilde 2, 3, 7 no'lu modeller arasında implant sayısının artmasıyla ters orantılı olarak stres azalması söz konusu değildir. İmplant sayısı ile stres miktarı arasında direkt bir ilişki tespit edilmemiştir. Meijer ve arkadaşları¹⁵⁰ 1994 yılında implant üstü overdenture'larda implant sayısı ve mandibulanın kret yüksekliğinin stres dağılımına etkisini inceledikleri FEA çalışmasında, implant sayısının artmasıyla en yüksek strese azalma olmadığını, stres miktarındaki artışın esas olarak kret yüksekliğiyle ilişkisi olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışma da bizim çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir.

Sadowsky ve Caputo¹⁵¹ 2004 yılında iki veya üç implant yerleştirilmiş alt çenede değişik implant üstü overenture'ların, implantların çevresinde oluşturdukları gerilmeleri fotoelastik yöntemle incelemişlerdir. Sonuç olarak iki implantlı ball ataçmanın üç implantlı bar tutuculu proteze göre daha iyi stres dağılımı sağladığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da çenenin sağlam tarafına premaksiller bölgeye 3 adet dental implantın yerleştirildiği barlı model (model 4) ve sağlam tarafa zigomatik implant ve sağlam taraftaki en ön bölgeye dental implant yerleştirilen ball ataçmanlı model (model 5) kıyaslandığında; bu çalışmaya benzer şekilde iki implantlı ball ataçmanlı model'deki (model 5) stres miktarlarının tüm yüklemelerde üç implantlı barlı model'den (model 4) daha az ve stres dağılımının daha iyi olduğu görüldü.

Pek çok klinisyen implant konumlarının ve bağlantı planının belirlenmesinin implant destekli protezlerin uzun ömürlülüğü ve stabilitesini etkileyen en önemli kararlar olduğunu düşünmektedir. Kregzde¹⁵² protez bağlantıları ve implant konumlarının stres dağılımını etkilediğini belirtmiştir. İmplantlardaki stres dağılımının en ideal olmasını sağlamak amacıyla çene kemiklerinin, dişlerin, pek çok implant sayısı, konum ve protez tasarımının 3 boyutlu FEA modellemesini yapmıştır. Farklı protez bağlantı planları ve implant konumlarında, implantlara gelen stres düzeyleri arasındaki fark % 1000'e kadar varabilmektedir¹⁵⁰. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde 8 farklı implant planlamasına uygun 8 farklı protez tasarımlarının 3 boyutlu stres analizinde stres dağılımının umulanın aksine çok değişiklik gösterdiği bulunmuştur.

İki implant içeren ball ataçmanlı modeller kıyaslandığında (1. model, 5. model, 6. model); her üç yüklemde de çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implantın yerleştirildiği ball ataçmanlı model' deki (1. model) streslerin, çenenin sağlam tarafında bir adet zigomatik ve en ön bölgede bir adet dental implantın olduğu ball ataçmanlı model (5. model) ve çenenin defekt tarafına bir adet zigomatik implant ve sağlam tarafına

en ön bölgeye bir adet dental implantın yerleştirildiği ball ataçmanlı model'e (6. model) oranla daha az olduğu görülmektedir. Sadece 5. modelde sağlam taraftan yapılan yüklemedeki stresler her iki modelden de az çıkmıştır. Birinci modeldeki streslerin daha az çıkmasının nedeni, çenenin her iki tarafında iki adet zigomatik implant olmasıyla açıklanabilir. Diğer modellerde 1 adet dental implant ve 1 adet zigomatik implant vardır. Zigomatik implantlar dental implantlardan daha uzun ve daha geniş olan implantlardır. Bilindiği gibi implant uzunluğu ve implant çapı stres dağılımını etkilemektedir. (İmplant çapı implant uzunluğundan çok daha fazla etkilemektedir.) Geniş ve uzun implantlar daha iyi stres dağılımı sağlamaktadır⁹⁰. Birinci modelde stres dağılımının daha iyi olmasının ikinci sebebinin ise implantların konumları olduğu düşünülebilir. Birinci modelde implantlar maksillanın her iki tarafına daha iyi yayıldığı için daha iyi stres dağılımı sağlamış olabilirler. Beşinci modeldeki stres dağılımının sağlam taraftan yapılan yüklemede 1. ve 6. modelden daha az çıkmasının sebebinin ise dental ve zigomatik implantın çenenin sağlam tarafında olması ve yüklemenin sağlam taraftan yapılması dolayısıyla eğilme momentinden oluşabilecek yüksek değerli streslerin engellenmesinden kaynaklandığı düşünülebilir. Sonuç olarak 1. model, 5. model ve 6. modeller kıyaslandığında (5. modeldeki sağlam taraftan yapılan yükleme hariç); 1. model en ideali, daha sonra 6. model ve en kötü 5. model olduğu söylenebilir.

