

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

**REZEKE EDİLMİŞ DİŞSİZ MANDİBULADA FARKLI İMPLANT ÜSTÜ
PROTETİK TASARIMLARIN İMPLANT ALT YAPILARDA
OLUŞTURDUĞU KUVVET DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ.**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ahmet Emre GÜLERİK

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Suat Yaluğ

ANKARA
Haziran 2012

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

**REZEKE EDİLMİŞ DİŞSİZ MANDİBULADA FARKLI İMPLANT ÜSTÜ
PROTETİK TASARIMLARIN İMPLANT ALT YAPILARDA
OLUŞTURDUĞU KUVVET DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ.**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ahmet Emre GÜLERİK

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Suat Yaluğ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2010-32 proje numarası ile desteklenmiştir.

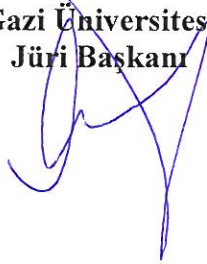
ANKARA
Haziran 2012

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

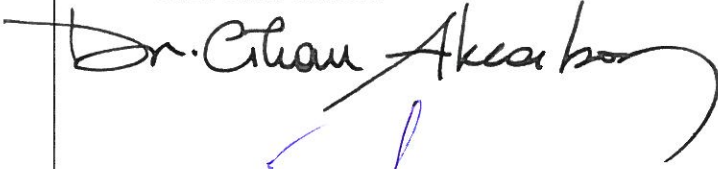
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 19.06.2012

Prof. Dr. Cemal AYDIN
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı



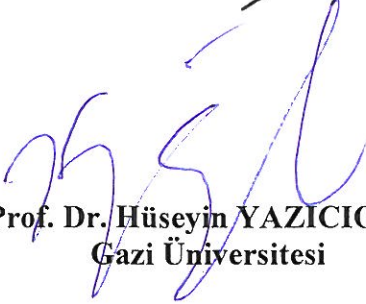
Prof. Dr. Cihan AKÇABOY
Gazi Üniversitesi



Prof. Dr. Suat YALUĞ
Gazi Üniversitesi



Prof. Dr. Hüseyin YAZICIOĞLU
Gazi Üniversitesi



Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ
Ankara Üniversitesi



İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller	III
Resimler	IV
Grafikler, Tablolar.....	VII
Semboller, Kısaltmalar.....	VIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2. 1. Mandibulanın anatomisi	3
2. 2. Mandibular hareketlerin değerlendirilmesi	4
2. 3. Mandibular rezeksiyonların sınıflandırılması	5
2. 4. Radyoterapi görmüş hastalarda implant uygulamaları	10
2. 5. Osseointegrasyon ve oral implantoloji.....	12
2. 6. Stres analiz yöntemleri	19
3. GEREÇ ve YÖNTEM	38
3. 1. Çalışma modellerinin oluşturulması.....	40
3. 2. Çalışma modelleri.....	44
4. BULGULAR	55
4. 1. Maksimum ve minimum principle stress bulgularının modellere göre değerlendirilmesi	56
4. 2. Maksimum ve minimum principle stress bulgularının değerlendirilmesi	71
5. TARTIŞMA.....	77
6. SONUÇLAR.....	90
7. ÖZET.....	91
8. SUMMARY.....	92
9. KAYNAKLAR.....	93
10. EKLER	113
11. ÖZGEÇMİŞ	114

Şekiller

Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kantite sınıflaması.....	17
Şekil 2. Gerinim-gerilme eğrisi	35

Resimler

Resim 1. Nextengine 3d tarayıcısı	39
Resim 2. Dişsiz mandibula modeli	41
Resim 3.A. Dişsiz mandibula modeli ve tam protez.....	41
Resim 3.B. Dişsiz mandibula modeliyle tam protezin kesit görüntüsü.....	41
Resim 4. Dişsiz mandibulaya yerleştirilen implantların pozisyonları önden görünümü	42
Resim 5.A. Dişsiz mandibuladaki implantların kortikal kemik seviyesindeki pozisyonları	43
Resim 5.B. Spongioz kemik seviyesindeki pozisyonları.....	43
Resim 5.C. İmplantların ball desteklerle görünümü.....	43
Resim 5.D. İmplantların bar desteklerle ve bağlantılı görünümü.....	43
Resim 5.E. İmplantların locator destekle görünümü	43
Resim 5.F. İmplantların o-ring destekle görünümü	43
Resim 6. 1. Modelin görüntüleri	44
Resim 7. 2. Modelin görüntüleri	45
Resim 8. 3. Modelin görüntüleri	45
Resim 9. 4. Modelin görüntüleri	46
Resim 10. Mesh işlemi yapılmış modelin görüntüsü	47
Resim 11. Modellerin sınır koşullarının görüntüsü	49
Resim 12. 1. yükleme	51
Resim 13. 2. yükleme	51
Resim 14. 3. yükleme	52
Resim 15. 4. yükleme	53
Resim 16-a. Model 1’de birinci yüklemede oluşan maksimum principle stress dağılımı	56
Resim 16-b. Model 1’de birinci yüklemede oluşan minimum principle stress dağılımı	56
Resim 17-a. Model 1’de ikinci yüklemede oluşan maksimum principle stress dağılımı	57

Resim 17-b. Model 1'de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı.....	57
Resim 18-a. Model 1'de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	58
Resim 18-b. Model 1'de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	58
Resim 19-a. Model 1'de dördüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	59
Resim 19-b. Model 1'de dördüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	59
Resim 20-a. Model 2'de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	60
Resim 20-b. Model 2'de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	60
Resim 21-a. Model 2'de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	61
Resim 21-b. Model 2'de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	61
Resim 22-a. Model 2'de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	62
Resim 22-b. Model 2'de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	62
Resim 23-a. Model 2'de dördüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	63
Resim 23-b. Model 2'de dördüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	63
Resim 24-a. Model 3'de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	64
Resim 24-b. Model 3'de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	64

Resim 25-a. Model 3'de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	65
Resim 25-b. Model 3'de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	65
Resim 26-a. Model 3'de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	66
Resim 26-b. Model 3'de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	66
Resim 27-a. Model 3'de dördüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	67
Resim 27-b. Model 3'de dördüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	67
Resim 28-a. Model 4'de birinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	68
Resim 28-b. Model 4'de birinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	68
Resim 29-a. Model 4'de ikinci yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	69
Resim 29-b. Model 4'de ikinci yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	69
Resim 30-a. Model 4'de üçüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	70
Resim 30-b. Model 4'de üçüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	70
Resim 31-a. Model 4'de dördüncü yüklemde oluşan maksimum principle stress dağılımı	71
Resim 31-b. Model 4'de dördüncü yüklemde oluşan minimum principle stress dağılımı	71

Grafikler

Grafik 1. Birinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler.....	72
Grafik 2. İkinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler.....	73
Grafik 3. Üçüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler.....	74
Grafik 4. Dördüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler.....	75

Tablolar

Tablo 1. Modellerde mesh işlemi sonrası düğüm ve eleman sayıları.....	48
Tablo 2. Materyallerin elastiklik modülü ve poisson oranları.....	50

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)
Stl	Stelithografi

1. GİRİŞ

Günümüzde gelişen cerrahi tekniklerin sonucu olarak, neoplastik veya travmatik nedenlerle yapılan çene rezeksiyonlarındaki tedavilerin başarı oranları artmış ve hastaların yaşam kalitesi daha önem kazanmıştır.

Rezeksiyon yapılmış hastalar; estetik, fonksiyonel, psikolojik ve sosyal birçok sorunla karşı karşıyadırlar. Bu hastaların tedavisi oldukça zor ve zahmetlidir.

Doğal dişlerle desteği ve retansiyonu sağlanan protezler klinikte başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Ancak destek dişlerin kaybedilmesinin yanı sıra yumuşak doku desteğinin de kaybedildiği rezeke hastalarda protezin retansiyonunun ve desteğinin azalması gözlenir ve yapılan protezler tatmin edici olmaz. Osseointegre dental implantların gelişmesi ve bunların rezeksiyon yapılmış dişsiz hastalarda kullanılması oldukça yararlı olmuştur. Bu şekilde daha stabil ve retantif protezler elde edilerek hastanın yaşam kalitesi yükseltilmiştir.

Uzun dönem implant başarısında biyomekanik faktörler önemli rol oynamaktadır. İmplantlara protezler yoluyla iletilen aşırı kuvvetler, implantları çevreleyen destek dokularda streslere, osseointegrasyonun ortadan kalkmasına ve implant kaybına neden olur.

Dişsiz hastalarda implant üstü protetik uygulamalar çeşitlilik gösterir. Bu çeşitliliğin artırılması desteklerin hekim tarafından

belirlenmesi ile sağlanır. Aynı zamanda hastaya bağlı faktörler (anatomik durum, ekonomik durum, sosyolojik durum) de bu çeşitliliği sınırlar.

Hekimin bu noktada implantlara en az stresleri iletecek, en uygun üstyapı tasarımını seçmesi önemlidir.

Bu çalışma; implantların, çeşitli üstyapı tasarımlarında yüklemelerin kemikte oluşturduğu stres dağılımını incelemek amacıyla yapılmıştır. Kemikte oluşan stresler, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2. 1. Mandibulanın anatomisi

Yüz iskeletinin alt kısmını oluşturan mandibula aynı zamanda kafa iskeletindeki en büyük, en kuvvetli ve tek hareketli kemiktir. Kafatasına bağlantısı yoktur, ancak kafa kaidesine kas, ligament ve yumuşak dokularla asılmıştır^{1, 2}.

Mandibulanın iki parçası vardır. Dişlerin bulunduğu ve horizontal olarak uzanan bölümüne corpus mandibula, arkada yukarı doğru uzanan bölümüne ramus mandibula, corpus ve ramusun yaklaşık dik açı oluşturacak şekilde birleştikleri yere de angulus mandibula denir^{1, 3}.

Corpus mandibula, açıklığı arkaya bakan bir U harfi şeklinde olup alt yarısına basis mandibula, dişlerin bulunduğu üst yarısına ise arcus alveolaris denir. Diş yüzün tam ön – orta kısmında iki tarafın korpusunun birleşme yerine simfiz mandibula denir^{1, 3, 4}.

Ramus, yukarıya arkaya doğru uzanır. Üst kenarında büyük bir çentik ve iki çıkıntı bulunur. Bunlardan, öndekine "Processus Coronoideus", arkadakine "Processus Condillaris" denir. İki çıkıntı arasındaki çentik "incisura mandibula" adını alır. Ramusun dış yüzünün alt bölümünde tuberositas masseterica, iç yüzünün alt bölümünde pürtüklü olan kısma tuberositas pterygoidea adı verilir. İç yüzeyinde görülen deliğe foramen mandibula denir ve kanalis mandibulanın girişini oluşturur^{3, 4}.

2. 2. Mandibular hareketlerin değ erlendirilmesi

Temporo-mandibular eklemin rotasyon ve translasyon olmak üzere iki hareket şekli vardır. Mandibula hareketleri, her iki TME'nin tek başına veya birlikte gösterdikleri aktivasyonlar sonucu oluşur. Mandibular hareketlerin değ erlendirilmesi dental restorasyonlar için di  seçiminde, oklüzyonun anlaşılmasında, dişlerin diziliminde, TME rahatsızlıklarının tedavisinde, periodontal sağlığın korunmasında, artikülatör seçiminde, artik lat rlerin ayarlanmasında son derece  nemlidir^{5, 6}.

Mandibular hareketleri incelemek hem teşhis hem de tedavi aşamasında hekime yardımcı olur. Mandibular hareket sırasında interokluzal ilişkilerin doğru kaydı, yapılacak protezin, bireyin çene hareketi ile uyumlu olmasında ve gerekli okluzal düzeltmenin yapılmasında ilk adımdır. Mastikat r sistemi oluşturan yapılardan maksilla ve mandibulanın bütünlüğünü bozacak herhangi bir sorun olmadığı takdirde, yapılacak protezde ideal bir interokluzal ilişki elde etmek mümkündür. Ancak maksillanın ve özellikle de mandibulanın bütünlüğü bozulduğunda alt ve üst çenede ilişkilerin kaydı g  le ir^{7, 8}.

Mandibulanın bütünlüğünün bozulduğu yani mandibular rezeksiyonlar, çoğunlukla bir hastalığı ortadan kaldırmak veya kontrol altına almak amacıyla yapılan cerrahi müdahaleler sonucunda mandibuladaki kütlesel kayıplardır. Mandibular defektlerin etiyolojileri çeşitlilik göstermektedir. Bunlar^{1, 2, 9}:

- Protezler
- Alkol
- Sigara ve tütün kullanımı
- Lökoplaki
- Oral liken planus (beumer)
- Travma
- Tümoral veya kistik oluşumların cerrahi oluşumları
- Enfeksiyöz hastalıklar sonucu kazanılmış defektler

2. 3. Mandibular rezeksiyonların sınıflandırması

Boyd ve arkadaşları¹⁰, mandibular defektleri HCL metodu ile sınıflandırmışlardır. Sınıflamada 3 büyük ve 3 küçük harf karakterinden faydalanılmışlardır. Bunlar: H, C, L ve o, m, s' dir.

H Defektleri: Herhangi bir uzunlukta, kondili kapsayan fakat orta hattı geçmeyen lateral defektlerdir.

L Defektleri: H defektleri ile aynıdır. Ancak kondili kapsamaz

C Defektleri: 4 kesici ve 2 kanin dişi içeren bütün anteior segmenti kapsar.

Bu harflerin kombinasyonları da mümkündür. Örneğin; angulus-angulus arası bir defekt LCL olarak adlandırılır. H ve L defektleri orta hattın ilerisine hafif uzatılabilir. Fakat bütün anteior segmenti içine almadıkça LC veya HC olarak adlandırılmaz.

o, s, m harfleri epitelyal durumları göstermek için eklenmiştir;

o: Mukoza ve deriyi içermediği durumlar

s: Deriyi içeren durumlar

m: Mukozayı içeren durumlar.

Curtis ve Cantor¹¹, sınıflamasına göre mandibular rezeksiyonlar marjinal ve segmental rezeksiyon olmak üzere 2 kategoride incelenir:

Marjinal rezeksiyon: Bu operasyon sırasında mandibulanın sadece marjinal kısmı rezeke edilir, böylece kemik yapının devamlılığı bozulmaz^{2, 12, 13}. Fonksiyonlar sürdürülebilmektedir. Çiğneme kuvvetlerinin karşılanabilmesi için kalan mandibular kemiğin vertikal yönde en az 1 cm olması gerekmektedir¹⁴. Marjinal rezeksiyonlar genel tedavi yaklaşımıdır ve klasik rezeksiyon, tersine marjinal rezeksiyon, sagittal rezeksiyon ve oblik rezeksiyon olmak üzere 4'e ayrılır¹⁵.

a- Klasik rezeksiyon: Klasik mandibular rezeksiyonlarda mandibulanın devamlılığı korunur, rezeksiyon mandibular kanalı içerir.

b- Tersine marjinal rezeksiyon: Mandibulanın üst kısmının devamlılığının korunmasını amaçlayan bir rezeksiyon şeklidir. Mandibulanın submental nodlara yakın bölümlerinin rezeke edilmesidir.

c- Sagittal rezeksiyon: Mandibulanın iç veya kortekslerinin sagittal yönde rezeke edilmesidir. Bu rezeksiyon tipi gingivo-bukkal veya gingivo- labial sulkusta yığılan alan tümörler için yapılan rezeksiyonlardır.

d- Oblik rezeksiyon: Sagittal-vertikal mandibula rezeksiyonlarının diğ er  e iti olan oblik rezeksiyonlar, mandibulaya bitişik ağız tabanı tümörlerinin çıkarılmasında kullanılırlar¹⁵.

Segmental rezeksiyon: Kondiler kısmın dahil edilmeden mandibulanın uzaklaştırılmasıdır^{2, 12, 13}. Segmental defektler ciddi kozmetik ve fonksiyonel problemlere yol açabilmektedir. Bu tür rezeksiyonlar kemik invazyonunun fazla olduğu, seçili vakalarda kullanılmaktadır¹⁴. Segmental defektlerde geriye kalan alt çene segmentlerinin i e ve aşağı yönde deviye olmasıyla maloklüzyon ve asimetri meydana gelebilir^{2, 13, 16, 17}.

Bir başka sınıflandırmaya göre mandibular defektler 5 gruba ayrılır. Bunlar¹:

Tip I: Marjinal mandibular alveolektomi:

Tip II: Lateral mandibular rezeksiyon

Tip III: Hemiglossektomiyle bağlantılı lateral mandibular rezeksiyon

Tip IV: Yarım kalınlık deri grefti ve lateral kemik rezeksiyonu

Tip V: Yarım kalınlık deri grefti ve anterior kemik rezeksiyonu

Tip I: Bu tip rezeksiyonda mandibulanın alt sınırının devamlılığı bozulmadığı için mandibular hareketler gerçekleştirilebilir. Protez, defekt lateralde ise iskelet tasarımı kennedy II, anteriorda ise kennedy IV tasarımıyla yapılmalıdır.

Tip II: Lateral devamlılığın sağlandığı bu defektlerde, mandibula 2.premolar ve 1.molar bölgesinden rezeke edilmiştir. Rezeksiyon, defekt bölgesine komşu olan ve çekilen dişin interdental alanlarından çok alveolünün tam ortasındadır. Bu komşu dişin kemiğinin korunmasını ve parsiyel protez için desteklik görevini rahatça yapmasını sağlar. Bu tip rezeksiyonlarda iskelet tasarımı Kennedy II gibi olur ve rezeksiyonun vestibüler bölgesine uzanır. Bu bölge non-fonksiyonel bölge olup, çiğneme işlevine destek olması beklenmez. Protezin defekt bölgesine uzanan kısmının kalan destek dişler üzerinde önemli stresler oluşturacağı unutulmamalıdır, bu yüzden defekt bölgesine kalan diş ve dokulardan tripod şeklinde destek sağlayacak şekilde oklüzal restler yerleştirilmelidir.

Tip III: Rezeksiyon orta hatta veya buradan uzağa sağlam tarafa doğru mandibulanın yarısı veya daha azı kalacak şekilde bir defekt oluşturur. Bu vakalarda tutucu olacak ne kadar fazla sayıda diş kalırsa o kadar iyidir. İskelet tasarımı tip II rezeksiyondaki gibidir. Rotasyonun uzun eksenini kalan dişler üzerinden geçen düz bir hat üzerindedir. Anterior uzantının altındaki desteğin eksikliğine bağlı olarak protezin hareketi fazla olur.

Tip IV: Rezeksiyon tip II ve III' le aynı tasarıma sahiptir. Defekt bölgesine uzanan greft varsa ve tip IV rezeksiyon orta hatta uzanıyorsa tasarım kaidenin cerrahi bölgeye de uzatıldığı tip III rezeksiyonla aynıdır. Fakat cerrahi alanda TME rekonstrüksiyonunu içermemelidir. Tip IV rezeksiyon mandibulanın yarısından azı kalacak şekilde orta hattın ötesine uzanıyorsa tasarım kaidenin cerrahi alana uzandığı tip II rezeksiyonlarla aynıdır.

Tip V: Anterior ve posterior protez kaide alanının cerrahi olarak rekonstrükte edildiği tip V rezeksiyon vakalarında parsiyel protez tasarımı tip I rezeksiyondaki gibidir. Tip V rezeksiyonlarıyla aynı dişlerin

kaybedildiği sağlam mandibula vakası arasındaki temel fark greft bölgesindeki yumuşak dokuyla ilgilidir. Tasarımda aynı diş kaybının görüldüğü tip I ve V rezeksiyon modeli ile cerrahi geçirmemiş bir mandibula modeli birbirlerine yakındır.

Cerrahi sonrası oluşan defektler protetik yöntemlerle tedavi edilir. Mandibular rekonstrüksiyon sonrası oluşan zayıf doku desteği, stabil ve fonksiyonel protez yapımını sınırlamaktadır¹⁸. Çene-yüz protezlerinin tutuculuğunda faydalanan klasik yöntemlerin çoğunlukla çeşitli dezavantajları da beraberinde getirmesi, alternatif tedavi yöntemlerine yönelik arayışlara yol açmıştır. Klasik tutuculuk yöntemlerinin dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve hastaların protezlerini tatminkâr düzeyde kullanabilmelerini sağlamak için son yıllarda osseointegre implantların kullanımı gündeme gelmiştir. İmplantlar, sağladıkları üstün tutuculuk ve stabilite ile birçok hastanın yaşam standardını yükseltmiştir¹⁹. Osseointegre implant destekli ağız içi protezlerde elde edilen yüksek başarı oranı, çene-yüz protezlerinde sorun olan düşük tutuculuk düzeyinin implant kullanımı ile giderilebileceğini ortaya koymuştur²⁰.