Çenenin sağlam tarafına premaksiller bölgeye 3 adet dental implantın yerleştirildiği barlı modeli (4. model), bu modele en çok benzeyen çenenin sağlam tarafında bir adet zigomatik ve en ön bölgede bir adet dental implantın olduğu ball ataçmanlı model ile (5.model) kıyasladığımızda; tüm yükleme çeşitlerinde 5. modelin çok daha iyi olduğu söylenebilir. Dördüncü modelde bir dental implant fazla olmasına rağmen 5. modelde üst yapının bar tutuculu olması, 5. modelde en distaldeki implantın zigomatik implant olması ve zigomatik implantın 4. modeldeki en distaldeki implantın daha distaline yerleştirilmiş olması ve üst yapısının ball ataçmanlı olması dolayısıyla bu farkın ortaya çıktığı düşünülebilir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde Kenney ve Richards¹⁵³ 1998 yılında fotoelastik yöntemle yaptıkları çalışmada alt çenedeki iki implantın üzerine yapılan ball ataçmanlı ve bar ataçmanlı tutuculu iki overdenture protezi stres dağılımı yönünden kıyasladıkları çalışma sonucunda ball ataçmanlı üst yapının daha iyi stres dağılımı sağladığını belirtmişlerdir. Bu sonuca göre sağlam tarafa 3 adet dental implant yerleştirip bar ataçman kullanmak yerine 1 adet dental implant ve 1 adet zigomatik implant yerleştirip ball ataçman kullanmak daha iyi stres dağılımı sağlayabilmektedir.

Çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant ve sağlam tarafa en ön bölgeye bir adet dental implant yerleştirdikten sonra sağlam taraftaki zigomatik ve dental implantların arasındaki bölgeye yerleştirilen implant sayısına göre oluşturulan barlı modeller (2. model, 3. model ve 7. model) kıyaslandığında protez tasarımları aynı fakat sağlam tarafta en anterior ve en posterior implantlar arasındaki implant sayıları farklıdır. İkinci modelde bu bölgede hiç implant yokken, yedinci modelde bir adet implant var ve üçüncü modelde iki adet implant vardır. Sadece sağlam taraftan yapılan yüklemdeki gerilme streslerinde implant sayısının artmasıyla ters orantılı olarak stres miktarı da azalmaktadır. Diğer durumlarda implant sayısı ile stres miktarı arasında direkt bir ilişki tespit edilmemiştir. Chao ve arkadaşlarının¹⁴¹ belirttiğine göre implant üstü overdenture'larda stres miktarı implant sayısından daha çok protez tasarımıyla ilişkilidir. Bizim çalışmamızda da bu üç model arasında implant miktarıyla stres miktarı arasında direkt bir ilişki tespit edilememesinin sebebinin tasarımlarının aynı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir. En iyi tasarım birinci yüklemde üçüncü model, ikinci yüklemde yedinci model ve üçüncü yüklemde ikinci model olarak bulundu. Bu sonuca göre sağlam tarafa ilave implant yerleştirmek stres dağılımı yönünden belirgin bir avantaj sağlamamaktadır.

Çenenin defekt tarafına 1 adet zigomatik implant ve sağlam tarafına premaksiller bölgeye 3 adet dental implantın yerleştirildiği barlı model'i (8. model) çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant ve sağlam tarafına bir adet dental implant yerleştirilen barlı model (2. model), çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant ve sağlam tarafına iki adet dental implant yerleştirilen barlı model (7. model) ve çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant ve sağlam tarafına üç adet dental implant yerleştirilen barlı model (3. model) ile kıyaslandığında; tüm yüklemelerde 8. modelde daha yüksek stres değerleri elde edildiği görülmektedir. Protez tasarımının diğer modellerle benzermesine rağmen çenenin sağlam tarafındaki en distaldeki implantın diğer modellere göre daha anteriorda olmasının ve en distaldeki implantın bu modelde dental implant diğer modellerde zigomatik implant olmasının bu farkı yarattığı düşünülebilir. Sekizinci modelde dikkat çeken diğer bir özellik ise sıkışma streslerinin diğer modellere nazaran gerilme streslerinden çok daha fazla olmasıdır. Bu modelde sağlam tarafta en distalde zigomatik implantın olmamasının bu sonucu yarattığı düşünülebilir. Bu değerlere göre bu modelde sağlam tarafa bir adet zigomatik implant yerleştirmek stres dağılımı yönünden belirgin bir avantaj sağlamaktadır.