Dental implantlar protez için gerekli desteği, stabiliteyi ve retansiyonu sağlamakla birlikte, hastanın psikolojisini düzelterek psikososyal olarak daha iyi olmasını sağlar^{21, 22}.

Günümüzde, sabit veya hareketli implant destekli protezlerin oral tümörlerin cerrahi işlemleri sonrasında hastanın yaşam kalitesini yükselttiği görülmektedir²³.

İmplantasyon öncesi planlama safhasında antagonist arkın dentisyon durumu, çeneler arası dikey boyut, hastanın günlük oral hijyeni sağlayabilme veya protezi kullanabilme yeteneği, cerrahi skar dokusunun kontraksiyon derecesi, kalan dilin hacmi, pozisyonu, innervasyonu ve mobilitesi gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır¹⁹.

2. 4. Radyoterapi görmüş hastalarda implant uygulamaları

Baş-boyun bölgesi malign tümörlerinin tedavisinde cerrahiye ek olarak genellikle radyoterapi uygulanmaktadır. 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. Radyasyonun etkisi ağız içindeki restorasyonların her bölümünü tehdit eder, ancak ağız içi implantların kullanımında kesin bir kontrendikasyon değildir. 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 önerilmiştir²⁴.

Radyasyon tedavisinden sonra implantların yerleştirilmesi için beklenmesi gereken süre hakkında değişik görüşler vardır²⁴. Esser ve Wagner'e²⁵ göre 9-12 ay, Brogniez ve arkadaşlarına²⁶ göre 3-6 ay, Granström ve arkadaşlarına²⁷ göre 6-18 ay, Taylor ve Worthington'a²⁸ göre ise 2 yıl beklenmelidir.

Radyoterapi sonrasında protez yapımı için 12-14 ay beklenmelidir. Eğer mukoza atrofik ve iskemik ise iyileşme tam olarak sağlanamamışsa dokular protezi tolere edemez. Bazı hastalarda ise 2-3 yıl beklenilmesi bile gerekebilir. Minimum protez yapım zamanı ise 6 ay-1 yıldır¹.

Granström ve arkadaşları²⁷ 1992, Parel ve Tjellström²⁹ 1991, Tolmann ve Taylor³⁰ 1996, Roumanas ve arkadaşları³¹ 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 arkadaşları²⁷ 1992'de ve Ueda ve arkadaşları³² 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.

Washington Üniversitesindeki maxillofasiyal klinik, tedavi protokolünün bir parçası olarak implant öncesi ve sonrasında hiperbarik oksijen tedavisinin destekleyici olarak kullanımını savunmaktadır. Bu tedavi, implant cerrahisi öncesi 20 kez, cerrahi sonrası 10 kez 2,4 atmosfer basınçta 90 dakika süre ile oksijen tedavisinin uygulanmasını içermektedir^{2, 33}.

2. 5. Osseointegrasyon ve oral implantoloji

Osseointegrasyon tanımı; Latince “os”: kemik ve “integrate”: birleşip bütün oluşturmak kelimelerinden meydana gelir. Osseointegrasyon, Branemark tarafından canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant arasındaki yapısal ve fonksiyonel direk bağlantı olarak tanımlanmıştır³⁴.

Diş hekimliğinde, kaybedilen dişin yerini alan, sabit ve hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla, kemik içine veya üzerine yerleştirilen, biyolojik uyumu olan biyofonksiyonel apareylere “dental implant” adı verilmektedir³⁵. Schroeder ve arkadaşları³⁴ tarafından “fonksiyonel ankiloz” Albrektsson³⁶ 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 denir^{24, 37}.

Dental implantlar, 1960’ların sonlarında total protez kullanan hastaların tedavisi için kullanıldığından beri, implant tedaviye ihtiyaç artmıştır. Sadowsky³⁸ yaptığı derlemede; Branemark ve arkadaşlarının, 1965-1977 yılları arasında osseointegre implantlarla yaptıkları, 10 yılı aşkın süreyi kapsayan deneyimlerini bildirmiştir³⁸. Dental implantlar transmandibular, intramukozal, subperiosteal, endodontik ve kemik içi implantlar olarak sınıflandırılır^{7, 37}.

Protezlere temel destek veren ve dişsizlik durumlarında en yaygın kullanılan implant çeşidi kemik içi implantlardır⁷.

2. 5. 1. İmplant endikasyonları³⁷

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

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

2. 5. 2. İmplant kontrendikasyonları^{37, 39}

1- Kesin kontrendikasyonlar:

- Hematolojik sistemik rahatsızlıkları olan hastalar
- Hijyeni sağlayamayan ve koopere olamayan hastalar,
- Psikolojik sorunu olan hastalar,
- Yüksek dozda radyasyon alan hastalar,

2- Göreceli kontrendikasyonlar:

- İlaç, alkol ve benzeri madde bağımlısı olan kişiler,
- Sert veya yumuşak doku patolojisi olanlar,
- Düşük dozda radyasyon almış hastalar olarak sıralanabilir.

2. 5. 3. İmplantlarda uzun dönem başarı kriterleri

Klinik olarak implant başarısı; mobilite testi, perküsyonda alınan ses ve radyografilerde tespit edilen marjinal kemik kaybı ile değerlendirilir⁴⁰. Günümüzde yaygın olarak kabul edilen başarı kriterleri 1986'da Albrektsson ve arkadaşları⁴¹ tarafından aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır:

- İmplantta mobilite olmaması
- Radyografide implant çevresinde radyolüsensi olmaması
- En çok kemik kaybı ilk yıl olur, yükleme sonrası ilk yıldan sonra, her yıl vertikal kemik kaybı 0,2 mm' den az olması
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular sinir zedelenmesi olmaması
- Beş yıllık gözlemde % 85, on yıllık gözlemde % 80 başarı oranının olması.

2. 5. 4. İmplant biyomekaniği

2. 5. 4. 1. Kemik tip ve özellikleri

Kemik, hücreler arası maddesi üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu; bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış bir bağ dokusu çeşididir. Kemik dokusu matriks denilen hücreler arası madde ile hücrelerden oluşur. Matriks hücrelere göre daha geniş bir alanı kaplar. Kemik ve organik matriks olarak ikiye ayrılır. Kemik organik matriksine

osteoid madde denir. Osteoid madde kemik ağırlığının %25'ini, kemik hacminin de % 38'ini oluşturur. Organik matriksin % 95'i kollajendir, kalan kısmı esas maddedir. Mineral matriks ise kemik ağırlığının %65'ini oluşturur. Yapısına başta kalsiyum ve fosfor olmak üzere sitrat, karbonat, magnezyum, sodyum, flor ve su girer⁴².

Ağız içi implantların biyomekaniğini anlamak için implant çevresindeki kemiğin davranışını bilmek şarttır. İmplant için uygun kemik oldukça önemlidir ve uygun görülen dişsiz sahanın dışarıdan yapısını ve hacmini anlatır. Kemiğin kalite ve yoğunluk olarak tanımlanan iç yapısı da kemiğin kuvvetini yansıtır. Dişsiz sahadaki uygun kemiğin yoğunluğu; tedavi planlamasında, implant tasarımında, cerrahi girişimde, iyileşme zamanında ve protetik yapım aşamasında, başlangıç kemik yüklemesi ile ilgili belirleyici faktördür⁴³.

Kemik yoğunluğuna göre kompakt (kortikal) ve trabeküler (spongioz) kemik olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Kompakt kemiği kaplayan periostta kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Osteoblastlar ve osteoklastlar, kemiğin yeniden şekillendirilmesinde, rezorpsiyon ve apozisyonda görev alırlar. Kompakt kemik tabakasının altında bulunan trabeküler veya spongioz kemik gözenekli bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre daha az yoğunlukta ve sertliktedir⁴⁴.

Lekholm ve Zarb'ın⁴⁵ kemik kalitesine göre yaptıkları sınıflandırma şu şekildedir:

Tip 1: Bu tip kemik, kalınlığı fazla, yoğun ve mineralize bir kortikal tabaka ile kalsifiye ve porözitesi az spongioz kemikten

oluşmaktadır. En çok mental foramenler arası atrofik mandibulada görülür. Mineralizasyon kabiliyeti yüksek olan bu tip kemik, kısa bir iyileşme zamanına sahip olması, ilk fiksasyonun kolay sağlanması ve yüklere karşı dayanıklılığı gibi avantajlara sahiptir. Ancak kemik içi kan dolaşımının az olması, operasyon sırasında aşırı ısınma ihtimali, gecikmiş kemik implant ara yüz formasyonu gibi dezavantajları vardır.

Tip 2: Yoğun ve kalın bir kortikal kemik, poröz ve trabeküler yapısı zayıf bir spongioz tabaka ile karakterizedir. Genellikle alveoler prosesler atrofiye olmuşsa, mandibulanın anterioru, eğer olmamışsa maksillanın anterioru ve mandibulanın posteriorunda lokalizedir. İmplantın ilk fiksasyonunun fazla olması, kan dolaşımının daha iyi olması gibi avantajları vardır.

Tip 3: Kortikal tabakası ince ve frajil, spongioz tabakası kalın ve mineralizasyonu azdır. Genellikle mandibula ve maksillanın posteriorunda bulunur. Fiziksel direnci düşük bir kemik tipidir.

Tip 4: Çok ince kortikal tabaka ile mineralizasyonun az olduğu bir spongioz tabakadan oluşur. En sık tüber bölgesinde görülür.

Lekholm ve Zarb'ın⁴⁵ kemik kantitesine göre yaptıkları sınıflama şöyledir (Şekil 1):

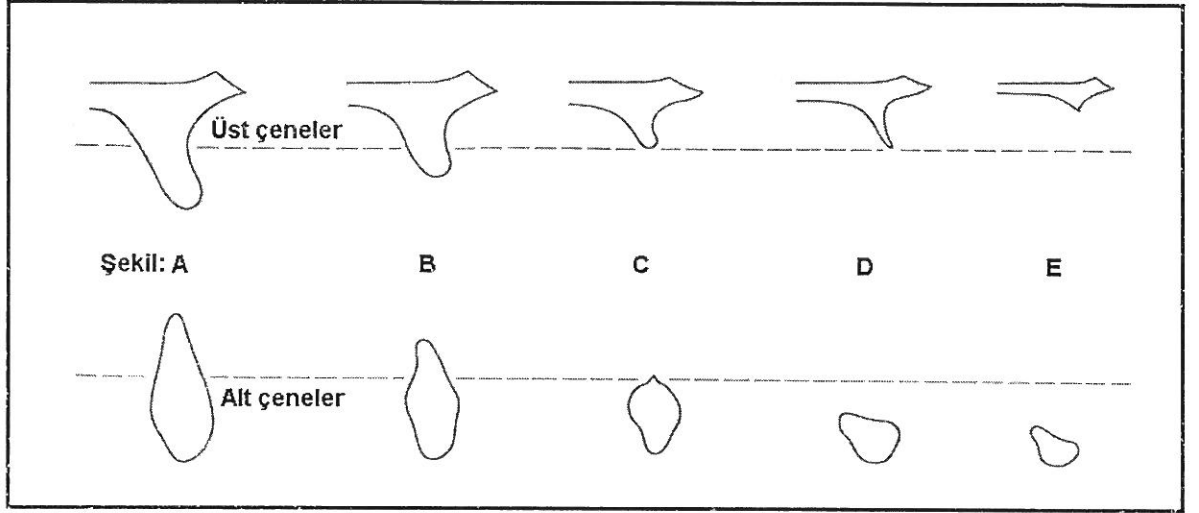
Tip A: Rezorbe olmamış alveoler kemik

Tip B: Alveoler kemikte orta seviyede rezorbsiyon

Tip C: Alveoler kemikte tümü ile rezorbsiyon ve sadece bazal kemiğin var olduğu tip

Tip D: Bazal kemikte bir miktar rezorbsiyon

Tip E: Bazal kemikte aşırı rezorbsiyon



Şekil 1: Lekholm ve Zarb'ın kemik kantite sınıflaması⁴⁵

2. 5. 4. 2. Biyomekanik prensipler

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 uygulanmasıdır²⁴.

İmplantların uzun dönem başarısında biyomekanik faktörlerin etkisi önemlidir. İmplantlar aşınmamalı, kırılmamalı, yorulmamalıdır⁴⁶. Birçok çalışma implant kayıplarının, plakla oluşan periimplantitis veya mekanik aşırı yükleme sonucu olduğunu göstermiştir⁴⁷.

2. 5. 4. 3. Oklüzal kuvvetler

İmplantlar ve implant üstü yapılar ağız ortamında fonksiyona girdikleri andan itibaren birçok yükün etkisi altında kalır. Hastanın parafonksiyonel alışkanlıklarına bağlı olarak bu yüklerin büyüklüğü, sıklığı ve süresi değişiklik gösterir. Ayrıca dental implantlar iyileşme döneminde pasif mekanik yüklerin de etkisi altında kalabilir. Dil ve ağız çevresindeki kas yapıları implant dayanakları üzerine düşük sıklıkta horizontal yükler uygularlar⁴⁸.

Dental implanta etki eden kuvvetler tek bir eksen de değildir. İmplant sistemlerine üç eksen ve bileşkeleri doğrultusunda kuvvet uygulanır. Bu eksenler; mesiodistal, fasiyolingual ve oklüzoapikal eksenlerdir⁴⁹.

İmplanttan kemiğe doğru olan kuvvet iletiminin bağlı olduğu faktörler şunlardır⁵⁰:

- Protez üzerine uygulanan oklüzal kuvvetin büyüklüğü, yönü ve lokalizasyonu,
- Protezin tipi, geometrisi ve rijiditesi,
- İmplant ve protetik restorasyon bağlantı tipi,
- İmplantların çapı, boyu, sayısı, yeri, açıları ve geometrisi,
- İmplantların ve protezlerin mekanik özellikleri,
- Karşıt arkın durumu,
- Kemiğin kalitesi.

İmplant başarısını etkileyen, kuvvet iletimi ve bunun sonucunda oluşan stres dağılımıdır^{50, 51}.

2. 5. 5. İmplant destekli overdenture'larda üst yapı tipleri

Overdenture'larda retansiyon ve stabilitesini artırmak için diş köküne tutucu yerleştirilmesi ilk olarak 1898 yılında İsviçre'de uygulanmış ve Gilmore tarafından da 60 yıl önce yaygınlaştırılmıştır. Günümüzün ileri ve başarılı osseintegrasyon teknikleri sayesinde implantlar, diş köküyle aynı şekilde kullanılmakta ve overdenture retansiyonu için güvenilir destekler olarak görülmektedir⁵².

Overdenture'larda kullanılan tutucular dört ana başlık altında sınıflandırılabilir⁵²⁻⁵⁴:

- 1) Bar tutucular
- 2) Stud Tutucular
- 3) Mıknatıslı tutucular
- 4) Teleskop tutucular

1. Barlı tutucular: Bar tutucular iki yada daha fazla implantı birbirine bağlayan ünitelerdir. Barlı tutucuların destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlaması bir avantajdır. Plak birikimi yapım tekniğinin zor ve karmaşık olması yenileme ve tamir işlemlerinin kolay olmaması başlıca dezavantajlardır⁵⁵.

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 vardır⁵⁵.

Barlı tutucuların planlanması sırasında dikkat edilmesi gereken hususlar aşağıdaki gibi sıralanabilir⁵⁵.

- 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 alaşımından 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 toplanabilirler⁵⁶.

2. Stud tutucular: Vertikal ve horizontal yönde belirli derecede reziliens sağlarlar⁵⁷.

Stud tutucular bar tutuculara göre;

- Daha iyi hijyen sağlar ve daha az komplikasyona neden olurlar.
- Daha ucuzdurlar.
- İmplantın kret üzerindeki pozisyonuna daha az bağıdırlar.
- Daha kolay yerleştirilirler, retansiyonları ayarlanılabilir ve kontrol edilebilir.
- Teknik hassasiyeti daha azdır.
- Fonksiyonel yükleri implant ve doku arasında daha iyi dağıtabilirler^{58, 59}.

Stud tutucuların farklı türleri mevcuttur. Bunlar:

a) Topuz başlı tutucular (ball tutuculu):

Topuz başlı tutucular, barla beraber en çok kullanılan tutuculardır. İmplantlar çizgisel yerleştirildiğinde bar dışında uygulanabilecek rezilient tipte bir tutucudur. Topuz başlı tutucular maliyetlerinin düşük olması, protez yapım tekniklerinin kolay olması ve farklı retansiyon derecelerine sahip tutuculara sahip olması gibi avantajları nedeni ile bütün implant sistemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır^{48, 60}.

Topuz tutucuların barlara göre avantajları⁵⁸;

- Yapım teknikleri daha kolaydır ve protez yapım süresi daha kısadır.
- Daha az interoklüzal mesafeye ihtiyaç duyarlar.

- İmplantlar arası mesafenin bar yapımına uygun olmadığı durumlarda uygulanabilirler.
- Oral hijyeni sağlamak daha kolaydır.
- Tüm sistemlerde topuz tutucu üst yapı seçeneği mevcuttur.
- İmplant destek ile protez kaidesi arasında rotasyona izin verir yani esnek bir düzendir.
- Belli bir zaman sonra tutuculuk kayb olduğunda naylon matrikslerinin değiştirilmesi klipsli olanların ise özel anahtarlarla sıkıştırılması ile problem giderilir.

b) O ring tutucular:

Yuvarlak ortası delik, sentetik polimer dişi sayesinde devrilme kuvvetlerine karşı direnç gösterirler. İmplant destekli total ve parsiyel protezlerde tutuculuğu artırır, ancak hastaya ve protezin kullanımına bağlı olarak 6 ile 9 aylık bir sürede retansiyon kaybı olmaktadır⁶¹.

O ring tutucuların avantajları^{62, 63}

- Protezin takılıp çıkarılmasını kolaylaştırır,
- Hijyenin daha rahat yapılabilmesini sağlar,
- Bağlantının değiştirilmesinde kolaylık sağlar,
- Ekonomiktir,
- Bar yapısının karmaşasını ortadan kaldırır,
- Bütün yönlerde harekete izin verir

Dezavantajları^{62, 63}

- Takılıp çıkarılmaya bağlı tutuculuk kaybı oluşabilir,
- Düzenli olarak değişmesi gerekir,

c) Locator tutucular:

Farklı retansiyon özelliklerine sahip tutucu parçaları olan ağza kolay takılıp çıkarılabilen retansiyon ve stabilizasyonu üstün düzeyde olan bir tutucudur. Yapılan çalışmalarda 40°'ye kadar açılı yerleştirilmiş implantlarda restorasyonun yapılabilirdiği gösterilmiştir. Toplam tutucu yüksekliği sadece 3.17 mm'dir. Yetersiz interark mesafesi olan vakalarda kullanılabilir⁶⁴. Bunun dışında Era ve Zaag tipi rezilient tutucular da bulunmaktadır⁶⁵.

3. Mıknatıslı tutucular:

Günümüzde, yapılan çalışmalar sonucunda ağız dokularına etkilerinin incelenmesi materyal olarak sıklıkla kobalt-samarium mıknatıs alaşımları tercih edilmektedir. Mıknatıs tutucular, giriş yoluna bakılmaksızın uygulanabilir. Ayrıca lateral kuvvetler karşısında serbest kayma hareketi yapılabilirdiği için implantlar üzerine gelen zararlı kuvvetleri azaltırlar. Oral hijyeni sağlamak kolaydır. İmplantların birbirine paralel olmasının önemi pek yoktur. En büyük dezavantajı ise zamanla tutuculukların azalması ve korozyona uğrayabilmeleridir⁶⁶.

4. Teleskobik tutucular:

Teleskop tutucular, çift kron tasarımına dayanır. Bu tutucuların protez stabilizasyonunda kullanılması paralel yüzlü planlaması sayesinde horizontal stabilite sağlar ve protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı stabilize eder. Bu tip protezler kolay takılıp çıkarılırlar, geriatric hastalarda ve el becerisini etkileyen çeşitli hastalıklarda ideal bir sistemdir. Yapısal olarak rijit ve nonrijit olarak 2'ye ayrılır⁶⁷.

2. 5. 6. İmplant destekli overdenture'ların avantajları⁶⁸:

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

2. 6. Stres analiz yöntemleri

Ağız içi ve çevresindeki yapılar fonksiyonel ve parafonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadır. Ağız içinde meydana gelen kuvvetler ve dağılımları çok iyi belirlenmelidir. Oluşan kuvvetlerin yönlendirilerek, fizyolojik sınırlar içinde kalması ve dokuların korunması sağlanmalıdır⁶⁹.