Ujigawa ve arkadaşları¹³⁰ 2007 yılında zigomatik implantların maksillofasiyal yapılarıdaki stres dağılımını inceledikleri üç boyutlu FEA çalışmasında; zigomatik implantın anteriorda 2 implantla

birleştirildiği ve zigomatik implantın tek başına kullanıldığı iki model oluşturmuşlardır. Çalışma sonucunda zigomatik implantın dental implantlarla birleştirildiği durumlardaki stres dağılımının tek başına zigomatik implantın kullanıldığı durumdan daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde zigomatik implantların diğer implantlarla bir bar vasıtasıyla birleştirildiği durumlardaki stres dağılımı tek başına zigomatik ve dental implantların olduğu durumdan daha iyi stres dağılımı oluşturduğu görüldü (8. model hariç). Sekizinci modeldeki farklılığın bu modelde sağlam tarafta en distalde zigomatik implant olmamasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Çenenin sağlam tarafına premaksiller bölgeye 3 adet dental implantın yerleştirildiği barlı model'e (4. model) ve çenenin sağlam tarafında bir adet zigomatik ve en ön bölgede bir adet dental implantın olduğu ball ataçmanlı model'e (5. model) bakıldığında her iki modelde de defekt tarafında zigomatik implant bulunmamaktadır. Bu modellerde defekt tarafından yapılan yüklemelerde sağlam taraftaki implantların etrafındaki kortikal kemikte çok yüksek stres değerleri oluşmuştur (4. modelde 55,02 MPa gerilme, 37,95 MPa sıkışma; 5. modelde 20,84 MPa gerilme, 15,56 MPa sıkışma). Buna göre defekt tarafına 1 adet zigomatik implant yerleştirilmesinin implantların etrafındaki kortikal kemikteki stres değerlerini çok büyük oranda azalttığı söylenebilir.

Bar tutuculu modellerde (2, 3, 4, 7, 8 no'lu modeller) sağlam taraftan yapılan yüklemeler, defekt tarafından ve her iki taraftan birden yapılan yüklemelere oranla oluşan stres miktarları yönünden belirgin bir üstünlük göstermektedirler. Bu üstünlüğün sağlam taraftaki alveolar ve zigomatik kemik desteğinin stres dağılımını azaltmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

Klinik araştırmaların pek çoğundan elde edilen bilgiler de, implant destekli overdenture'lardaki implantların kaybedilme nedenleri arasında üst yapılardaki yanlış tasarımlar sonucu oluşan aşırı yüklemeler ve streslerin ilk sıralarda yer aldığını doğrulamaktadır⁵³. Bu nedenlerle, gerek klinik gözlemler gerekse çalışmamız ve benzer araştırma sonuçları değerlendirilerek oluşturulan üst yapı planlamaları, implantların uzun süreli başarılarında etken olacaktır. İmplant başarısızlıkları implant üzerine gelen aşırı yükler sonucu oluşabileceğinden hekimin bir amacı da kuvvetlerin protetik planlamadan implantlara iletimini en uygun şekilde sağlamak ve implantları aşırı stresten koruyacak planlamalar yapmasıdır¹⁵³.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın gerçekleştirildiği deneysel metodun kısıtlamaları göz önünde bulundurularak, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tüm modellerde en yüksek streslerin implantın kortikal kemikle temasta olduğu boyun bölgesinde olduğu gözlenmiştir.

2. Maksiller defektli hastalarda defekt tarafına zigomatik implant yerleştirmek defekt tarafından uygulanan kuvvetlerde kortikal kemikteki stresleri büyük oranda azaltmaktadır.

3. Maksiller defektlerde defekt tarafına zigomatik implant ve sağlam tarafa üç dental implant yerleştirdikten sonra sağlam tarafa ilave bir zigomatik implant yerleştirmek, tüm kuvvet uygulamalarında stresleri büyük oranda azaltmaktadır. Çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant yerleştirip sağlam tarafta en ön bölgeye bir adet dental implant yerleştirdikten sonra sağlam taraftaki dental implant sayısını artırmak, stres dağılımı yönünden bir avantaj sağlamamaktadır.

4. Defektli hastalara sadece iki adet implant yerleştirilebiliyorsa stres dağılımı yönünden en ideal durum çenenin her iki tarafına iki adet zigomatik implant yerleştirmektir.

7. ÖZET

MAKSİLLER DEFEKTLERDE KUVVET DAĞILIMININ UYGULANAN İMPLANTLARIN TİP VE LOKALİZASYONLARINA GÖRE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmada maksiller rezeksiyon sonucu tek taraflı maksiller defekti olan dişsiz bir hastaya yapılan implant destekli obturatörde, implantların değişik tipte ve lokalizasyonda kullanıldıklarında kemikte oluşan streslerin miktarları ve alanları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelendi.

Çalışmada; defekli maksillaya zigomatik ve dental implantlar 8 ayrı şekilde yerleştirilmiş ve bu yerleştirmelere göre 8 ayrı obturatör tasarlandı. Üst yapı çeşidi olarak İki implantın olduğu modellerde ball ataçman, diğer modellerde ise bar ataçman kullanıldı ve obturatör üzerinden dik yönde 150 N'luk kuvvet 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar dişe dağıtılarak uygulandı. Birinci yükleme defekt tarafına, ikinci yükleme sağlam tarafa ve üçüncü yükleme her iki tarafa birden olacak şekilde üç çeşit kuvvet uygulaması yapıldı. Kortikal kemikte oluşan maksimum principle ve minimum principle stress'ler Algor (Fempro, USA) programında incelendi.

Tüm yüklemelerde en yüksek stresler implantların boynu etrafındaki kortikal kemikte oluştu. Defekt tarafına zigomatik implant yerleştirmenin defekt tarafından uygulanan kuvvetlerde kortikal kemikteki stresleri büyük oranda azalttığı belirlendi. Çenenin her iki tarafında zigomatik implantın olduğu barlı modellerde sağlam taraftaki implant sayısının artırılmasının, stres dağılımı yönünden belirgin bir avantaj sağlamadığı gözlemlendi. İki implantlı modellerde en iyi stres dağılımının iki implantın da zigomatik implant olduğu durumda sağlandığı tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: Zigomatik implant, maksiller defekt, obturatör, sonlu elemanlar stres analizi.

8. SUMMARY

EVALUATING THE DISTRIBUTION OF FORCE IN MAXILLARY DEFECTS ACCORDING TO THE TYPES AND LOCALIZATIONS OF THE IMPLANTS BY FINITE ELEMENTS ANALYSIS METHOD

In this study, in an implant-supported obturator made for an edentulous unilateral maxillary defect patient as a result of maxillary resection, when different types and localizations of the implants were used, the stress values and distribution areas in the bone were investigated by finite elements stress analysis method.

In the present study, zygomatic and dental implants were placed to the defected maxilla in 8 different ways and 8 different obturator were designed according to these ways. As a superstructure, ball attachments were preferred in models with two implants and bar attachments were preferred in the other models. 150 N vertical force was loaded by distributing it to the first premolar, second premolar and first molar teeth. Three different loadings were applied. First loading was applied to the defected area, second loading was applied to the undefected area and third one was applied to both areas. Maximum and minimum principle stresses in the cortical bone were investigated in the Algor (Fempro, USA) programme.

For all loadings, the highest stress values occurred at the cortical bone around the neck of the implant. It was determined that for placing a zygomatic implant to the defected area decreased the stresses occurred in the cortical bone dramatically for first loading. It was observed that in the models which have one zygomatic implant each side of maxilla with bar attachments, increasing the number of the implants in the undefected area has no positive effect on the stress distribution. It was determined that in the models with two implants, the best stress distribution occurred when both of the implants were zygomatic implants.

Key words: Zygomatic implant, maxillary defect, obturator, finite elements stress analysis.

9. KAYNAKLAR

1. Yazıcıoğlu H, Yaluğ S. An alternative method for fabricating a closed hollow obturator: a clinical report. J Oral Sci 2002 Dec; 44(3-4): 161-164.
2. Beumer T, Curtis AT, Firtell DN. Maxillofacial rehabilitation prosthodontic and surgical consideration. St. Louis: The C.V. Mosby Co; 1979.
3. Çöttert S. Çene Yüz Protezleri. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No:19; 2003.
4. Gay WD, King GE. Applying basic prosthodontic principles in the dentulous maxillectomy patient. J Prosthet Dent 1980; 43: 433-435.
5. Mentag PJ, Kosinski TF. Increased retention of a maxillary obturator prosthesis using osseointegrated intramobile cylinder dental implants: A clinical report. J Prosthet Dent 1988; 60: 411- 415.
6. Noras Y. Diş Hekimliği Tarihi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları B10; 1973.
7. Keskin H, Özdemir T. Çene Yüz Protezleri, İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları; 1995.
8. Taylor TD. Clinical Maxillofacial Prosthetics. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc; 2000.
9. Muğan N. Çene-Yüz Protezi. İstanbul: Gençlik Basımevi; 1979.
10. Özgövde N.O. Rezeksiyonlu Dişsiz Üst Çenede İmplant Üstü Protez Planlamalarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Metoduyla İncelenmesi, Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2003.