Biyomekanik analizlerin amacı, stomatognatik sistem üzerine etkili mekanizmaların biyolojik ve fiziksel parametrelerle ilgili olup olmadığının tespiti ve biyomekanik açıdan optimal bir protetik planlama yapılabilmesi için gerekli olan verilerin elde edilmesidir^{48, 70}.

Çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında, doğal diş ve restorasyonların üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, uygulamalar sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, optimal tasarımlar için gerekli şartların nasıl sağlanacağını önceden belirlemek amacıyla çeşitli stres analizlerinden yararlanılmaktadır⁶⁹. Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır²⁴:

- Kırılgan vernik kaplama tekniği ile stres analizi,
- Fotoelastik model kullanılarak stres analizi,
- Gerinim ölçer (strain gauge) ile stres analizi,
- Lazer ışını ile stres analizi,
- Termografik kuvvet analizi,
- Radyoteleometri ile kuvvet analizi,
- Sonlu elemanlar stres analizi, biçiminde sıralanabilir.

2. 6. 1. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında Turner ve arkadaşları tarafından geliştirilen matematiksel bir stres analizi yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough, sonlu elemanlar stres analizi metodunu adlandırmıştır⁷¹. . Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra

da diş hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda bu yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıřtır⁷².

Sonlu elemanlar yöntemi oral implant uygulamalarında ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır. Literatürde oral implantoloji alanında sonlu elemanlar yöntemiyle yapılan çalışmalarda kemik-implant sisteminin detaylı geometrisi materyal özellikleri, sınır koşulları ve kemik-implant ara yüzeyi başlıca araştırma konuları olmuştur^{73, 74}.

Sonlu elemanlar metodu, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde hesaplanmasıyla sonucun bulunduğu bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir. Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktalarıyla temasta olmalarıdır⁷⁵.

Yöntemde zm istenen geometrik cisme ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle hesaplanması daha kolay önceden bilinen küçük geometrik birimlere bölünmektedir. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere “eleman” (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme “matematiksel model” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına “düğüm” (node) adı verilir⁷¹.

Oluşturulan matematiksel modelde sisteme dışarıdan bir yükün etki etmesini takiben elemanlar kendi materyal özelliklerine ve

geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar. Elemanlardaki bu deformasyonlar sonucu stres ve gerinim oluşur. Tüm sistemi etkileyen deformasyonların ve streslerin toplamı sistem içi ve sistem dışı kuvvetlerin denge hali olarak tanımlanır⁷⁶⁻⁷⁸.

Sistemi oluşturan her elemandaki deplasmanlar fonksiyonların lineer kombinasyonları olarak ele alınır ve bu kombinasyon komşu elemanlarda devam eder. Ana yapının veya sistemin potansiyel enerjisi, düğümlerin birleştiği elemanların potansiyel enerji toplamına eşittir. Sistemin gerçekçi bir incelemeye tabi tutulması için kullanılacak eleman sayısı yeterli olmalıdır. Eleman sayısındaki artış çözülmesi gereken denklem sayısının artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle denklem takımının çözümünde bilgisayara kullanımı zorunlu olmaktadır⁷⁹.

Sonlu elemanlar metodunda temel fikir, sürekli fonksiyonları, bölgesel sürekli fonksiyonlar ile temsil etmektedir. Bunun anlamı, bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük değerinin, o elemanın düğümlerindeki değerler kullanılarak hesaplanmasıdır. Bu nedenle, sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğümlerdeki değerlerdir. Belirli bir prensip kullanılarak, büyüklük alanının düğümlerdeki değerleri için bir denklem takımı elde edilir.

$$[K].[D]=[R]$$

Burada, [D] büyüklük alanının düğümlerdeki bilinmeyen değerlerini temsil eden vektör, [R] bilinen yük vektörü ve [K] ise bilinen

sabitler matrisidir. Stres analizinde, $[K]$ direngenlik matrisi olarak bilinmektedir⁷⁵.

Alt çene kemiği gibi karmaşık geometriye sahip bir cisme ait problemin çözümü eleman sayısının fazlalığı, dolayısıyla denklem takımının büyüklüğü nedeniyle güç olacaktır. Bu sebeple sonlu elemanlar yöntemi ile problemin çözümünde bilgisayar programları yardımıyla kısa zamanda çözüme ulaşabilmektedir⁸⁰.

Sonlu elemanlar stres analizinin safhaları şöyledir ⁸⁰:

- Sonlu eleman modelinin oluşturulması için elemanların birleştirilmesi (mesh “ağ” oluşturulması)
- Yapının nasıl sabitlendiğinin belirlenmesi (Düğüm noktalarının mutlaka belirli yerlerden sabitlenerek belirlenmesi aşamasıdır.)
- Eleman özelliklerinin formülize edilmesi (Her farklı elemanın elastiklik modülü ve Poisson oranı ile düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yön, şiddet ve açı bilgilerinin girilmesi)
- İncelenecek fiziksel problemin modelinin oluşturulması
- Belirlenen kuvvetin uygulanması
- Yapının sonlu elemanlara bölünmesi
- Düğümlerin yer değiştirmesinden eleman geriliminin bulunması ve bu gerilimden de streslerin bulunması
- Yer değiştiren düğüm noktalarının belirlenmesi için lineer eşitliklerin çözülmesi

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin avantajları^{24, 39}:

- Düzensiz geometri gösteren katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilir,
- Analitik ve deneysel metodlardan daha hassas sonuç verir,
- Sınır şartlarının kolayca uygulanabilir olması,
- Modellerin materyal özellikleri gerçeğe uygun olarak verilebilir. İzotrop ve homojen olmayan materyal özellikleri kullanılabilir,
- Değişik malzeme özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk göstermez
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme, temas ve adaptasyon durumu gerçeğe yakın şekilde belirlenebilir.
- Tüm stres bileşenlerinin matematiksel olarak hesaplanmasıyla detaylı ve gerçeğe yakın bilgi elde edilebilir,
- Analiz sonuçları hem incelenen objenin bütünü için, hem de istenilirse incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait olarak değerlendirilebilir,
- Birçok problemin çözümünde tek bir model ve bilgisayar programı kullanılabilir,
- Bitişik elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir. Bu özellik, birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır.
- Eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir, böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.
- Süreksiz yüzey yüklemeleri gibi sınır durumları yöntem için zorluk oluşturmaz. Karışık sınır durumları kolaylıkla ele alınabilir.
- Yükleme ile ilgili pozisyonlar ve miktar değişikliklerinin uygulanması kolaydır.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin dezavantajları^{50, 81}

- Canlı ve cansız yapılar yük altında belli bir sınıra kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gösterirler ancak klinik pratiğinde destek diş ve çevre dokularını bir defada plastik deformasyona sokabilecek oklüzal kuvvetler proprioseptif refleks nedeniyle gerçekleşmez. Diş hekimliğinde uyguladığımız kuvvet miktarları, ancak elastik deformasyon oluşturacak sınırlar içerisinde olması,
- Gerçek şartların katı model üzerine uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar programı ile sınırlı olması,
- Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu, geometrinin, materyal özelliklerinin, destek ve yükleme durumlarının fiziksel olarak mükemmele yakın olmasına bağlı olması,
- Bilgi birikimi, teknoloji ve zamana ihtiyaç duyulması
- Maddi destek gereksinimi: bu metodun uygulanabilmesi için bilgisayara, bilgisayar ve metod ile ilgili yazılım için maddi desteğe ve analiz programlarının kullanılması için uzmanlara ihtiyaç duyulmaktadır.

Bu dezavantajlara rağmen bu yöntem, deneysel olarak analizinin gerçekleştirilmesinin çok güç ve olanaksız olduğu bir çok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir. Ayrıca gelişen teknolojik donanım olanaklarıyla önemi artmaktadır^{50, 81}.

2. 6. 2. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler maksimum, minimum asal gerilme ve Von Mises gerilme dağılım ve miktarlarına bakılarak, değerlendirme yapılır. Maksimum asal gerilmeler, en yüksek çekme gerilmelerini gösterirken, minimum asal gerilmeler ise en yüksek basma gerilmelerini ifade eder. Analiz sonuçlarını değerlendirirken maksimum asal gerilmeleri artı değerleri, minimum asal gerilmeleri eksi değerleri etmektedir^{51, 82}. Bir eleman mutlak değeri yüksek olan gerilme tipinin etkisindedir ve bu gerilme değerlendirilir. Bu da implant sisteminde osseointegrasyonu etkileyecek kemik rezorpsiyonlarını anlamak için önemlidir. Asal gerilme değerleri, kemik gibi kırılgan materyaller için önemlidir. Başarısızlıklar, tensile kuvvetleri en yüksek maksimum asal gerilme değerine eşit veya büyük olursa ya da basma kuvvetleri en yüksek minimum asal gerilme değerine eşit veya büyük bir değer olursa, ortaya çıkar^{83, 84}.

2. 6. 3. Stres analizlerinde kullanılan teknik terimler

Kuvvet: Bir cismin hareketini başlatan, durduran, doğrultu ve yönünü değiştiren ve şekil değişikliği veren etkidir. Newton kuvveti şu şekilde açıklar³⁹;

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

Birimi, genellikle kilogram force (kgf) veya Newton (N) cinsinden ifade edilir. (1 kgf=9,8 N)

Gerilme (stress): Bir cismin herhangi bir kesitine gelen dik veya paralel kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunan büyüklüğe stres denir. Uygulanan kuvvetle eşit şiddette ve zıt yönlüdür ve S veya σ ile gösterilir. Gerilme birim alana düşen kuvvettir^{24, 39}.

$$\sigma = F/A$$

Gerilmenin birimi Paskal'dır ($\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$). Genellikle, birim olarak Megapaskal kullanılır (1 MPa =10,6 Pa).

Stres bir cismi her yönden ve açıdan etkileyebilir. Çoğu zaman bu etkiler cisimde karmaşık streslerin oluşmasına yol açar. Bir cismi etkileyen kuvvetlerin oluşturduğu stresler 3 grupta toplanabilir^{84, 85}.

Çekme gerilmesi: Aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur. Bu durumda cismi oluşturan moleküller birbirinden ayrılamaya zorlanır^{24, 35}.

Basma gerilmesi: Aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur ve cisim içindeki molekülleri birbirine yaklaşmaya zorlar^{24, 35}.

Makaslama gerilmesi: Farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu ve cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan stres tipidir.

Çekme ve basma gerilmesi “ σ ” simgesi, makaslama gerilmeleri ise “ τ ” simgesi ile gösterilir. Normalde tüm cisimlere bir kuvvet etki eder. Bunun bileşkeleri cismi yönlendirir. Kortikal kemiğin bu üç tip gerilmeye tepkisi farklıdır^{24, 35}.

Kemik basma, çekme veya makaslama kuvvetlerine maruz kaldığı zaman oluşan gerilme miktarı kesit alana düşen yük ile belirlenir⁸⁴.

$$\sigma = L / A$$

σ = gerilme miktarı

L = uygulanan kuvvet

A = kesit alan

Asal gerilme (principal stres): Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bu konumdaki bir elemanda, normal gerilmelere "asal gerilme" denir. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri ve maksimum çekme gerilmesini, “ σ_3 ” en küçük negatif değeri ve maksimum basma gerilmesini, “ σ_2 ” ise ara değeri gösterir^{24, 35, 54}.

Von Mises gerilmesi (Von Mises stress): Von Mises gerilmesi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir. Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirilmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılmıştır. Birimi Paskal'dır. Von Mises gerilmesi, üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki gibi hesaplanır^{24, 51, 86}.

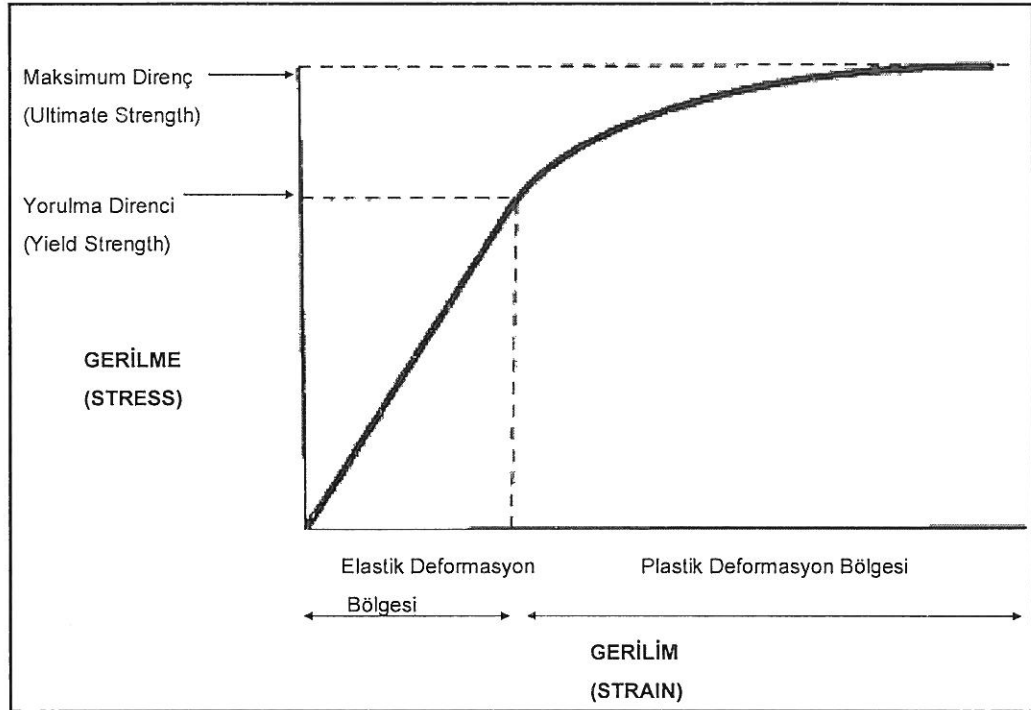
$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

Deformasyon ve gerinim (strain): Bir cisme kuvvet uygulandığında cisim deforme olmaktadır. Tüm stres tipleri maddede deformasyona neden olmaktadır. Sıkışma kuvvetinin oluşturduğu deformasyon cismin uygulanan kuvvet yönünde uzamasıdır. Basma veya itme kuvvetleri, cismin sıkışması veya kısalması şeklinde deformasyona neden olurlar^{35, 48}.

Gerinim; madde bir kuvvete maruz kaldığında, cismin birim uzunluğundaki (L_0) değişim miktarı ($\Delta L = L - L_0$) olarak tanımlanmaktadır. Gerinimin birimi yoktur^{39, 87}. Yüzde olarak gösterilir. Ayrıca gerinim deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir. Gerilme ve gerinim birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvettir. Gerinim ise bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür^{24, 35, 48}.

$$\text{Gerinim } (\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orijinal uzunluk} = (L-L_0)/L_0 = \Delta L/L_0$$

Gerinim ve gerilme arasındaki ilişki içinde elastik ve plastik deformasyon eğrilerinin de olduğu “gerinim-gerilme eğrisi” ile açıklanabilir (Şekil 2). Elastik deformasyonda; kuvvet ortadan kalkınca cisim tekrar orijinal haline geri döner. Plastik deformasyonda; geri dönüşümsüz bir şekil değişikliği söz konusudur. Elastik-plastik deformasyon bölgeleri arasındaki sınır direnci “yield strength” olarak bilinir. Maksimum direnç ise kemiğin kırılmadan önceki en yüksek dayanma kapasitesidir⁸⁶.



Şekil 2: Gerinim-gerilme eğrisi⁸⁶

Elastiklik modülü (Young modülü): Elastiklik modülü yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya

gösterdiği iç dirençtir. Bu değer arttıkça cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artmaktadır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değerde bulunmaktadır^{24, 48}. “Young modülü” elastik bölgedeki eğimdir ve birimi Pascal’dır. . Bir gerilmeye ne kadar küçük gerinim karşılık geliyorsa modülün değeri de o oranda büyük olur^{84, 86}.

Elastik sınır: Kalıcı deformasyon oluşturmaksızın bir cisme uygulanabilecek en büyük gerilmedir³⁵.

Poisson oranı: Bir cisme uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade eder⁸⁶.

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

Lineer elastik cisim: Gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilme sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir^{24, 35}.

Elastik şekil değiştirme: Gerilme altında iken cismin önce şekil değiştirip, gerilme ortadan kalktığında da kendi esas şekline ve düzenine dönmesidir^{24, 35}.

İzotrop cisim: Maddenin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabul edilmesidir. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri elastiklik modülü ve poisson oranı gibi iki malzeme sabiti bağlı olarak ifade edilebilir^{24, 86}.

Homojen cisim: Elastik özelliklerin madde içerisinde bir noktadan diğer noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir⁸⁶.

Esneyebilirlik (Resiliens): Gerilme-gerinim eğrisinin elastik kısmı altındaki alanla ölçülür. Malzemenin oransal sınıra kadar şeklini değiştirmek için gereken enerji miktarını gösterir⁸⁶.

Yield Stress(Yield gerilmesi): Materyaldeki plastik deformasyonun başlangıcında oluşan gerilmedir. Bu noktadan önce materyal elastik deformasyondadır ve gerilme ortadan kalktığında eski haline geri döner. Yield noktasını aşacak kadar bir gerilme olursa kalıcı deformasyon olur ve geri dönüşümü olmaz. Aslında bu değer elastik deformasyon ile plastik deformasyon arasındaki sınırdır⁸⁶.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

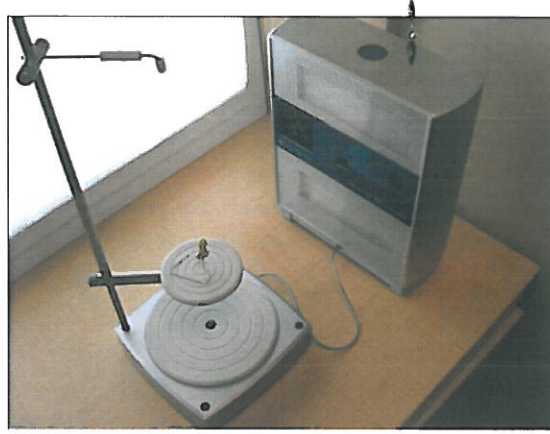
Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Çalışmamızda; sol tarafı marjinal olarak rezeke edilmiş dişsiz mandibulaya 3 nolu dişler bölgesine, simetrik ve birbirlerine paralel 2 adet silindirik implant yerleştirildi. İmplantlar üzerine dört farklı tutucu tipine sahip hareketli protez tasarlandı. Protezlere gelen vertikal ve horizontal yükler altında, kemikte oluşan gerilme dağılımının, implantlar çevresindeki kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Pentium ® D CPU 3,00 GHz işlemci, 250gb Hard disk, 3.00 GB RAM donanımlı ve Windows XP Professional Version 2002 Service Pack 3 ® işletim sistemi olan bilgisayar kullanıldı. Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte yapılan 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

Çalışmada 2 adet 4,1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda ITI (Institute Straumann, Waldenberg Switzerland) dental implant, bar üstyapı için 1,5 mm yüksekliğinde titanyum destek, 6 mm yüksekliğinde titanyum koping, 3 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda titanyum dolder bar, 4,5 mm yüksekliğinde 20 mm uzunluğunda titanyum bar klipsi, ball üst yapı için 5 mm yüksekliğinde 4 mm çaplı titanyum top başlı destek, 4 mm çapında 2 mm yüksekliğinde locator, 4mm çapında 3,5 mm yüksekliğinde o ring parçaları modellendi.

Çalışmada kullanılan implant ve protez parçaları Nextengine 3D tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak tarandı (Resim 1)..



Resim 1: Nextengine 3d tarayıcısı.

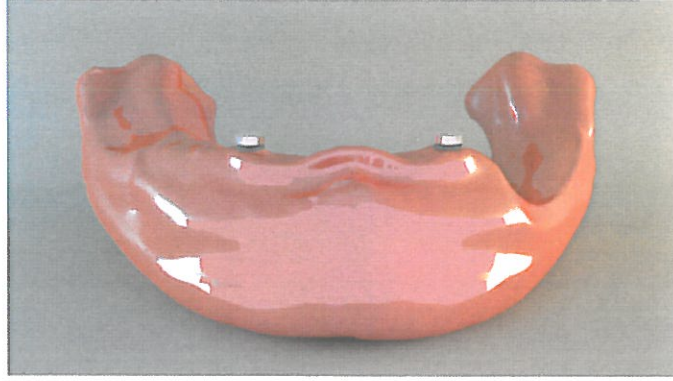
Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarıldı. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

3. 1. Çalışma modellerinin oluşturulması

Kemik dokularının modellenmesi için, mum modelasyonu ile sol tarafı marjinal olarak rezeke edilmiş dişsiz bir mandibula oluşturuldu. Mumdan oluşturulan model muflaya alındı. Mum eritilerek protezin negatifi elde edildi. Muflaya yerleştirilen poliakrilik rezin (Meliodent, Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) kullanılan materyalin karıştırılma oranları ve kaynatma dereceleri dikkate alınarak polimerize edildi. Mufladan çıkarılan poliakrilik modelin tesviyesi yapıldı. Poliakrilik dişsiz mandibula modeli Nextengine lazer tarayıcısı ile makro çözünürlükte tarandı.

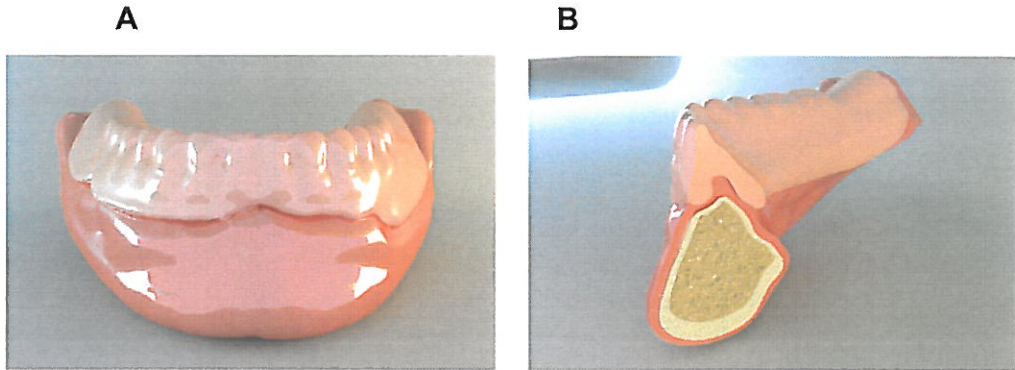
Yapılan tarama işleminden sonra sanal 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

Veriler 'Rhinoceros' modelleme yazılımına yüklendi. Burada ofset (ofset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemidir) yöntemi ile kortikal kemik ve spongios kemik oluşturuldu. Ofset değeri olarak 1,5 mm alındı. Kortikal kemik kalınlığı D2 kemik tipine uygun olarak 1,5 mm olarak belirlendi. Model oluşturulurken, kortikal kemik içinde kalan kısımlara spongios kemik özellikleri verilerek, tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi.



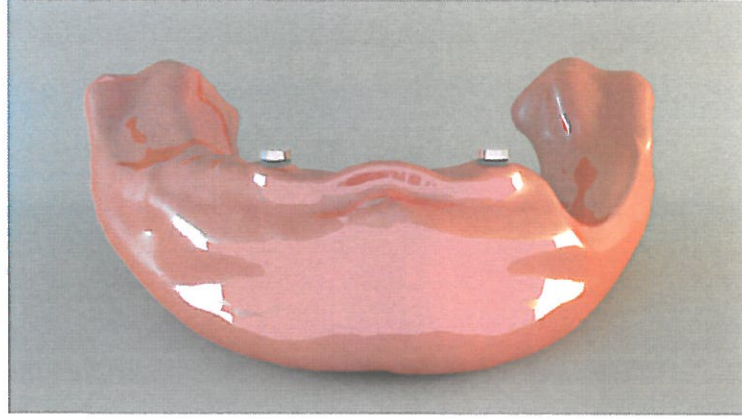
Resim 2: Dişsiz mandibula modeli

3 boyutlu tarayıcı ile hazırlanmış bir protez tarandı. Taranan protezin Rhino yazılımında uygun yerde konumlandırılması ve kortikal kemik yapısı ile arasının doldurulması ile mukoza modellenmiş oldu (Resim 2-3).



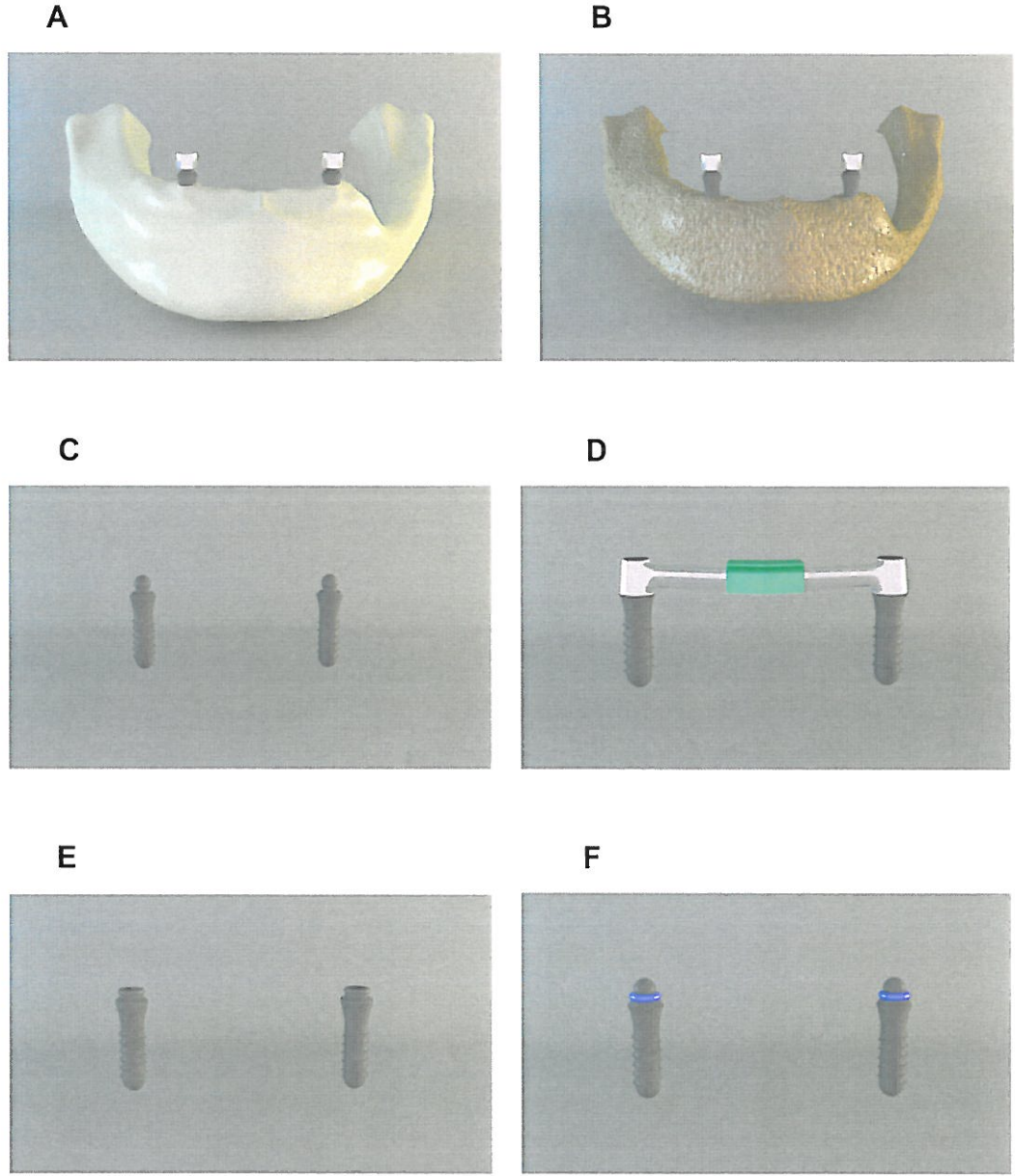
Resim 3: A: Dişsiz mandibula modeli ve tam protez, B: Dişsiz mandibula modeliyle tam protezin kesit görüntüsü.

Sonra dental implantlar, mandibulanın her iki tarafında kaninlerin bulunduğu bölgelere karşılık gelen yerlere yerleştirildi (Resim 4).



Resim 4: Dişsiz mandibulaya yerleştirilen implantların pozisyonları (önden görünümü)

Protez ve ara parçalar, 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. Tarama ve bilgisayarlı tomografi ile elde edilen tüm modeller 'Rhinoceros' (üç boyutlu modelleme yazılımı) yazılımına aktarılıp protetik olarak birleştirildi ve model elde edildi.



Resim 5: A: Dişsiz mandibuladaki implantların kortikal kemik seviyesindeki pozisyonları, B: Spongios kemik seviyesindeki pozisyonları, C: İmplantların ball desteklerle görünümü, D: İmplantların bar desteklerle ve bağlantılı görünümü, E: İmplantların locator destekle görünümü, F: İmplantların o ring destekle görünümü.

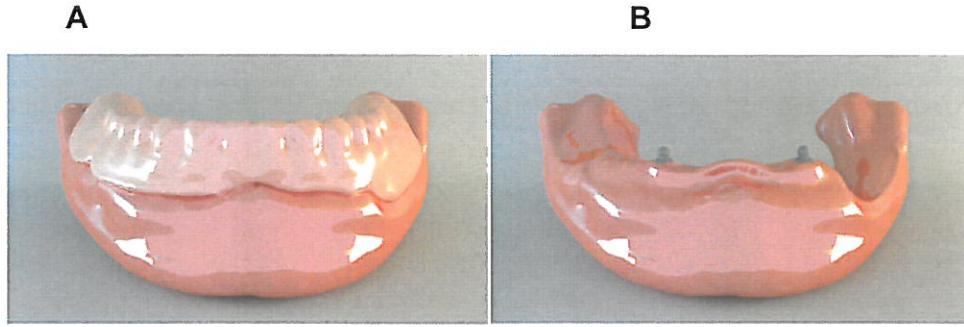
Mandibula kortikal kemik, spongios kemik, protez alt ve üst parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu

uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu (Resim 5).

3. 2. Çalışma modelleri

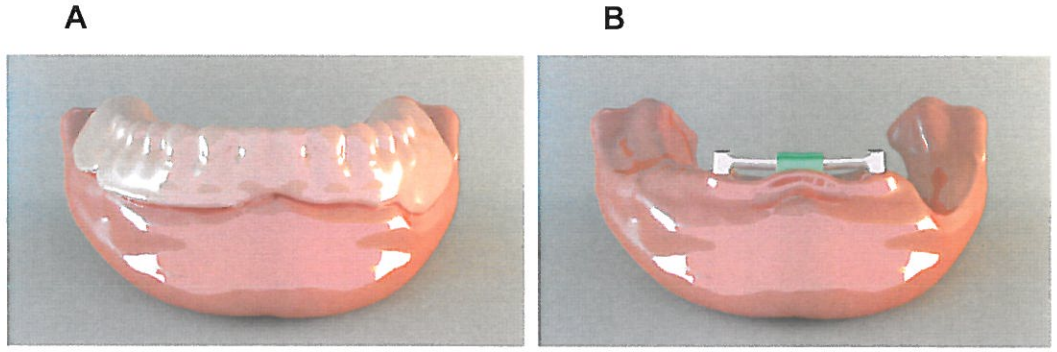
Çalışmada mandibulaya 3 no'lu dişler bölgesine yerleştirilen simetrik ve birbirine paralel 2 implant üzerine 4 farklı implant üstü protez uygulandı.

1. Model: Mandibulada 3 no'lu dişler bölgesine yerleştirilen simetrik ve birbirine paralel 2 implant üzerine ball bağlantı tutuculu overdenture tarzı tam protez modellendi (Resim 6).



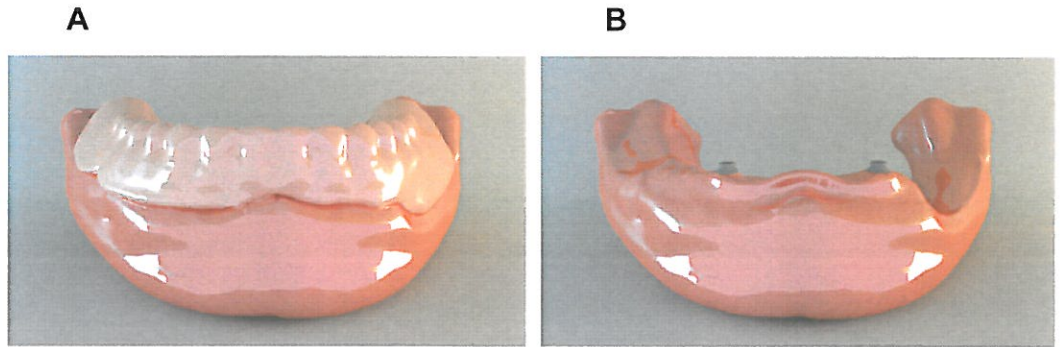
Resim 6: 1. Modelin görüntüleri, A: Mandibula ve tam protez üzerindeki önden görünümü, B: Protezsiz önden görünümü.

2. Model: Mandibulada 3 no'lu dişler bölgesine yerleştirilen simetrik ve birbirine paralel 2 implant üzerine bar bağlantı tutuculu overdenture tarzı tam protez modellendi (Resim 7).



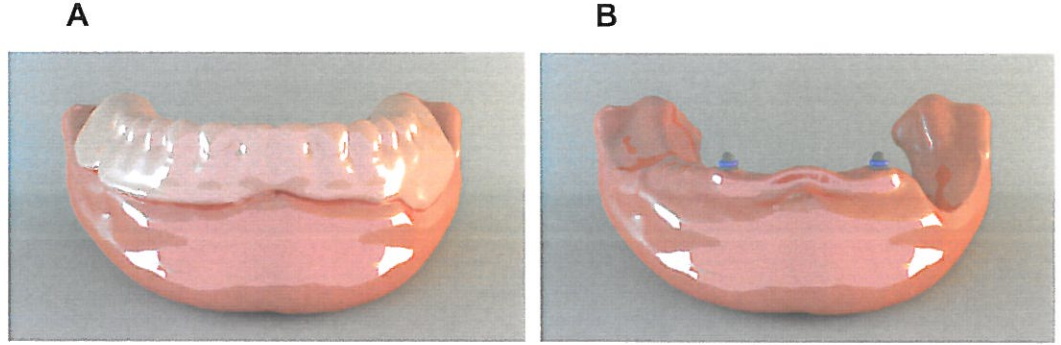
Resim 7: 2. Modelin görüntüleri A: Mandibula ve tam protez üzerindeki önden görünümü, B: Protezsiz bar destek görünümü.

3. Model: Mandibulada 3 no'lu dişler bölgesine yerleştirilen simetrik ve birbirine paralel 2 implant üzerine locator bağlantı tutuculu overdenture tarzı tam protez modellendi (Resim 8).



Resim 8: 3. Modelin görüntüleri A: Mandibula ve tam protez üzerindeki önden görünümü, B: Protezsiz önden görünümü.

4. Model: Mandibulada 3 no'lu dişler bölgesine yerleştirilen simetrik ve birbirine paralel 2 implant üzerine o ring bağlantı tutuculu overdenture tarzı tam protez modellendi (Resim 9).

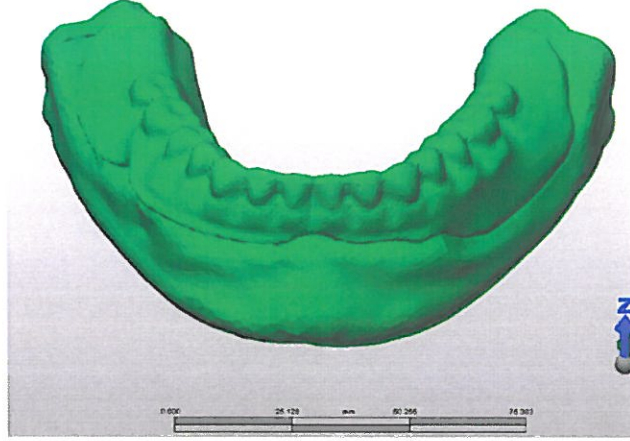


Resim 9: 4. Modelin görüntüleri A: Mandibula ve tam protez üzerindeyken önden görünümü, B: Protezsiz önden görünümü.

3. 2. 1. Çalışmada kullanılan ve katı modellemesi yapılan parçalar

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

Bu aşamadan sonra, modellerin tümü seçilerek “mesh işlemi” uygulandı. Mesh işlemi, daha önce yüzey modeli oluşturulmuş parçaların katı model haline gelmesini sağladı. Mesh işlemi sırasında “Bricks and Tetrahedron” seçeneği kullanıldı (Resim 10).



Resim 10: Mesh işlemi yapılmış modelin görüntüsü

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

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının deformasyon veya gerinim uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Mesh işlemi sonrasında her bir model için elde edilen düğüm ve eleman sayıları Tablo 1 de gösterildi.

Tablo 1: Modellerde mesh işlemi sonrası düğüm ve eleman sayıları.

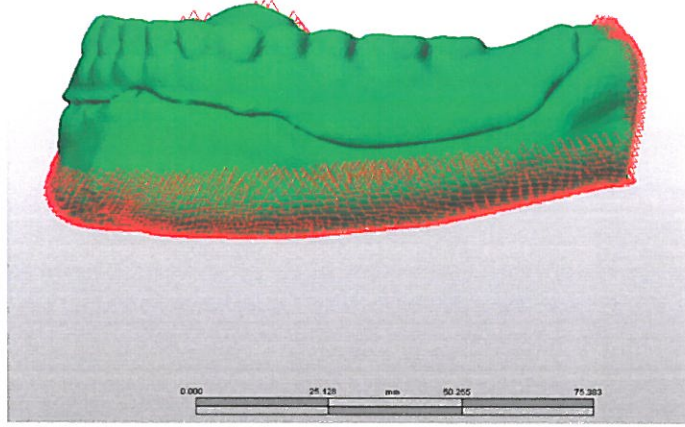
	Düğüm Sayısı	Eleman
Ball	109941	595857
Bar	121359	646204
Locator	116074	631576
O ring	118932	642152

3. 2. 2. Sınır koşullarının oluşturulması:

Ağ yapı, elemanlara ayırma işlemi sonucu elde edildi ve model sabitlenerek sınır koşulları belirlendi.

Model her DOF (Degree Of Freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.

Analizde, mandibula kesildiği bölgelerden, tüm serbestlikler yok edilecek şekilde her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeler engellendi. Düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi (Resim 11).



Resim 11: Modellerin sınır koşullarının görüntüsü

3. 2 .3. Malzeme özelliklerinin belirlenmesi;

Modellerde kullanılan materyallerin özellikleri homojen, izotropik kabul edildi (Tablo 2).

Tablo 2: Materyallerin elastiklik modülü ve poisson oranları.

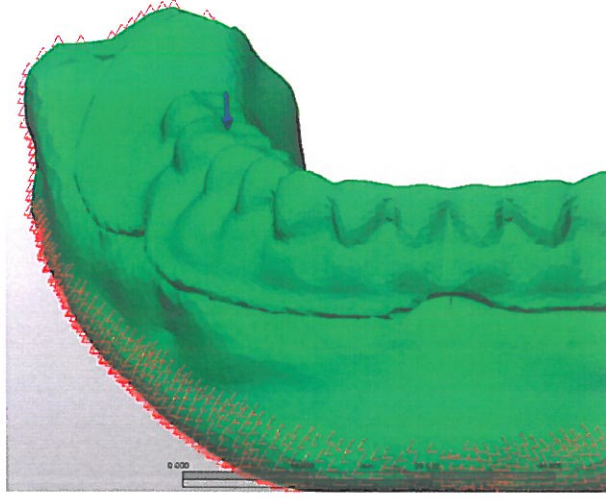
Kullanılan Materyaller	Elastiklik Modülü (E)	Poisson Oranı (v)	Kaynaklar
Spongioz kemik	1500 MPa	0.30	24, 39, 91
Kortikal kemik	14000 MPa	0.30	24, 39
Saf titanyum	115000 MPa	0.35	39, 91
Mukoza	10 MPa	0.40	19, 39
Polimetil metakrilat	2700 MPa	0.35	7, 24, 39
Ti6Al4V	110000 MPa	0.35	24, 30, 98
NBR (doğal lastik)	5 MPa	0.45	7, 24, 39

3. 2. 4. Yükleme koşulları:

Oklüzal kuvvetlerin vertikal ve lateral bileşenleri uygulandı. Oklüzal kuvvet 100 N (dişsiz hastalardaki ortalama değer) olarak alındı.