11. Acar OT. Obturatör Protez Kullanan Orta Hat Maksiler Rezeksiyonlu Hastalarda Yaşam Kalitesinin Araştırılması. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2004.

12. Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part I: classification. J Prosthet Dent 1978; 40: 554-557.

13. Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part II: design principles. J Prosthet Dent 1978; 40: 656-662.

14. Brown JS, Rogers SN, McNally DN, Boyle MA. A modified classification for the maxillectomy defect. Head Neck 2000; 22: 17-26.

15. Gasempour MY. Obtüratör Bulbunun Protez Retansiyon ve Stabilitesi Üzerinde Araştırma. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 1993.

16. Payne AGL, Welton WG. An inflatable obturator for use following maxillectomy. J Prosthet Dent 1965; 15(4): 759-764.

17. Seymour B, Barnhard B. Direct conversion of a solid obturator to a hollow obturator prosthesis. J Prosthet Dent 1989; 62(1): 58-60.

18. Schmidt BL, Pogrel MA, Young CW, Sharma A: Reconstruction of extensive maxillary defects using zygomaticus implants. J Oral Maxillofac Surg 2004; 62(2): 82-89.

19. Parel SM, Branemark PI, Ohrenell LO, Svensson B: Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. J Prosthet Dent 2001; 86: 377-381.

20. Okay DJ, Genden E, Buchbinder D, Urken M. Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects. J Prosthet Dent 2001; 86: 352-363.

21. Firtell DN, Grisius RJ. Retention of obturator-removable partial dentures: a comparison of buccal and lingual retention. J Prosthet Dent 1980; 43: 212-217.
22. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969; 3(2): 81-100.
23. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. J Maxillofac Surg 1981; 9: 15-25.
24. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue- Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
25. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. 1 st ed. Tokyo: Quintessence Publ. Co. Ltd; 1989.
26. Çalış A.C. Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının; Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2006.
27. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent 1986 Feb; 55(2) :243-247.
28. Misch CE. Dental implant prosthetics. St Louis: Mosby Inc; 2005.
29. Babbush CA. Dental implants principles and practise. London: Mosby-Wolfe; 1991.
30. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. GÜ Dişhek Fak Derg 2007; 24: 51-56.

31. Lazzara RJ, Celletti R, Etienne D, Jansen C, Donath K. Clinical manual of implant dentistry. New York: Oxford University Press; 2004.
32. NIH Consensus Conference Statement: dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988 Winter; 3(4): 290-293. Review.
33. Balshi TJ, Lee HY, Hernandez RE. The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patients. A preliminary report. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 89-98.
34. Albrektsson T, Zarb D, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986;1(1): 11-25.
35. Worthington P, Branemark PI. Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the maxillofacial region. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1992.
36. Ueda M, Kaneda T, Takahashi H. Effect of hyperbaric oxygen therapy on osseointegration of titanium implants in irradiated bone: A preliminary report. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 41-44.
37. Parel SM, Branemark PI, Jansson T. Osseointegration in maxillofacial prosthetics Part I: Intraoral applications. J Prosthet Dent 1986; 55: 490-494.
38. Roumanas ED, Nishimura RD, Davis BK, Beumer III J. Clinical evaluation of implants retaining edentulous maxillary obturator prostheses. J Prosthet Dent 1997; 77: 184-190.
39. Weischer T, Mohr C. Ten-year experience in oral implant rehabilitation of cancer patients: Treatment concept and proposed criteria for success. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14: 521-528.
40. Roumanas ED, Freymiller EG, Chang TL, Aghaloo T. Implant-Retained Prostheses for Facial Defects: An Up to 14-Year Follow-up

Report on the Survival Rates of Implants at UCLA. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 325-332.

41. Parel MS, Tjellström A. The United States and Swedish experience with osseointegration and facial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 75-79.

42. Tolman DE, Taylor PF. Bone-anchored craniofacial prostheses study :Irradiated patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11: 612-619.

43. Granström G, Bergström K, Tjellström A, Branemark PI. A detailed study of titanium fixture implants lost in irradiated tissues. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 653-662.

44. Eser E, Wagner W. Dental implants following radical oral cancer surgery and adjuvant radiotherapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 552-557.

45. Brogniez V, Lejuste P, Pecheure A, Reyhler H. Dental prosthetic reconstruction of osseointegrated implants placed in irradiated bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 506-512.

46. Taylor TD, Worthington P. Osseointegrated implant rehabilitation of the previously irradiated mandible: Results of a limited trial at 3 to 7 years. *J Prosthet Dent* 1993; 69: 60-69.