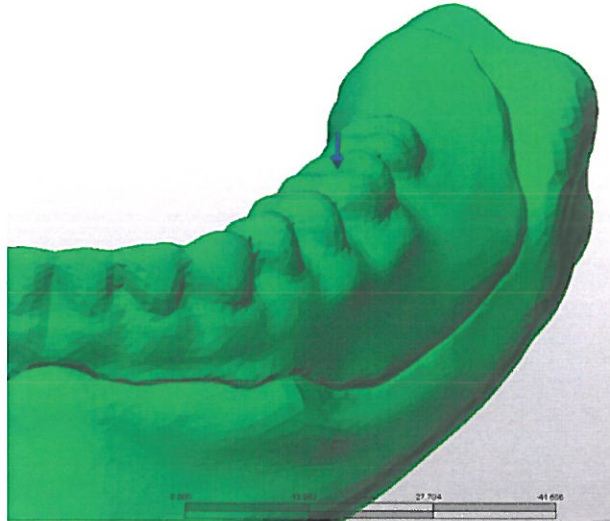
Analizde, dört farklı yükleme tipi kullanıldı. Bunlar:

Yükleme 1: Oklüzal kuvvet, vertikal olarak protezin sağ tarafındaki birinci molar dişin oklüzal yüzünde santral fossa noktasından ve dişin uzun aksına paralel olarak uygulandı (Resim 12).



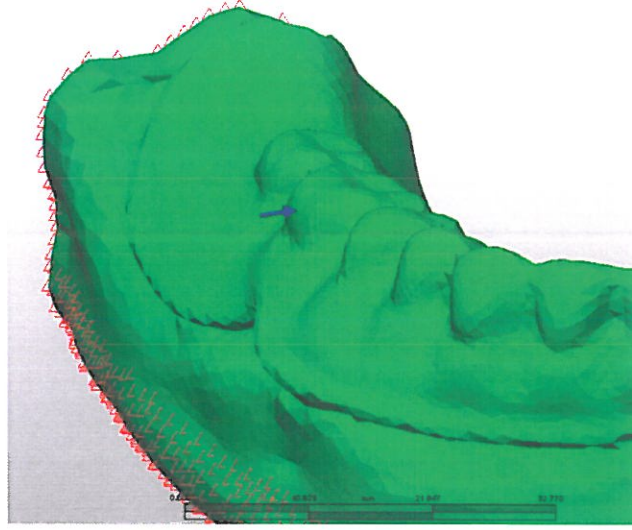
Resim 12: 1. yükleme

Yükleme 2: Oklüzal kuvvet, vertikal olarak protezin sol tarafındaki birinci molar dişin oklüzal yüzünde santral fossa noktasından ve dişin uzun aksına paralel olarak uygulandı (Resim 13).



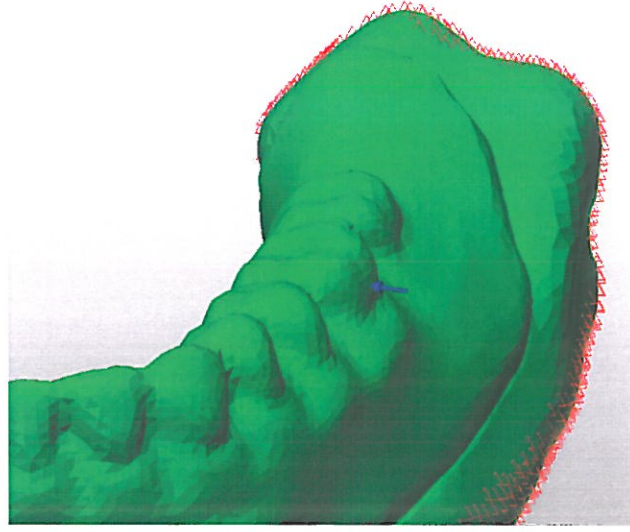
Resim 13: 2. yükleme

Yükleme 3: Oklüzal kuvvet, horizontal olarak protezin sağ tarafındaki birinci molar dişin bukkal yüzünden ve dişin uzun aksına dik olarak uygulandı. (Resim 14).



Resim 14: 3. yükleme

Yükleme 4: Oklüzal kuvvet, horizontal olarak protezin sol tarafındaki birinci molar dişin bukkal yüzünden dişin uzun aksına dik olarak uygulandı. (Resim 15).



Resim 15: 4. yükleme

Analiz sonuçlarında; artı değerler maksimum asal gerilmeleri, eksi değerler ise minimum asal gerilmeleri gösterir. Değerlendirme yapılırken, maksimum asal gerilmenin en yüksek ve minimum asal gerilmenin en düşük çıktığı değerler ve dağılımları karşılaştırıldı. Bir elemanda hangi gerilme tipinin mutlak değeri daha büyük ise, eleman o gerilme tipinin etkisi altındadır ve bu gerilme tipinin değerlendirilmesi gerekmektedir. Elde edilen bulgular; ilgili alanlardaki gerilmeleri gösteren şekiller ve gerilmelerin yoğun olarak gözlemlendiği alanlarda belirlenen noktasal değerleri içeren grafiklerle sunuldu.

Maksimum gerilme dağılımını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafındaki skaladan (bilgisayar programında, stres miktarlarını kolay yorumlayabilmek için verilen renk skalası), renklere göre sayısal olarak gerilme değerleri görülebilmektedir. Bu skalanın sol alt tarafında ise, o gerilme tipinin en yüksek ve en düşük değerleri görülmektedir. Değerlendirme yapılırken, maksimum asal gerilmenin en yüksek ve minimum asal gerilmenin en düşük (minimum asal gerilme değerleri

negatif değer olarak karşımıza çıkmaktadır ancak sayısal değerlerin mutlak değerleri dikkate alınmıştır.) değerleri kullanıldı. Sol üst köşede yer alan skaladaki renklere göre, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Maksimum asal gerilme dağılımını gösteren kesit görüntülerinde kırmızı değerler çekme gerilmelerini, minimum asal gerilme dağılımını gösteren kesit görüntülerinde mavi değerler basma gerilmelerini göstermektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatle incelenmesi ve yorumlanmasıdır.

4. BULGULAR:

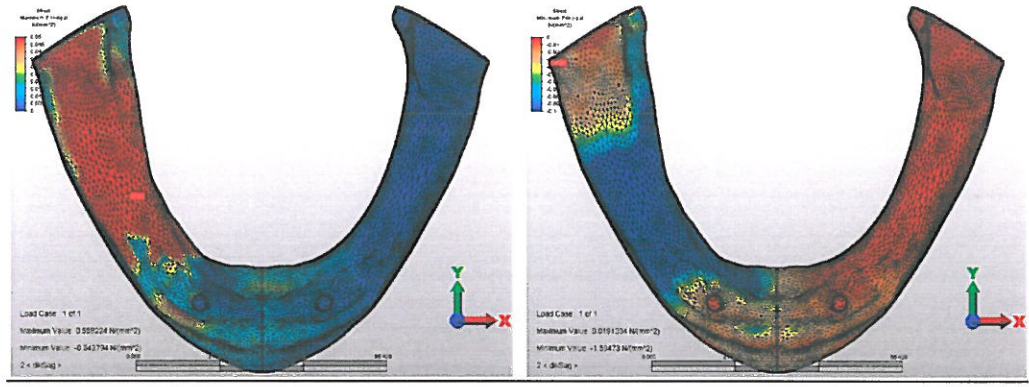
Araştırmada; 4 farklı tasarımıda, 4 ayrı yükleme altında, kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress bulguları değerlendirildi. Değerlendirme yapılırken maksimum principle stress'in en yüksek çıktığı noktalar ve minimum principle stress'in en düşük çıktığı noktalar karşılaştırıldı. 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 sol 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. Grsel 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 st köşede yer alan skaladaki renklere göre, maksimum ve minimum principle stress değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır.

4. 1. Maksimum ve minimum principle stress bulgularının modellere göre değerlendirilmesi

4. 1. 1. Model 1'deki stres bulguları

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



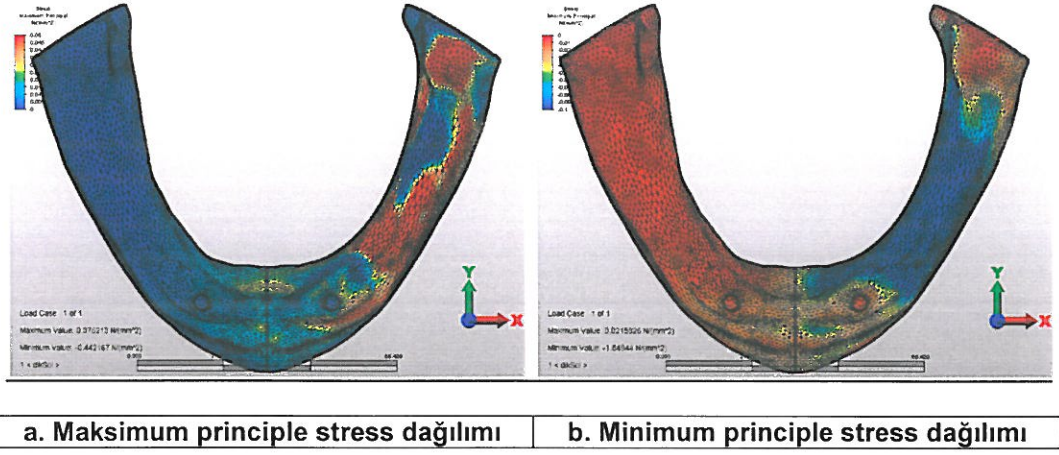
a. Maksimum principle stress dağılımı

b. Minimum principle stress dağılımı

Resim 16: Birinci yüklemedeki stres bulguları

1. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın distalinde ve 0,021789 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın mezialinde ve 0,023127 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 1. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 16a-b).

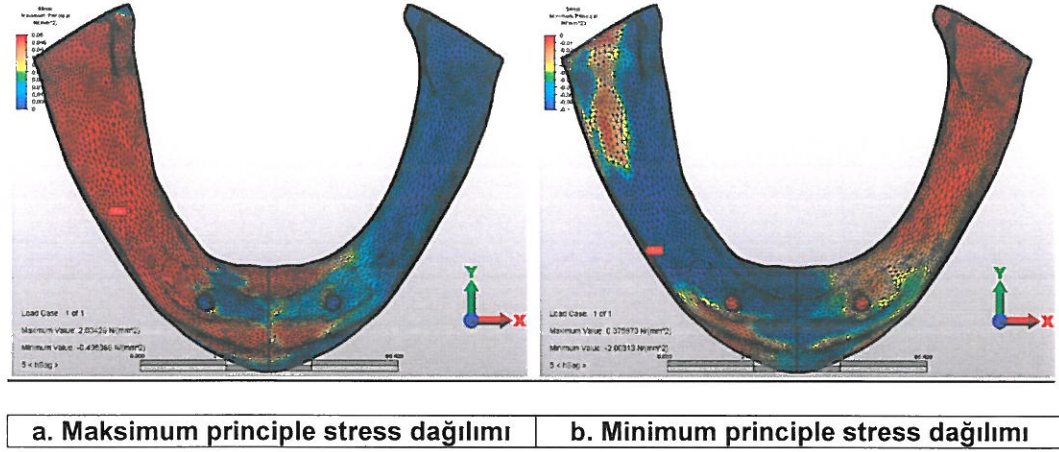
4. 1. 1. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Resim 17: İkinci yüklemedeki stres bulguları

1. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın distalinde ve 0,028837 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,025544 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 1. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 17a-b).

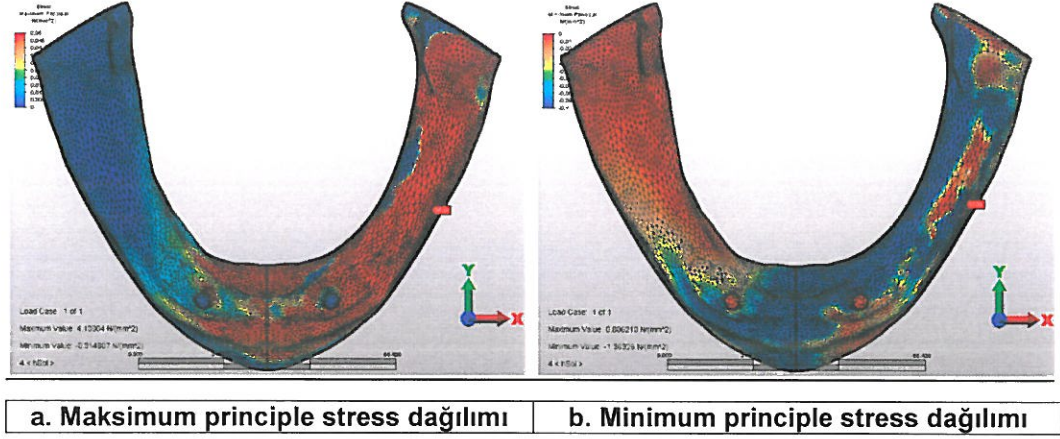
4. 1. 1. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları



Resim 18: Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

1. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın bukkalinde ve 0,167349 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın lingualinde ve 0,168303 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 1. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma ve gerilme tipi streslerin yaklaşık aynı derecede baskın olduğu görülmektedir (Resim 18a-b).

4. 1. 1. D. Dördüncü yüklemedeki stres bulguları

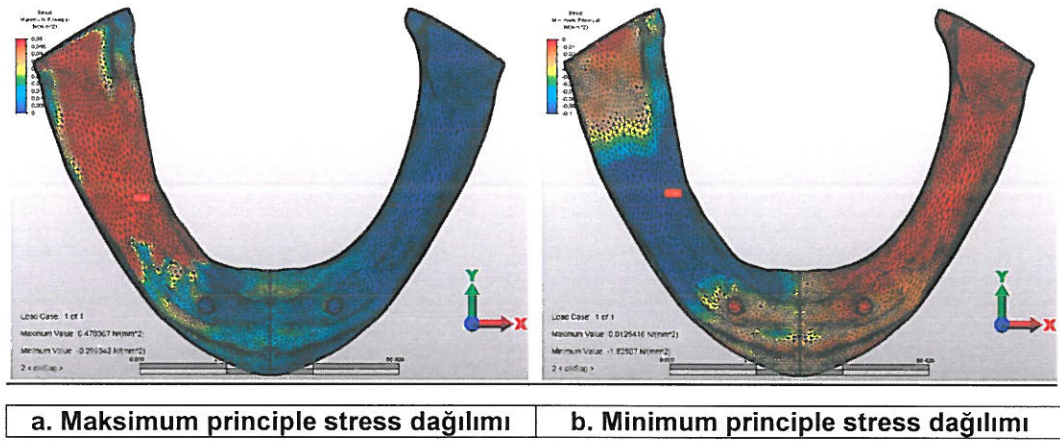


Resim 19: Dördüncü yüklemedeki stres bulguları

1. modelde 4. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın bukkalinde ve 0,181814 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,204171 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 1. modelde 4. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 19a-b).

4. 1. 2. Model 2'deki stres bulguları

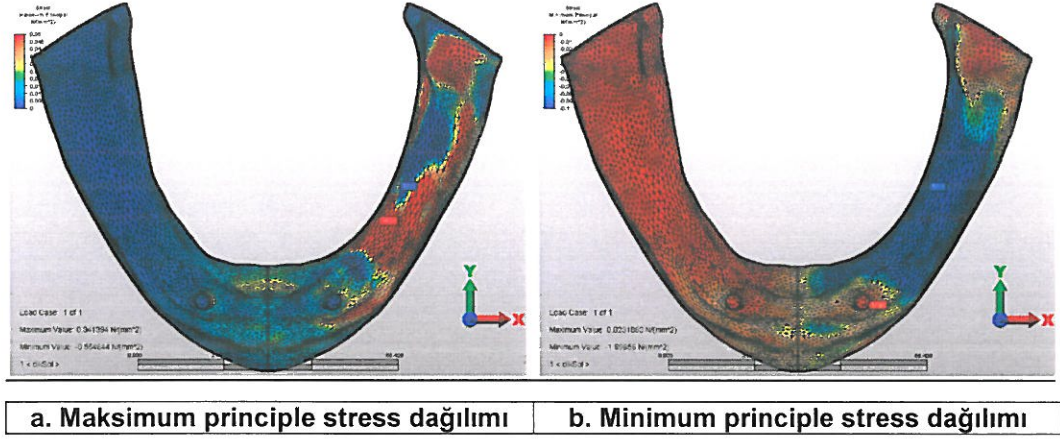
4. 1. 2. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Resim 20: Birinci yüklemedeki stres bulguları

2. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın distalinde ve 0,027595 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın mezialinde ve 0,031377 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 2. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 20a-b).

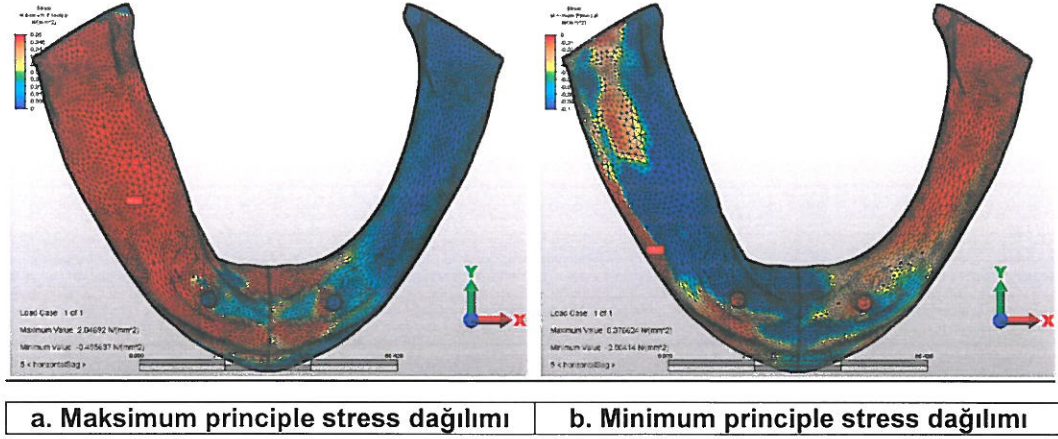
4. 1. 2. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Resim 21: İkinci yüklemedeki stres bulguları

2. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın distalinde ve 0,034683 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,032258 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 2. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 21a-b).

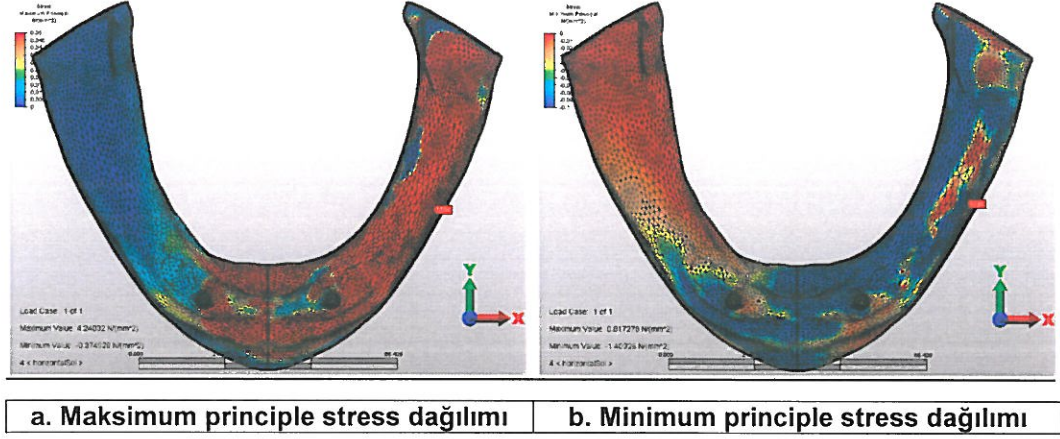
4. 1. 2. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları



Resim 22: Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

2. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın bukkalinde ve 0,209651 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın lingualinde ve 0,232724 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 2. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 22a-b).

4. 1. 2. D. Dördüncü yüklemedeki stres bulguları

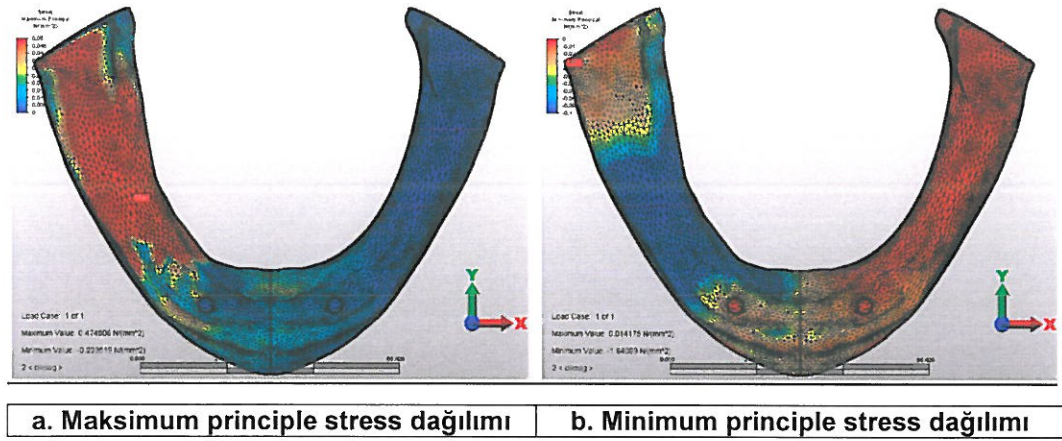


Resim 23: Dördüncü yüklemedeki stres bulguları

2. modelde 4. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın bukkalinde ve 0,224143 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,250843 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 2. modelde 4. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 23a-b).