47. Malevez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans P. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6-48 months follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 18-22.

48. Izzo SR, Berger JR, Joseph AC, Iazow SK. Reconstruction after total maxillectomy using an implant-retained prosthesis: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 593-595.

49. Sipahi C. İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon prensipleri. *Gülhane Tıp Dergisi* 2006; 48: 119-124.

50. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. *J Prosthet Dent* 1998; 79(1): 66-73. Review.
51. Hobkirk AN, Watson MR, Searson JJL, Zarb AG. *Introducing Dental Implants*. Toronto: Churchill Livingstone; 2003.
52. Esposito M, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: dental implants in zygomatic bone for the rehabilitation of the severely deficient edentulous maxilla. *Cochrane Database Syst Rev* 2005 Oct 19; (4): CD004151. Review.
53. Nelson K, Heberer S, Glatzer C. Survival analysis and clinical evaluation of implant-retained prostheses in oral cancer resection patients over a mean follow-up period of 10 years. *J Prosthet Dent* 2007 Nov; 98(5): 405-410.
54. Esposito M, Grusovin MG, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: bone augmentation techniques for dental implant treatment. *Cochrane Database Syst Rev* 2006 Jan 25; (1): CD003607. Review.
55. Uchida Y, Goto M, Katsuki T, Akiyoshi T. Measurement of the maxilla and zygoma as an aid in installing zygomatic implants. *J Oral Maxillofac Surg* 2001; 59: 1193-1198.
56. Uckan S, Oguz Y, Uyar Y, Ozyesil A. Reconstruction of a total maxillectomy defect with a zygomatic implant-retained obturator. *J Craniofac Surg* 2005; 16: 485-489.
57. Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 211-214.
58. Malevez C, Daelemans P, Adriaenssens P, Durdu F. Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. *Periodontol* 2000 2003; 33: 82-89.

59. Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Ide Y, Yamane G. Internal structure of zygomatic bone related to zygomatic fixture. *J Oral Maxillofac Surg* 2005; 63: 1325-1329.
60. Darle C: Branemark System Zygoma Fixture, A unique solution for rehabilitation of the severely resorbed maxilla; The Zygoma Option. 2nd edn. Göteborg-Sweden: Nobel Biocare AB; 2000.
61. Fukuda M, Takahashi T, Nagai H, Iino M. Implant-supported edentulous maxillary obturators with milled bar attachments after maxillectomy. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62: 799-805.
62. Bedrossian E, Stumpel LJ 3rd. Immediate stabilization at stage II of zygomatic implants: rationale and technique. *J Prosthet Dent* 2001; 86(1): 10-14.
63. Galán Gil S, Peñarrocha Diago M, Balaguer Martínez J, Martí Bowen E. Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2007 May 1; 12(3): 216-220.
64. Branemark PI. Surgery and fixture installation. *Zygomaticus Fixture Clinical Procedures*. Göteborg-Sweden: Nobel Biocare AB; 1998.
65. Kreissl ME, Heydecke G, Metzger MC, Schoen R. Zygoma implant-supported prosthetic rehabilitation after partial maxillectomy using surgical navigation: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2007 Mar; 97(3): 121-128.
66. Widmark G, Andersson B, Carlsson GE, Linnvall AM, Ivanoff CJ. Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts: a 3 to 5-year follow-up clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 73-79.
67. Boyes-Varley J, Howes D, Lownie J, Blackbeard G. Surgical modifications to the Branemark zygomaticus protocol in the treatment of the severely resorbed maxilla: a clinical report. *J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 232-237.

68. Aparicio C, Branemark PI, Keller EE, Olive J. Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated. *Int J Oral maxillofac Implants* 1993; 8: 61-67.
69. Nkenke E, Hahn M, Lell M, Wiltfang J, Schultze-Mosgau S, Stech B. Anatomic site evaluation of the zygomatic bone for dental implant placement. *Clin Oral Impl Res* 2003;14: 72-79.
70. Tamura H, Sasaki K, Watahiki R. Primary insertion of implants in the zygomatic bone following subtotal maxillectomy. *Bull Tokyo Dent Coll* 2000; 41: 21-24.
71. Bowden JR, Flood TR, Downie IP. Zygomaticus implants for retention of nasal prostheses after rhinectomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2006; 44: 54-56.
72. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 889-893.
73. Higuchi KW. The zygomaticus fixture: an alternative approach for implant anchorage in the posterior maxilla. *Ann R Australas Coll Dent Surg* 2000; 15: 28-33.
74. Aghabeigi B, Bousdras VA. Rehabilitation of severe maxillary atrophy with zygomatic implants. Clinical report of four cases. *Br Dent J* 2007 Jun 9; 202(11): 669-675.
75. Bedrossian E, Rangert B, Stumpel L, Indresano T. Immediate function with the zygomatic implant: a graftless solution for the patient with mild to advanced atrophy of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006 Nov-Dec; 21(6): 937-942.
76. Peñarrocha M, Uribe R, García B, Martí E. Zygomatic implants using the sinus slot technique: clinical report of a patient series. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 788-792.