4. 1. 3. Model 3'teki stres bulguları

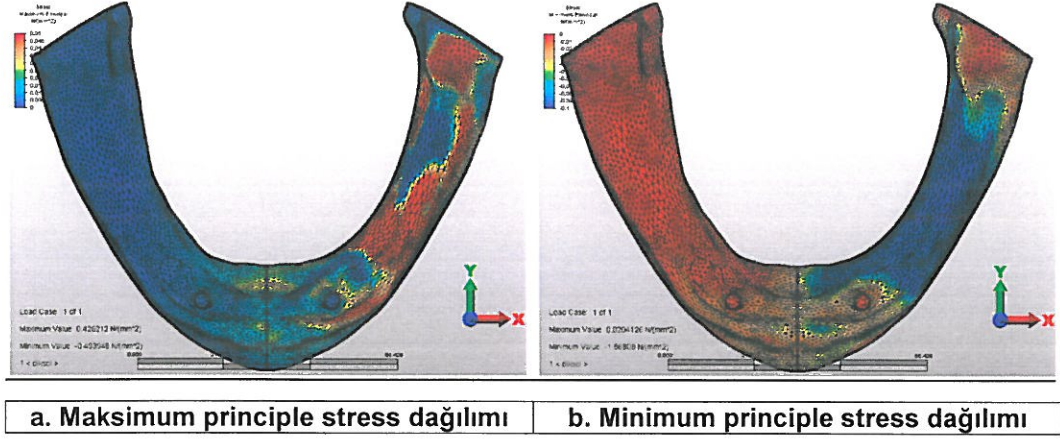
4. 1. 3. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Resim 24: Birinci yüklemedeki stres bulguları

3. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın distalinde ve 0,025836 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın mezialinde ve 0,028347 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 3. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 24a-b).

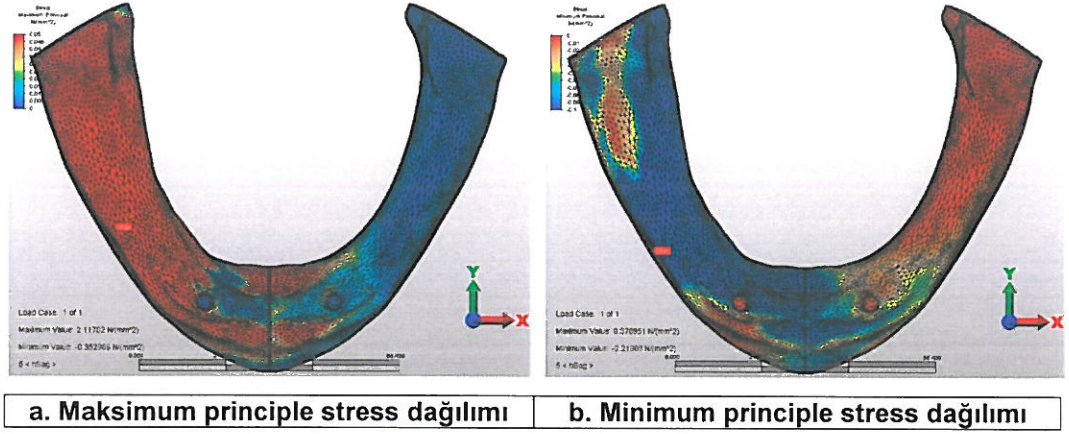
4. 1. 3. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Resim 25: İkinci yüklemedeki stres bulguları

3. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın distalinde ve 0,033006 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,029986 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 3. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 25a-b).

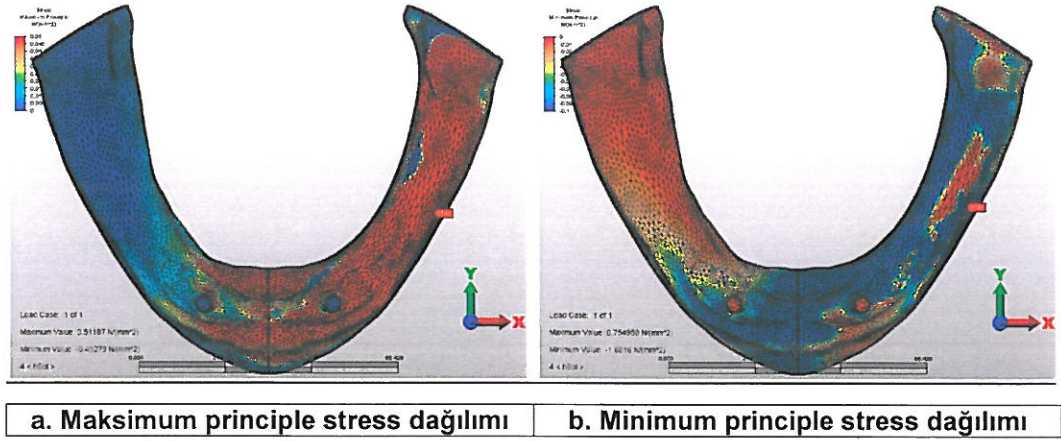
4. 1. 3. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları



Resim 26: Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

3. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın bukkalinde ve 0,175568 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın lingualinde ve 0,202130 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 3. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 26a-b).

4. 1. 3. D. Dördüncü yüklemedeki stres bulguları

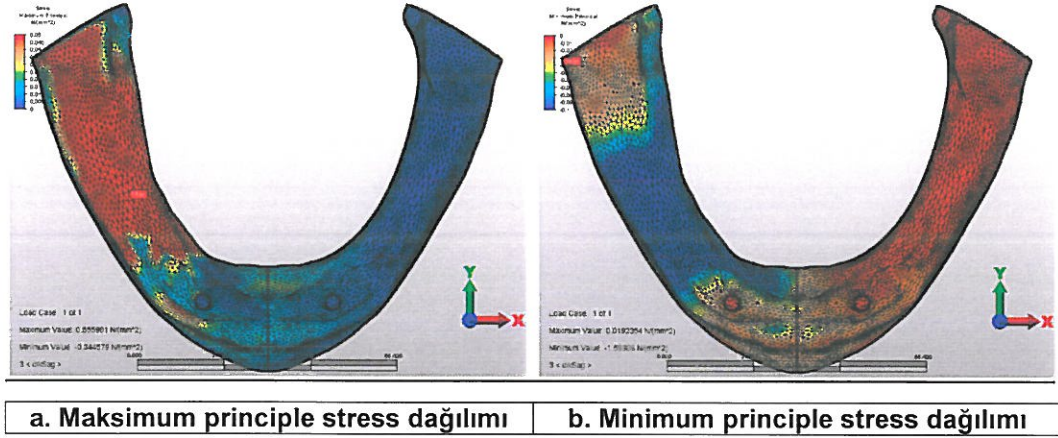


Resim 27: Dördüncü yüklemedeki stres bulguları

3. modelde 4. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın bukkalinde ve 0,202766 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,213336 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 3. modelde 4. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 27a-b).

4. 1. 4. Model 4'teki stres bulguları

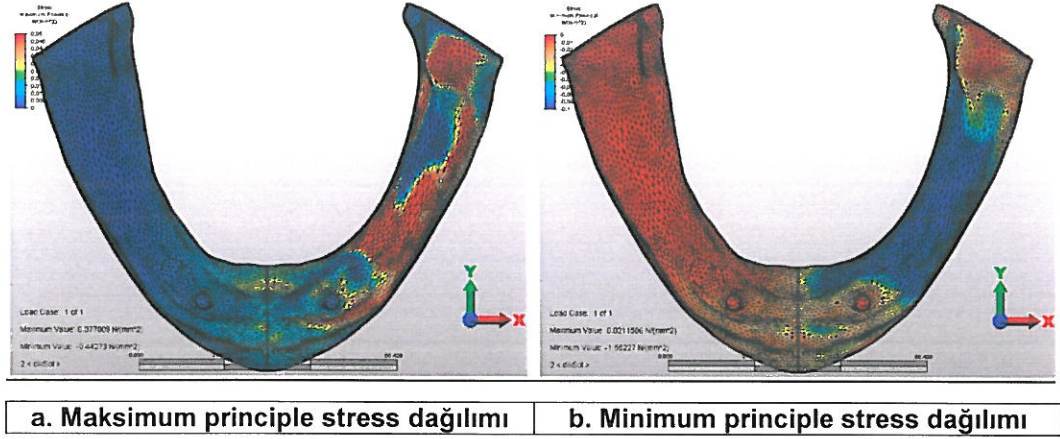
4. 1. 4. A. Birinci yüklemedeki stres bulguları



Resim 28: Birinci yüklemedeki stres bulguları

4. modelde 1. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın distalinde ve 0,019933 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın mezialinde ve 0,022651 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 4. modelde 1. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 28a-b).

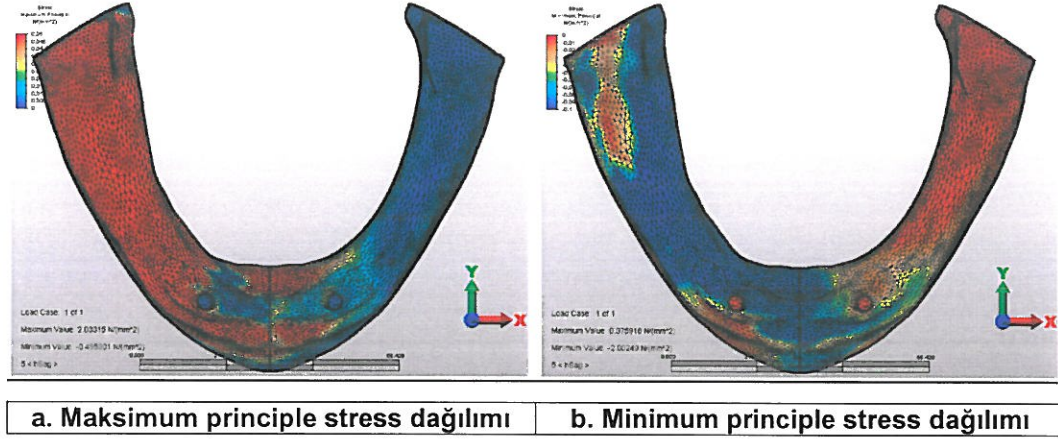
4. 1. 4. B. İkinci yüklemedeki stres bulguları



Resim 29: İkinci yüklemedeki stres bulguları

4. modelde 2. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın distalinde ve 0,026503 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,027984 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 4. modelde 2. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 29a-b).

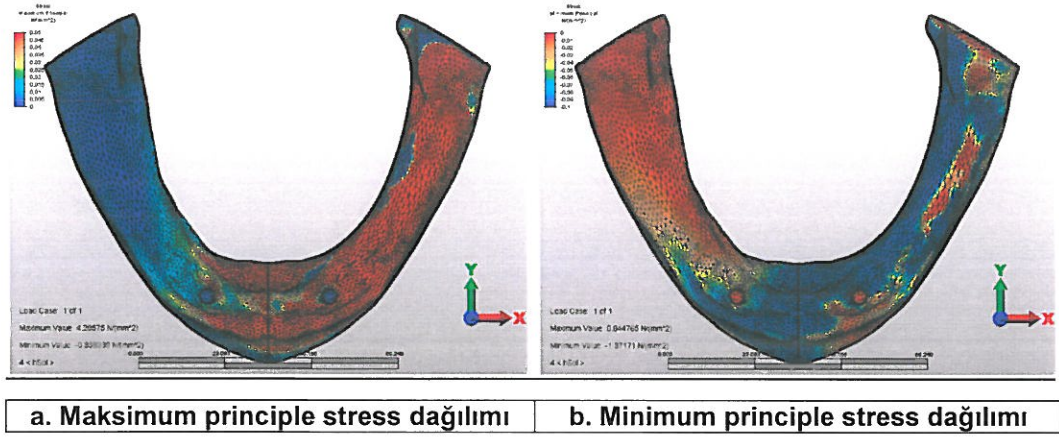
4. 1. 4. C. Üçüncü yüklemedeki stres bulguları



Resim 30: Üçüncü yüklemedeki stres bulguları

4. modelde 3. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sağ taraftaki implantın bukkalinde ve 0,166673 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sağ taraftaki implantın lingualinde ve 0,161629 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 4. modelde 3. yüklemede, kortikal kemik tabakasında gerilme tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 30a-b).

4. 1. 4. D. Dördüncü yüklemedeki stres bulguları



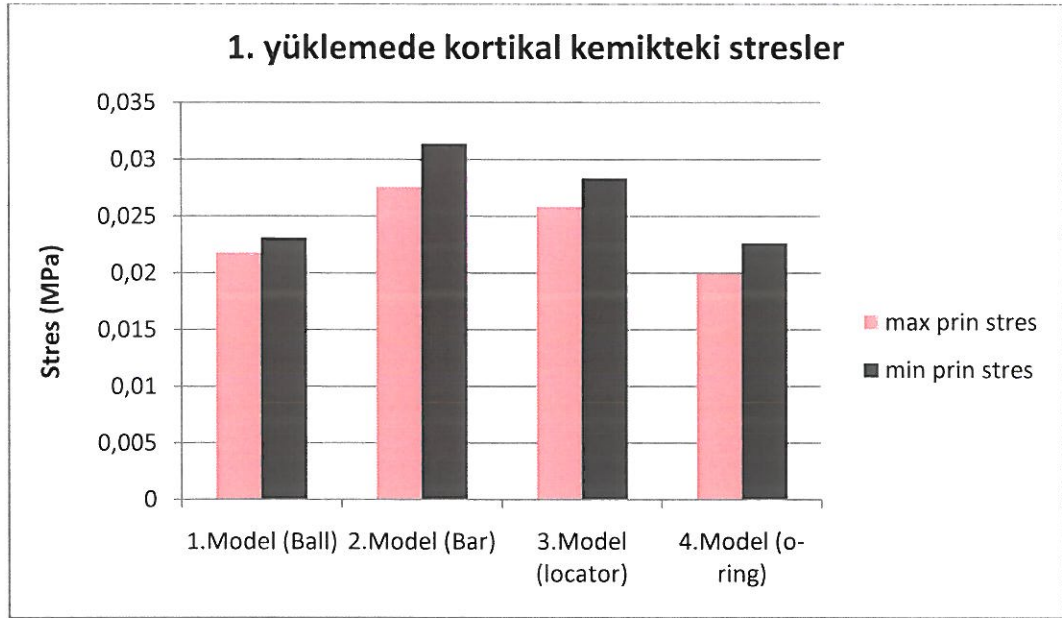
Resim 31: Dördüncü yüklemedeki stres bulguları

4. modelde 4. yüklemede; kortikal kemik tabakasında en yüksek gerilme stresi sol taraftaki implantın bukkalinde ve 0,164167 MPa olarak bulundu. En yüksek sıkışma stresi de sol taraftaki implantın mezialinde ve 0,190080 MPa olarak bulundu. Bu değerlere göre 4. modelde 4. yüklemede, kortikal kemik tabakasında sıkışma tipi streslerin daha baskın olduğu görülmektedir (Resim 31a-b).

4. 2. Maksimum ve minimum principle stress bulgularının değerlendirilmesi

4. 2. 1. Maksimum ve minimum principle stress bulgularının yüklemelere göre değerlendirilmesi

4. 2. 1. 1. Birinci yüklemedeki maksimum ve minimum principle stress bulguları:



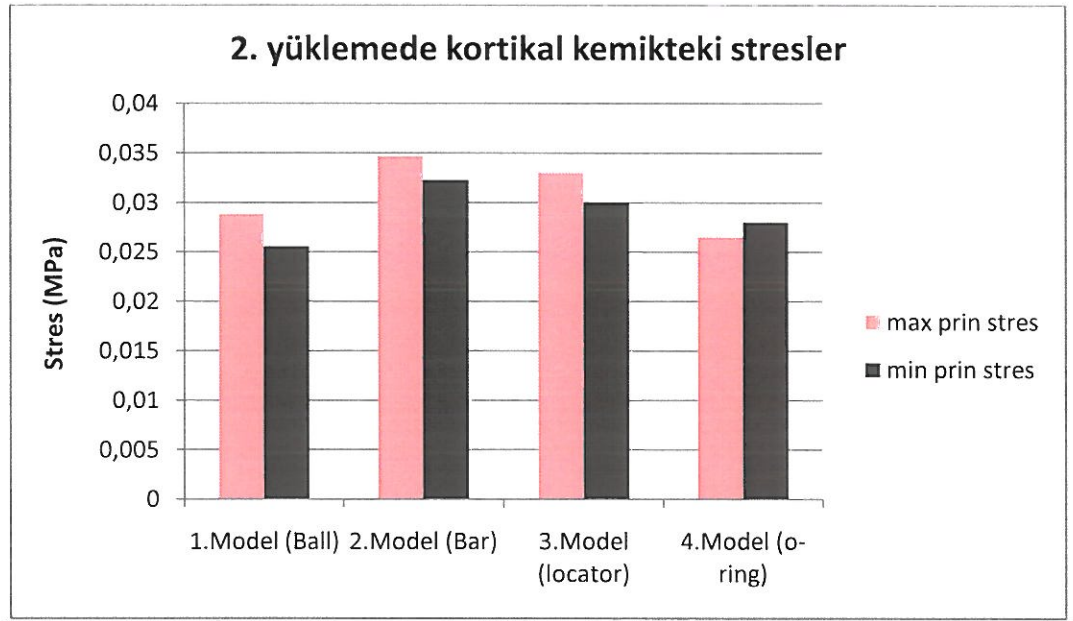
Grafik 1. Birinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler

1. yüklemede, kortikal kemikte **maksimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,027595 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,019933 MPa olarak bulundu. 1. yüklemede kortikal kemikte maksimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model > 3. Model > 1. Model > 4. model şeklindedir (Grafik 1).

1. yüklemede, kortikal kemikte **minimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,031377 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,022651 MPa olarak bulundu. 1. yüklemede

kortikal kemikte minimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model >3. Model>1. Model>4. model şeklindedir (Grafik 1).

4. 2. 1. 2. İkinci yüklemedeki maksimum ve minimum principle stress bulguları:

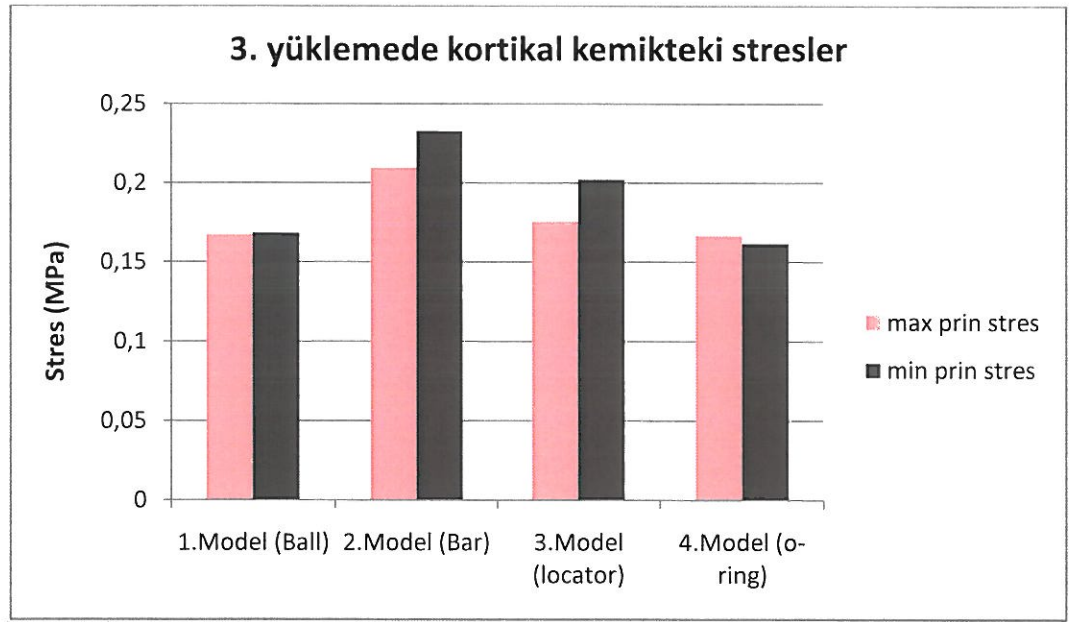


Grafik 2. İkinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler

2. yüklemede, kortikal kemikte **maksimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,034683 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,026503 MPa olarak bulundu. 2. yüklemede kortikal kemikte maksimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model >3. Model>1. Model>4. model şeklindedir (Grafik 2).