77. Bothur S, Jonsson G, Sandahl L. Modified technique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18: 902-904.

78. Sancaklı E. Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2006.

79. Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E. Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 176-185.

80. Sağesen HLEM. İçi Boş Silindir (Hollow Cylinder) İmplant Destekli Overdenture’larda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2000.

81. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 327-334.

82. Davodi A, Nishimura R, Beumer J III. An implant supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 212-217.

83. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. *Oral Implantology*. 2 nd ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1994.

84. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 539-545.

85. Özekin F. Overdenture Uygulamalarında Kullanılan Farklı Tutucuların Mekanik Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1988.

86. Doundoulakis JH, Eckert SH, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. J Am Dent Assoc 2003 Nov; 134(11): 1455-1458 Review.

87. Mersin T. Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Farklı Tutucu tiplerinin ve Değişik Kret Yüksekliklerinin İmplantlarda Oluşan Straine Etkisi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2003.

88. Caputo AA, Standlee P J. Biomechanics in clinical dentistry. 1th ed. Illinois: Quintessence Publishing Co; 1987.

89. Stern RM, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal Force and Oral Tactile Sensibility Measured in Partially Edentulous Patients with ITI Implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10: 345-354.

90. 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): 585-598.

91. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maksillofac Implants 1998; 13: 781-790.

92. Craig RG, Ward ML. Restorative dental materials. Tenth ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 1996.

93. Wedel A, Yontchev E, Carlsson GE, Ow R. Masticatory function in patients with congenital and acquired maxillofacial defects. J Prosthet Dent 1994; 72: 303-308.

94. Ersoy Kurt EÇ. CAD-CAM Yöntemiyle Posterior Bölgede Hazırlanan Tam Porselen Köprülerde Arayüz Bölgesi Tasarımlarının Kırılma Direncine Olan Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007.

95. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi.1.baskı Ankara: A.Ü Basımevi; 1993.

96. Eğilmez F. Porselen ve Cam Fiber İle Güçlendirilmiş Kompozit Post Sistemlerin Diş D okularında Oluşturdukları Termal Streslerin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007.

97. Karayazgan B. Yüz Defektlerinde Kullanılabilecek Farklı İmplant Tasarımlarının Kemikte Oluşturduğu Gerilmelerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2005.

98. Korkmaz T. İki Değişik Gövde Tasarımında Sabit Porselen Restorasyonlar Üzerine Gelen Okluzal Kuvvetlerin Değişik Bölgelerdeki Dağılımlarının Holografik İnterferometre Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 1995.

99. Rieger MR. Finite element stres analysis of root-form implants. J Oral Implantol 1988; 14: 472-484.

100. Canıdemir E. 40 soruda Marc Mentat ile sonlu elemanlar analizi [internette]. 2007 [21/08/2007 okundu]. elektronik adresi: http://www.mekatronikkulubu.org/40_soruda_marc_mentat_ile_sonlu_elemanlar_analizi

101. Tesk JA, Widera O. Stres distrubituon in bone arising from loading on endosteal dental implants. J Biomed Mater Res 1973; 7(3): 251-261.

102. Atmaram GH. Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. III. Effect of elastic modulus and thickness of pseudo periodontal ligament. Implantologist 1983-84; 3(1): 69-72.

103. Borchers L, Reichard P. Three dimensional stres distrubituon around a dental implant at different stages of interface development. J Dent Res 1983; 62: 155-159.

104. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. Three-dimensional finite element analysis of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants. *J Dent Res* 1982; 61: 25-29.
105. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21: 563-570.
106. Akpınar I, Demiral F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prosthesis. *Quintessence Int* 1996; 27: 11-17.
107. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantology* 2000; 26: 77-81.
108. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surroundings overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005 Mar; 32(3): 193-205.
109. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2007 Mar 23.(baskıda)
110. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implant. *J Prosthet Dent* June 1990; 63(6): 671-676.
111. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bomsan F. A three-dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* June 1993; 38(6): 491-496.
112. Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantitation of compressive stress and effects upon bone remodelling. *Bull Hosp Bone Joint Res* 1977; 38: 90-93.

113. Landes C.A. Zigoma implant-supported midfacial prosthetic rehabilitation: a 4- year follow-up study including assessment of quality of life. *Clin Oral Implant Res* 2005; 16: 313-325.
114. Branemark PI, Grondahl K, Ohnrell LO, Nilsson P, Petrusson B, Svensson B. Zigoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and lon-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004; 38: 70-85.
115. Menicucci G, Mosolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 334-341.
116. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 115-121.
117. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implant* 1996; 22: 104-110.
118. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral and Maxillofacial Implants* 1990; 4: 25-31.
119. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant- supported prostheses-a review. *Journal of dentistry* 2002; 30: 271- 282.
120. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995 Sep-Oct; 8(5): 421-433.
121. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998 Jan-Feb; 13(1): 82-90.

122. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 May Jun;10(3): 295-302.
123. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 541-548.
124. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Mar; 7(1): 55-63.
125. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları no:17; 2002.
126. Benzing UR, Gall H, Weber H, Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 Mar-Apr; 10(2): 188-198.
127. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stres Analysis of The Human Tooth Using a Three-Dimensional Finite Element Model. *J Dent Res* 1983; 62(2): 82-86.
128. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 147-157.
129. Jian S, Ting J, Ying T, Dong-Mei W. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *J Oral Rehabil* 2007 (Online Early Articles).
130. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2007 Jul; 36(7): 620-625.

131. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *WestChina J Stomatol* 1999; 17: 1-6.

132. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979 Jan; 6(1): 41-48.

133. Yalçın, E. Maxiller Anterior Bölgede İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Farklı Tasarımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres ile İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2003.

134. Spivey JD, Kong W, Fotos PG. Stress distribution at the bone-to-implant interface: A-3D finite element analysis. *J Dent Res* 1993; 72: 117-120.

135. Cruz M, Lourenço AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T. Finite element stress analysis of coniform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol Health Care* 2006; 14(4-5): 421-438.

136. Ying T, Dong-Mei W, Cheng-Tao W, Yi-Qun W, Zhi-Yuan Z. Biomechanical evaluation of unilateral maxillary defect restoration based on modularized finite element model of normal human skull. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2005; 6: 6184-6187.

137. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D, Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991 Winter; 6(4): 391-398.

138. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 633-640.

139. Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng* 1992; 206: 233-241.

140. Akça K, Iplikçioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 2002 Apr; 29(4): 350-356.

141. Chao YL, Meijer HJ, Van Oort RP, Versteegh PA. The incomprehensible success of the implant stabilized overdenture in the edentulous mandible: a literature review of chewing forces to bone surrounding implants. *Eur J Prosthodont Restor Dent*.1995 Dec; 3(6): 255-261.

142. Zitzmann NU, Marinello CP. İmplant- supported removable overdentures in the edentulous maxilla: clinical and technical aspects. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 385-390.

143. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977; 35(6): 297-303.

144. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont* 2007 Mar-Apr; 20(2): 193-198.

145. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998 May-Jun; 13(3): 369-376.

146. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 19-31.

147. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 843-848.

148. Çankaya M.Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2005.

149. Çelik G. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2006.

150. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont*. 1994 May-Jun; 7(3): 271-279.

151. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 328-336.

152. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 662-673.

153. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998 Nov; 80(5): 559-564.

10. EKLER

Doktora eğitimim ve tez çalışmam başta olmak üzere her konuda bana destek olan, anlayış gösteren çok değerli doktora hocam Sayın Prof. Dr. Suat YALUĞ'a,

Mesleki eğitimim boyunca desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim, bilgi ve tecrübesiyle hayat görüşümün gelişmesine büyük katkısı olan Sayın Prof. Dr. Cihan AKÇABOY'a,

Her türlü destek ve yardımlarından dolayı sayın Doç. Dr. Turan KORKMAZ'a,

Tezin hazırlanmasında bana büyük yardımları olan Sayın Ayberk YAĞIZ, Kemal Kağan ALBAYRAK ve Ay Tasarım Ltd. Şti. çalışanlarına,

Başarılarımla gurur duyan, beni bugünlere getiren en değerli varlıklarım canım anne ve babama, her zaman desteğini ve sevgisini hissettiğim canım ağabeyime ve her türlü koşulda yanımda olan, bana sabır gösteren sevgili kardeşime sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Fatih Mehmet

Soyadı: Korkmaz

Doğum yeri ve tarihi: Trabzon, 1979

Eğitimi:

Doktora eğitimi: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2003-2008)

Lisans: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2002)

Lise: Trabzon Fatih Süper Lisesi (Yabancı Dil Ağırlıklı Lise) (1997)

Yabancı Dili: İngilizce