2. yüklemede, kortikal kemikte **minimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,032258 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,027984 MPa olarak bulundu. 2. yüklemede kortikal kemikte minimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model > 3. Model > 1. Model > 4. model şeklindedir (Grafik 2).

4. 2. 1. 3. Üçüncü yüklemedeki maksimum ve minimum principle stress bulguları:



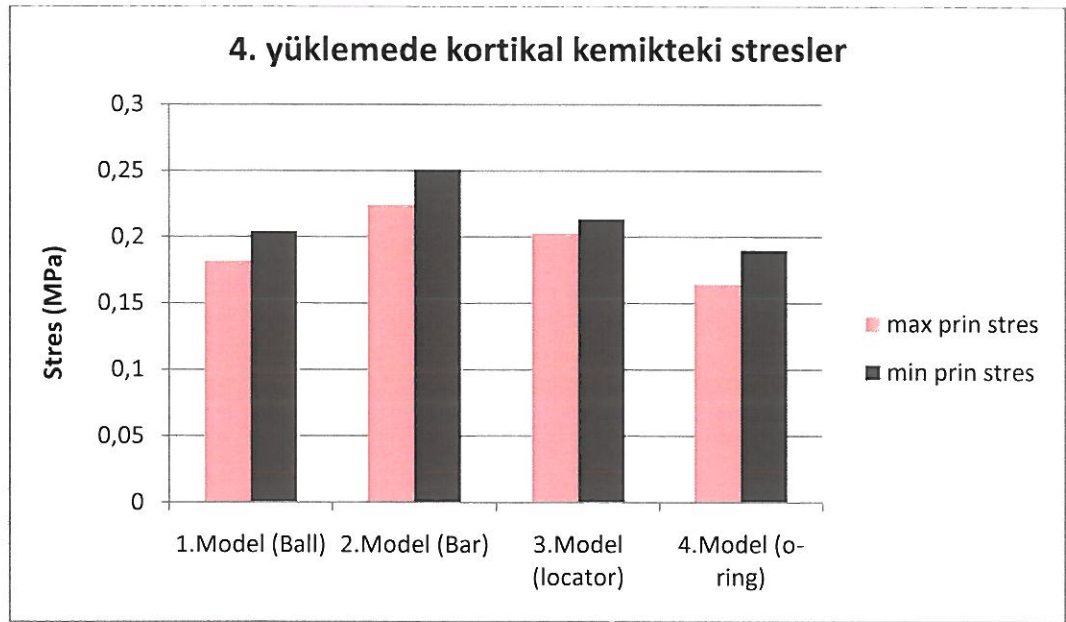
Grafik 3. Üçüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler

3. yüklemede, kortikal kemikte **maksimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,209651 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,166673 MPa olarak bulundu. 3. yüklemede

kortikal kemikte maksimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model >3. Model>1. Model>4. model şeklindedir (Grafik 3).

3. yüklemede, kortikal kemikte **minimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,232724 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,161629 MPa olarak bulundu. 3. yüklemede kortikal kemikte minimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model >3. Model>1. Model>4. model şeklindedir (Grafik 3).

4. 2. 1. 4. Dördüncü yüklemedeki maksimum ve minimum principle stress bulguları:



Grafik 4. Dördüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum principle stress ve minimum principle stress'ler

4. yüklemede, kortikal kemikte **maksimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,224143 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,164167 MPa olarak bulundu. 4. yüklemede kortikal kemikte maksimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model >3. Model>1. Model>4. model şeklindedir (Grafik 4).

4. yüklemede, kortikal kemikte **minimum principal stress'ler yönünden** en yüksek değer 2. modelde 0,250843 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0,190080 MPa olarak bulundu. 4. yüklemede kortikal kemikte minimum principle stress'lere göre modeller arasındaki sıralama: 2. model >3. Model>1. Model>4. model şeklindedir (Grafik 4).

5. TARTIŞMA

İmplantların uzun dönemdeki başarısı, streslerin destek dokulara uygun şekilde aktarılmasına bağlıdır. İmplantlardan destek dokulara yük transferi; gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, kemik-implant ara yüzeyine, implantların sayısı, uzunluk, çap ve yüzey özelliğine, yapılan protez tipine, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin yük transferindeki rolünün incelenmesi amacı ile çok çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bunlar arasında sonlu elemanlar analiz yöntemi, fotoelastik yöntem ve strain-gauge yöntemi en çok kullanılan yöntemlerdir^{24, 43, 48, 88}.

Strain-gauge yöntemi statik ve dinamik yükleme altında hem *in vivo* hem *in vitro* ölçüm yapılmasına olanak sağlar^{89, 90}. Fakat strain-gaugelerin uygulamasında güçlükler vardır. Bu nedenle her çalışmada uygulanamaz. Strain-gaugeler uygulanan alandaki bağlantı bölgelerindeki yüzeyel streslerle ilgili doğru bilgiler verir. Ancak kuvvetler, karşı çenedeki dişlerle veya apareyle uygulandığı için protezin oklüzal yüzeylerinde belirli bir noktadan hassas yükleme yapılması zor olur. Strain-gauge yöntemi klinik yükleme esnasında *in vivo* ölçüm yapan tek yöntem olmasına rağmen bükülme momentlerinin ölçümünde *in vivo* ve *in vitro* strain-gauge yöntemlerinin sonuçlarının birbirini destekler nitelikte olmadığı belirtilmiştir^{89, 91, 92}.

Fotoelastik yöntemde ise, test modeli orijinal modelle uyumlu bir fotoelastik materyalden imal edilir ve kuvvet uygulaması sonucunda oluşan stresler direkt ve indirekt yöntemle değerlendirilir. Bu yöntemde fotoelastik materyalin test örneğini tam olarak temsil edememesi ve test edilecek cismin fotoelastik örneğinin oluşturulmasındaki güçlükler

nedeni ile sağlıklı sonuçlar elde edilemez. Ayrıca fotoelastik yöntemle elde edilen sonuçların hem strain-gauge yöntemi hem de sonlu elemanlar stres analizi yöntemi sonuçları ile çelişkili sonuçlar oluşturduğu ifade edilmiştir^{89, 93}.

Birçok araştırmada implant biyomekaniğinde kullanılan gerilme analiz metotlarından üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin diğerlerine üstünlüğü ve sonuçlarının in-vitro çalışmalarda elde edilenlerle yakın olduğu belirtilmiştir^{92, 94, 95}.

Sonlu elemanlar stres analizinin diğer analiz yöntemlerine göre avantajları şu şekilde sıralanabilir.

1. Muntazam geometri göstermeyen katılar ile farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara uygulanabilirliği,
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi,
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılabilmesinin yanında araya yapay bir model materyali veya malzeme girmeden yapının mekanik özellikleri ile uygunluğunun mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi,
4. Hem gerilme dağılımının hem de deplasmanların birlikte ve çok hassas olarak elde edilebilmesi
5. Deneysel aracın kolaylıkla kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi⁹⁶.

Sonlu elemanlar stres analizinde tüm sahanın küçük elemanlara ayrılması için bir ağ gereklidir. Bu ağ sayesinde elemanlar, düğümler ve sınır durumları birleştirilir ve problem sayısal bir modele

dönüştürülür. Bu sayede dokuların matematiksel modelleri bilgisayar ortamına aktarılabilir, model geometrisi, yükleme tipi, sınır koşulları gibi parametreler değiştirilebilir ve bunlara eklemeler yapılabilir. Her ne kadar detaylar birebir gerçekteki gibi verilemese de çoğu *in vitro* çalışmaya göre avantajlıdır. Bu metodun en büyük avantajlarından biri çalışmanın tekrarlanabilmesidir. *In vivo* testlerde bu avantajların elde edilmesi imkânsızdır⁹⁷. Ayrıca *in vivo* olarak kullanılabilen gerilim ölçer yönteminde kemik içerisindeki stres dağılımları görülemezken sonlu elemanlar stres analiz yönteminde tüm yapılar içerisindeki stresler ve diğer mekanik özellikler detaylı olarak incelenebilmektedir^{50, 97, 98}.

Akça ve arkadaşları⁹⁴, 2002 yılında yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar stres analizi ile strain-gauge analiz yöntemini kıyaslamışlardır. Her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres-strain miktarları konusunda yakın sonuçlar elde edilmiş fakat modelleme açısından sonlu elemanlar metodu daha hassas ve ayrıntılı bir sonuca izin verdiği için daha avantajlı bulunmuştur.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları iki boyutlu ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir^{43, 92, 94, 99-101}. Çalışmalar ilk zamanlar iki boyutlu yapılırken, bilgisayar ve yazılım teknolojilerinin gelişimiyle beraber üç boyutlu çalışmalar ağırlık kazanmıştır. Modellenecek yapının anatomisinin düzensizliğinden kaynaklı durumlar, kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin modeldeki bütün stresleri ayrıntılı şekilde gösterebilmesi, gerçeğe daha yakın modeller ve sonuçlar elde edebilmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar yönteminin avantajlarıdır^{92, 101}. Yapılan tüm iki boyutlu çalışmalar, dental implantlar çevresindeki kemiğin davranışı hakkında

yeterli fikir verdiğini ileri sürmektedirler. İki boyutlu modellerle karşılaştırıldığında üç boyutlu modellerle, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara çok daha fazla yaklaşabilmesine rağmen kemiğin mekanik davranışı ve kemik implant ara yüzünün durumu ile ilgili varsayımlar sebebi ile hesaplanan streslerin gerçek streslerle aynı olmadığı rapor edilmiştir^{39, 98}.

Meijer ve arkadaşları¹⁰², dişsiz alt çenede foramen mentaleler arasına iki implant yerleştirerek stres dağılımını 2 boyutlu ve 3 boyutlu sonlu eleman modelleri kullanarak inceledikleri çalışmalarında; iki boyutlu model klinik durumu yeterince temsil etmemekte ve parametre çalışmalarında dental implantlar çevresindeki stres dağılımını analiz etmek için yetersiz gelmektedir. 3 boyutlu bir analizin gerçek bir değerlendirme olduğu, 2 boyutlu sonlu elemanlar analizinin ise kısa sürede genel bir sonuç elde etmek amacıyla tercih edilmesi gerektiğini, parametre sayısının fazla olduğu çalışmalarda iki boyutlu modellerin stres dağılımı analizinde kullanılmamasını bildirmişlerdir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu, implantlar ve destek dokunun her bölgesinde stres bölgeleri ve sayısal değerlerini ayrıntılı bir şekilde göstermesi, ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verilmesi ile çene modelinin implantların ve protezlerin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonunun sağlanabilmesi gibi birçok avantajından dolayı çalışmamızda analiz yöntemi olarak kullanılmıştır. Ancak bu tip çalışmaların en önemli dezavantajı ağız içerisinde değişiklik gösterebilen doğal doku faktörlerinin sabit olarak kabul edilmesidir. Sonlu elemanlar yönteminde oluşturduğumuz modeldeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastisiteye sahip olarak kabul edilmiştir. Ancak doğal dokularda bu

durum değişiklik göstermektedir. Kemik, mikroyapı ve yoğunluk olarak farklı bölgelerinde değişik özellikler göstermektedir. Bu nedenden dolayı kemiğin tam olarak gerçek bir modelin elde edilmesi pratikte mümkün değildir. İlave olarak yaptığımız çalışmada implant ile kemik arasındaki osseointegrasyon miktarını %100 oranında kabul etsek de klinik olarak bu oranda bir osseointegrasyon gerçekleşmemektedir. Bu yüzden sonlu elemanlar stres analiz yönteminin bir takım eksikliklerinin olduğunu göz önünde bulundurulması gerekmektedir^{103, 104}.

Çalışmamızda, kortikal ve spongiyoz kemik gibi kırılğan materyallerin stres değerlerini incelemeye daha doğru sonuçlar veren Principle stres değerlerinden yararlanıldı⁸³. Von Mises stres değerleri çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuçlar verirken, kırılğan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verir ve bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda yanıltıcı olabilmektedir¹⁰⁵.

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 spongiyoz kemikteki stresler değerlendirmeye alınmadı. Çalışmaların çoğunda implant başarısını olumsuz yönde etkileyecek en yüksek stres düzeylerinin, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte oluştuduğu tespit edilmiştir^{86, 97, 104, 106}.

Doğal dişin mikro hareketliliği nedeniyle oklüzal kuvvet sonucu oluşan streslerin periodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğinde dağıldığı, implantta ise streslerin servikal bölgedeki kortikal kemikte ve apekte yoğunlaştığı bilinmektedir¹⁰⁷. Kortikal kemiğin elastisite modülü spongios kemikten daha fazla olduğu için, daha güçlüdür ve deformasyona daha fazla direnç gösterir¹⁰⁸. Bundan dolayı, başarısızlık daha çok kortikal kemikte veya implant ile olan bağlantısında oluşmaktadır⁵⁰. Kortikal kemiğin sıkışma streslerine, gerilme ve kesme tipi streslerden daha dayanıklı olduğu bilinmektedir. İmplant destekli protezlerin başarısı için, oluşturulan oklüzal ilişkilerin daha çok sıkışma stresleri oluşturacak nitelikte olmasına dikkat edilmesi gerekir¹⁰⁸.

Cruz ve arkadaşları¹⁰⁹, 2006 yılında yaptıkları çalışmada alt çene 1. molar bölgesine yerleştirdikleri kök formu ve silindirik yivli iki implant arasındaki stres dağılımını inceledikleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi çalışmalarında implantların tepesinden uzun eksene paralel olacak şekilde vertikal yönde 100 N 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 arkadaşları⁵⁸, 1998'de yaptıkları çalışmada alt çenede her iki tarafta kaninler bölgesine yerleştirdikleri iki implantla desteklenmiş barlı ve ball ataçmanlı üst yapıları karşılaştırdıkları sonlu elemanlar stres analiz yönteminde en yüksek stresleri yine implantların boynu etrafındaki kortikal kemikte bulmuşlardır.

Hsu ve arkadaşları⁸², yaptıkları çalışmalarında, oblik kuvvette oluşan gerilme değerlerinin, vertikal kuvvette oluşan değerlerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamız bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermekte, horizontal olarak uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu stres vertikal olarak uygulanan kuvvetler sonucu oluşan streslere göre daha yüksek bulunmuştur.

Total protez kullanan bireyler için çiğneme kuvveti doğal dişli bireylerin yaklaşık %20-40'ı kadardır. Çiğneme kaslarındaki kuvvet kaybı diş kaybı ile birlikte azalmaktadır. Çiğneme kaslarından en önemlisi olan masseter kasın aktivitesindeki azalma hastanın çiğneme etkinliğini de azaltmaktadır^{110, 111}.

Mericske-Stern ve arkadaşlarına¹¹², göre total protez hastalarındaki ısırma kuvveti kişinin ısırma kapasitesine, ağız açıklığının derecesine, protezin yapısına ve protezin altındaki dokulardaki ağırlara bağlıdır.

Craig'in¹¹³ 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^{36, 106}. İmplant destekli hareketli protez kullanan yetişkin hastalarda maksimum ısırma kuvvetinin vertikal komponenti 42-412 N (ortalama 143 N) olarak ölçülmüştür³⁶.

Çiğneme kuvvetlerinin değeri ile ilgili olarak yapılan araştırmalarda maksimum oklüzal kuvvet değeri ortalama 100 N olarak belirlenmiştir^{88, 114}.

İmplant destekli overdenture protezler üzerine gelen kuvvet dağılımlarını inceleyen pek çok çalışmada ortalama ısırma kuvveti 100 N birinci molar bölgesine uygulanmıştır¹¹⁵⁻¹¹⁸.

İmplant destekli protetik restorasyonlarda gelen kuvvetler vertikal, horizontal ve oblik yöndedir^{35, 39}. Fonksiyon esnasında en yüksek ve sıklıkta vertikal kuvvetler görülür³⁷.

Bu bilgiler ışığında çalışmamızda, diğer çalışmalarla paralellik gösterecek şekilde oklüzal kuvvet değeri 100 N olarak kabul edildi ve 1. molar bölgesi uygulama noktası olarak seçildi. Çiğneme esnasında etkili olan kuvvetler daha çok oblik kuvvetler olduğu için, çalışmamızda oblik kuvvet bileşenlerine ayrılıp horizontal ve vertikal olarak uygulandı.

Kuvvet, implant destekli bir protezde direk olarak protez ve tutucular yoluyla implanta ve kemiğe aktarılmaktadır⁶³. İmplant kemik arasında oluşan stresin büyüklüğünü kullanılan tutucu sistemler ve bunların elastiklik modülleri etkilemektedir. İmplanta iletilen kuvvetin azaltılması tutucu sistemlerin esnekliğine bağlıdır. Rijit tutucuların (ör: bar, locator) kullanıldığı protezlerdeki implantlarda yüksek gerilme değerleri belirtilmiştir¹¹⁵.

Yapılan araştırmalarda ball tutucuların matris parçalarında esnek materyallerin kullanılmasının kemiğe iletilen stresleri azalttığı belirtilmiştir^{37, 63}. Tutuculardaki stres dağılımlarının değerlendirildiği çeşitli çalışmalarda, en başarılı grubun o ring tutuculara ait olduğunu rapor edilmiştir^{119, 120}.

Çalışmamızda, o ring tutucunun elastik modülünün ball tutucudan daha düşük olduğu bulundu. Bu sonucun sebebi o ring tutucuların harekete daha fazla izin vermesi ve gelen kuvveti absorbe ederek implanta iletilen kuvvetin miktarını azaltarak stres değerlerini dşrmesindendir. Bu yüzden de o ring tutuculu modelde tüm stresler diğer modellere göre daha düşük bulundu.

Meijer ve arkadařları⁹⁸, implantlar çevresindeki kemikte meydana gelen stresi değerlendirebilmek amacıyla sonlu elemanlar stres analiz yöntemi için alt tam dişsiz bir çenenin 2 farklı modellemesini yapmışlardır. Modellemelerde ball ve bar tutucu kullanılmıştır. Her iki grupta da implantların boyun çevresindeki kortikal kemikte minimum principle stresi değerlendirmişler. Ball tutuculu grupta stres değeri daha az bulunmuştur. Bizim alışmamızda da ball tutuculu grupta stres değeri daha az bulunmuştur. Çalışmamız bu yönden bu çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Assuno ve arkadařları¹¹⁵, alt tam dişsiz bireylerde stres dağılımını değerlendirebilmek amacıyla tam protezleri ve farklı tutucu sistemlerine sahip implant destekli protezleri iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırmışlardır. İmplant destekli protezlerin modellemesinde 2 implant ile bar tutucu ve o ring tutucu kullanılmıştır. Sol

1. molar dişin santral fossasına 100 N vertikal kuvvet uygulamışlardır. Kortikal kemikte en az minimum stres değeri tam protezli grupta gözlenirken, en fazla stres değeri bar tutuculu implant destekli protez grubunda gözlenmiştir. Her iki implant destekli protez grubunda da minimum principle stres değerini kuvvetin uygulandığı taraftaki implantların çevresindeki kortikal kemikte gözlemlemişlerdir. O ring tutuculu grupta kortikal kemikte minimum principle stres değerinin daha az olduğunu çalışmalarında bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da o ring tutuculu grupta kortikal kemikte minimum principle stres değerinin daha az olduğu gözlenmiştir.

Tokuhisa ve arkadařları¹²⁰, iki implant üzeri o ring ve bar tutuculu tam dişsiz bir alt çeneyi *in vitro* çalışma için rezinden modellemişlerdir. Yapılan çalışmanın sonuçlarına göre o ring tutuculu protezde implantlara iletilen stres değerinin daha az olduğu bildirilmiştir. Araştırmamızda implanta iletilen en düşük stres değerini bu çalışmanın sonuçlarıyla paralellik gösterecek şekilde o ring tutuculu modelde bulduk.

Meijer ve arkadařları¹²¹, alt tam dişsiz bireylerde implantlar çevresindeki kemikte oluşan stres miktarını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanmışlardır. Bu amaçla 2 implant ve 2 ball tutucu, 2 implant ve bar tutuculu ve 4 implant ve bar tutuculu olmak üzere üç farklı modelleme yapmışlardır. Her bir model üzerine 100 N vertikal kuvvet uygulamışlardır. İki implantlı grupları karşılaştırdıklarında ball tutuculu grupta bar tutuculu gruba oranla implantlar çevresindeki kemikte stres daha az gözlenmiştir. Çalışmamız, bu araştırmayla karşılaştırıldığında vertikal olarak 100 N uygulanan gruplarda ball tutuculu gruptaki değerlerin bar tutucuya göre daha düşük olduğu bulundu.

Tabata ve arkadaşları¹²², implant üstü mandibular overdenture protezlerde kullanılan tutucu tiplerinin etkisini araştırmak amacıyla iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemini kullanmışlardır. Bu amaçla iki implant uygulamışlar, bunun üzerine de bar ve o ring tutucu kullanmışlar. Kanin diş bölgesinden vertikal olarak 100 N kuvvet uygulamışlardır. İmplant çevresi kortikal kemikte oluşan stres değerlerine bakıldığında bar tutuculu protezin stres değerleri o ring tutuculu proteze göre daha az bulunmuştur. Bunun sebebi olarak da, bar tutucunun sadece anterior-posterior yönde harekete izin vermesi buna karşın o ring'de hareketin her yöne doğru olmasını göstermişlerdir. Araştırma sonuçlarımızın bu çalışma ile benzerlik göstermemesini kullanılan stres analiz yönteminin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Barão ve arkadaşları¹¹⁹, sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle alt çene tam protezleri ve alt çenede farklı tutucu tiplerine sahip implant üstü protezleri karşılaştırmışlardır. Bu amaçla 4 model oluşturmuşlar. İmplant destekli protezlerin modellenmesinde iki implant ile bar tutucu, iki implant ile o ring tutucu ve iki implant ile bar tutucu distal uzantılarına ise o ring tutucu kullanmışlardır. Her bir model üzerine 100 N vertikal kuvvet uygulamışlardır. Kortikal kemikte en az stres değeri tam protezli grupta gözlenmiştir. İmplant destekli protezleri karşılaştırdığımızda en az stres değeri o ring tutucuda daha sonra barla birlikte kullanılan o ring tutucuda en fazla ise bar tutucuda gözlenmektedir. Çalışmamızda en yüksek stresi bu çalışmayla benzer olarak bar tutucuda gözlemledik.

Çelik ve Uludağ¹²³, implant destekli mandibular overdenture protezlerde çeşitli tutucu mekanizmalarını fotoelastik stres analiz yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Bu amaçla 4 model oluşturmuşlar ve modellerde implant üstü tutucu sistemi olarak; bar tutucu, ball tutucu,

locator ve bar-ball tutucu kullanmışlardır. Sağ 1. molar dişin santral fossasına 100 N'luk vertikal kuvvet uygulamışlardır. Kortikal kemikte en az stres değeri barla birlikte kullanılan ball tutuculu protezde bulunmuştur. Daha sonra sırasıyla; ball tutucu, locator tutucu ve bar tutuculu protezler gelmektedir.

Machado ve arkadaşları¹²⁴, implant destekli mandibular overdenture protezlerde çeşitli tutucu mekanizmalarını fotoelastik stres analiz yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Bu amaçla iki model elde etmişler ve o ring ile bar tutucu kullanmışlardır. Posterior bölgeden 100 N vertikal kuvvet uygulamıştır. Kortikal kemikte en az stres değeri o ring tutuculu protezde bulunmuştur.

Çelik ve Uludağ¹²³ ile Machado ve arkadaşlarının¹²⁴ çalışmalarında, kullanılan stres analiz yöntemlerindeki farklılıklara rağmen sonuçlar çalışmamızın bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Pek çok klinisyen implant bağlantı tipinin belirlenmesinin implant destekli protezlerin uzun ömürlülüğü ve stabilitesini etkileyen en önemli kararlar olduğunu düşünmektedir. İmplantlardaki stres dağılımının ideal olmasını sağlamak amacıyla çene kemiklerinin, dişlerin, pek çok implant sayısı, konum ve protez tasarımının 3 boyutlu modellemesi yapılmıştır. Değişik tip protez planlarında, implantlara gelen stres düzeyleri arasında farklılıklar vardır¹²⁵. Kregzde¹²⁶, protez bağlantılarının stres dağılımını etkilediğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde değişik tip tutucularda implantlara gelen stres düzeylerinin farklı olduğu bulundu.

Bar (2. model) ve locator (3. model) tutucular, ball (1. model) ve o ring (4. model) tutuculara göre daha rijit bir tutuculuk sağlar, o yüzden kuvvetin uygulandığı yere yakın implantta stres değerleri daha yüksek çıkmaktadır. Ball ve o ring tutucularda kullanılan lastikler harekete izin verip hem gömülebilirliği sağlayarak dokudan alınan desteği artırır hem de yastık görevi yaparak stresi absorbe eden bir etki yapmaktadır. Buna bağlı olarak da sonuçlarda en yüksek stres değeri 2. modelde, en düşük stres değeri 4. modelde görülmüştür.

6. SONUÇLAR

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

1. İmplantlar çevresindeki destek kemiklerde oluşan en yüksek miktardaki gerilmeler, implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte oluşmuştur.

2. Kortikal kemikte ve implantlarda oluşan en yüksek gerilmeler tüm modellerde kuvvetin uygulandığı yere yakın konumlanmış implantlarda ve çevresinde oluşmuştur.

3. Kortikal kemikte ve implantlarda oluşan gerilmeler incelendiğinde tüm modellerde rezeksiyon bölgesinden yapılan yüklemelerde, sağlam bölgeden yapılan yüklemelere göre daha fazla gerilme değerleri görülmüştür.

4. Kortikal kemikte ve implantlarda oluşan gerilmeler incelendiğinde tüm modellerde horizontal olarak yapılan yüklemelerde, vertikal olarak yapılan yüklemelere göre daha fazla gerilme değerleri görülmüştür.

5. Tüm protetik tasarımlara uygulanan kuvvetlerin kemikte ve implantlarda oluşturdukları gerilmeler sırasıyla değerlendirildiğinde en düşük gerilmelerin o ring tutuculu overdenture tasarımında bunu takiben ball tutuculu overdenture tasarımında ve locator tutuculu overdenture tasarımında görülmüştür. En yüksek gerilmeler ise bar tutuculu overdenture tasarımında görülmüştür.

7. ÖZET

REZEKE EDİLMİŞ DİŞSİZ MANDİBULADA FARKLI İMPLANT ÜSTÜ PROTETİK TASARIMLARIN İMPLANT ALT YAPILARDA OLUŞTURDUĞU KUVVET DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ.

Bu çalışmada sol tarafı marjinal olarak rezeke edilmiş tam dişsiz alt çenelere yerleştirilen 2 adet implant üzerinde 4 farklı protetik tasarıma gelen kuvvetlerin, implantlarda ve kemikte oluşturdukları streslerin miktarı ve alanları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelendi.

Çalışmamızda sol tarafı marjinal olarak rezeke edilmiş tam dişsiz alt çeneye 2 adet implant üzerine, ball tutuculu overdenture protez, bar tutuculu overdenture protez, locator tutuculu overdenture protez ve o ring tutuculu overdenture protez yapılmıştır. Her bir modelde 1. Molar dişin merkezinden vertikal ve bukkal yüzeyinden horizontal olmak üzere 100 N kuvvet uygulanmıştır. Oluşan stresler algor fempro programıyla incelenmiştir.

Çalışmamızın sınırları dahilinde stres değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek stres değeri bar tutuculu overdenture tasarımında ki implantlarda ve çevresindeki kemikte görülmüştür. En düşük stres değeri ise o ring tutuculu overdenture tasarımında ki implantlarda görülmüştür. Stresler kortikal kemik seviyesinde yoğunlaşmıştır.

Anahtar Sözcükler: Ball tutucu, bar tutucu, locator tutucu, o ring tutucu, implant overdenture, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

8.SUMMARY

EVALUATION OF THE STRESS DISTRIBUTION OCCURRING AROUND THE DENTAL IMPLANTS USED IN DIFFERENT PROSTHETIC DESIGNS IN FULLY EDENTULOUS RESECTED MANDIBLE: THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS.

In the present study, the stress strength and field on implant and bone that caused by the forces on two implant with 4 different prosthetic design were examined with finite element analysis in full edentulous mandibula with marginal resection of the left side.

Two implant supported ball retained overdenture, o ring retained overdenture, locator retained overdenture and bar retained overdenture prosthesis were made in left side marginally resected full edentulous mandibula. 100 N vertical and horizontal forces were applied respectively, to central fossa and the middle of the buccal surface of the first molar. The resultant stress were examined with Algor Fempro Program.

Within the limits of this study, when the stress value were compared, the highest stress value have been seen on the bar retained overdenture implants and the surrounding bone. The lowest stress value have occured on the o ring retained overdenture implants and surrounding bone. Stresses have been concentrated on the cortical bone.

Key Words; ball attachment, bar attachment, locator attachment, o ring attachment, implant overdenture, finite element analysis

9. KAYNAKLAR

1. Beumer T, Curtis TA, Firtell DN. Maxillofacial rehabilitation prosthodontic and surgical consideration. St. Louis: The C.V. Mosby Co; 1979.
2. Taylor TD. Clinical Maxillofacial Prosthesis. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 2000.
3. Türker M, Yücetaş Ş. Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi. 3. Baskı Ankara: Özyurt matbaacılık; 2004.
4. Turgut HB, Hatipoğlu ES, Doğruyol Ş. Hareket sistemi anatomisi. İstanbul: Nobel tıp kitabevleri; 1998.
5. Boucher CO, Hickey JC, Zarb GA. Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients. 7th ed. St.Louis: The C.V. Mosby Co.; 1975.
6. Wheeler RC. Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. 5th ed. Philadelphia: WB Saunders Co.; 1974.
7. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği; 1998.

8. Laney WR, Gardner AF. Maxillofacial Prosthetics. First ed. Washington: PSG Publishing Co. ; 1970.
9. Brown JS, Kalavrezos N, D' Souza J, Lowe D, Magennis P, Woolgar JA. Factors that influence the method of mandibular resection in the management of oral squamous cell carcinoma. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2001; 40: 275-84.
10. Boyd JB, Gullane PJ, Rotstein LE, Brown DH, Irish JC. Classification of mandibular defects. Plast Reconstr Surg. 1993; 92: 1266-75.
11. Curtis TA, Cantor R. The forgotten patient in maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent. 1974; 31: 662-80.
12. Dilek OC, Tezulas E, Dinçel M. A mini dental implant-supported obturator application in a patient with partial maxillectomy due to tumor. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007; 103: 6-10.
13. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üni. Diş Hek. Fak. Yayınları; 2005. p. 965-99.
14. Chen YL, Kuo SW, Fang KH, Hao SP. Prognostic impact of marginal mandibulectomy in the presence of superficial bone invasion and the nononcologic outcome. Head Neck. 2011; 33: 708-13.

15. Gbara A, Darwich K, Li L, Schmelzle R, Blake F. Long-term results of jaw reconstruction with microsurgical fibula grafts and dental implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65: 1005-9.
16. Schoen P, Raghoobar G, Vissink A, Roodenburg JL. Mandibulotomy and implant insertion. *Head Neck.* 2003; 25: 748-53.
17. Schrag C, Chang YM, Tsai CY, Wei FC. Complete rehabilitation of the mandible following segmental resection. *J Surg Oncol.* 2006; 94: 538-45.
18. Garrett N, Roumanas ED, Blackwell KE, Freymiller E, Abemayor E, Wong WK, Gerrat B, Berke G, Beumer J 3rd, Kapur KK. Efficacy of conventional and implant-supported mandibular resection prostheses: study overview and treatment outcomes. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 13-24.
19. Sipahi C. İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon Prensipleri. *Gülhane Tıp Dergisi.* 2006; 48: 119-24.
20. Sipahi C, Aydınтуğ YS. Mandibular defektin protetik rehabilitasyonu. *Gülhane Tıp Derg* 2011; 53: 56-9.
21. Chiapasco M, Romeo E, Coggiola A, Brusati R. Long-term outcome of dental implants placed in revascularized fibula free flaps used for the reconstruction of maxillo-mandibular defects due to extreme atrophy. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22: 83-91.

22. Wong TL, Wat PY, Pow EH, McMillan AS. Rehabilitation of mandibulotomy/onlay/ graft- reconstructed mandible using a milled bar and a tooth- and implant supported removable dental prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2010; 104: 1-5.
23. Vecchiatini R, Mobilio N, Barbin D, Catapano S, Calura G. Milled bar-supported implant overdenture after mandibular resection: a case report. *J Oral Implantol.* 2009; 35: 216-20.
24. Korkmaz FM. Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi [Doktora tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2008.
25. Esser E, Wagner W. Dental implants following radical oral cancer surgery and adjuvant radiotherapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 552-7.
26. Brogniez V, Lejuste P, Pecheur A, Reyckler H. Dental prosthetic reconstruction of osseointegrated implants placed in irradiated bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 506-12.
27. Granström G, Jacobsson M, Tjellstrom A. Titanium implants in irradiated tissue: benefits from hyperbaric oxygen. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 15-25.

28. 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: 60-9.
29. Parel SM, Tjellstrom A. The United States and Swedish experience with osseointegration and facial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 75-9.
30. Tolman DE, Taylor PF. Bone-anchored craniofacial prosthesis study: irradiated patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11: 612-9.
31. Roumanas ED, Freymiller EG, Chang TL, Aghaloo T, Beumer J 3rd. 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: 325-32.
32. 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: 41-4.
33. Marx RE, Ames JR. The use of hyperbaric oxygen therapy in bony reconstruction of the irradiated and tissue-deficient patient. *J Oral Maxillofac Surg.* 1982; 40: 412-20.

34. Schroeder A, Van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981; 9: 15-25.
35. Gül EB. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi [Doktora tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2009.
36. Branemark P, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc; 1988.
37. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo: Quintessence Publ. Co. Ltd; 1990.
38. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 468-73.
39. Asar NV. İmplant destekli iki farklı sabit üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stres dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi [Doktora tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006.
40. Balshi TJ, Lee HY, Hernandez RE. The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10: 89-98.

41. Albrektsson T, Zarb G, 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: 11-25.
42. Soydan N. Genel Histoloji. İstanbul: İ.Ü. Yayın No:3349,D.F. Yayın No: 56; 1985.
43. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçioğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005; 93: 227-34.
44. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2. baskı İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti; 2000.
45. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. editors. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc; 1985. p. 199-211.
46. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998; 24: 80-8.

47. Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res. 1991; 2: 135-44.
48. Misch CE. Dental implant prosthetics. St.Louis: Mosby Inc; 2005.
49. Misch CE. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby Inc; 2008.
50. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001; 85: 585-98.
51. Nagasao T, Miyamoto J, Jin H, Tamaki T, Isshiki Y, Kaneko T, Nakajima T. The dynamics in implantation for patients with clefts. Cleft Palate Craniofac J. 2006; 43: 84-91.
52. Sancaklı E. Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2006.
53. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implants Res. 2001; 12: 617-23.

54. 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: 327-34.
55. Davodi A, Nishimura R, Beumer J 3rd. 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: 212-7.
56. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. *Oral Implantology.* 2nd ed. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1994.
57. Leung T, Preiskel HW. Retention profiles of stud-type precision attachments. *Int J Prosthodont.* 1991; 4: 175-9.
58. 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; 13: 369-76.
59. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997; 78: 28-33.
60. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 539-45.

61. Winkler S, Piermatti J, Rothman A, Siamos G. An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. *J Oral Implantol.* 2002; 28: 82-6.
62. Baker PS, Ivanhoe JR. Fabrication of occlusal device for protection of implant overdenture abutments with O-ring attachments. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 605-7.
63. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20: 1314-9.
64. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2005; 93: 116-20.
65. Ellison JT. *The sterngold-Implamed Manual.* Attleboro: Sterngold 2000.
66. Özekin F. Overdenture uygulamalarında kullanılan farklı tutucuların mekanik olarak incelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1988.

67. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J. Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. New York: Thieme Medical Pub. Inc.; 1995.
68. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. J Am Dent Assoc. 2003; 134: 1455-8.
69. Caputo AA, Standlee J. Biomechanics in clinical dentistry. 2nd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1987.
70. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988; 3: 85-97.
71. Brauer JR. What every engineer should know about finite element analysis. 2nd ed. New York: Marcel Dekker Inc.; 1993.
72. Darendeliler Y. Sonlu elemanlar yöntemi ile diş hekimliğindeki uygulamalar. Atatürk üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi. 1995; 1: 87-9.
73. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD Jr. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. J Biomed Eng. 1990; 12: 389-97.

74. Mihalko WM, May TC, Kay JF, Krause WR. Finite element analysis of interface geometry effects on the crestal bone surrounding a dental implant. *Implant Dent.* 1992; 1: 212-7.

75. Çankaya MÖ. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesi [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2005.

76. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis (FEA) studies in 2.5-mm round bar design: the effects of bar length and material composition on bar failure. *J Oral Implantol.* 1992; 18: 122-8.

77. Bidez MW, Chen Y, McLoughlin SW, English CE. Finite element analysis of four-abutment Hader bar designs. *Implant Dent.* 1993; 2: 171-6.

78. Clelland NL, İsmail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 391-8.

79. Demirel Ş. Üç değişik metal alaşımı kullanarak hazırlanan metal seramik implant üst yapı protezlerinin statik kuvvetler altında sonlu

elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 1992.

80. Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009; 20: 1173-7.

81. Doğan B. Mandibulanın çeşitli bölgelerinde kemiğin densitesi ve elastisite modülünün saptanması ve aralarındaki ilişkinin değerlendirilmesi [Doktora tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2003.

82. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007; 22: 301-9.

83. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. J Dent. 2002; 30: 41-6.

84. Van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. Crit Rev Oral Biol Med. 2000; 11: 123-36.

85. Natali NA. Dental Biomechanics. New York: Taylor&Francis Inc.; 2004.

86. Sağesen HLEM. İi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenture'larda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri [Doktora Tezi]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2000.
87. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. J Craniomaxillofac Surg. 2001; 29: 100-5.
88. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006; 9: 257-70.
89. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. J Dent. 2002; 30: 271-82.
90. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995; 10: 295-302.
91. Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non-vital teeth. An experimental clinical study. Acta Odontol Scand. 1986; 44: 271-7.

92. 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; 13: 82-90.
93. 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: 541-8.
94. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 115-21.
95. Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7: 185-94.
96. Eskitaşçioğlu G, Baran İ, Aykaç Y, Öztaş D. İmplantüstü Kron Tasarımlarında Farklı Estetik Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi. *Oral implantoloji Derg*. 1996; 3: 13 - 9.
97. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*. 2002; 13: 334-41.

98. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993; 38: 491-6.
99. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 523-30.
100. Çağlar A, Aydın C, Özen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21: 36-44.
101. İsmail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.* 1987; 4: 25-31.
102. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993; 20: 147-57.
103. Ettinger RL, Spivey JD, Han DH, Koorbusch GF. Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: a pilot study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8: 420-7.

104. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*. 1997; 25: 485-91.
105. Moaveni S. Finite element analysis, theory and application of ANSYS. New Jersey: Pearson Inc.; 2008.
106. Özgövde N.O. Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2003.
107. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8: 19-31.
108. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49: 843-8.
109. Cruz M, Lourenco AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol Health Care*. 2006; 14: 421-38.
110. Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil*. 1979; 6: 41-8.

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

112. Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 36-43.

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

114. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res.* 2000; 79: 1519-24.

115. Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil.* 2008; 35: 766-74.

116. Ateş M, Çilingir A, Sülün T, Sünbuloğlu E, Bozdağ E. The effect of occlusal contact localization on the stress distribution in complete maxillary denture. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 509-13.

117. Porter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 651-62.

118. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2007; 20: 193-8.
119. Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, Rocha EP. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg.* 2009; 20: 1066-71.
120. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 128-34.
121. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 47-56.
122. Tabata LF, Assunção WG, Barão VA, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EA, Rocha EP. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2010; 21: 696-702.
123. Çelik G, Uludağ B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 229-35.

124. Machado AC, Cardoso L, Brandt WC, Henriques GE, de Arruda Nobilo MA. Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of overdentures on osseous-integrated implants. *J Craniofac Surg*. 2011; 22: 2332-6.

125. 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; 7: 271-9.

126. 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: 662-73.

10. EKLER

Doktora eğitimim ve tez çalışmam başta olmak üzere her konuda bana destek olan, anlayış gösteren çok değerli danışman 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 Prof. Dr. Turan KORKMAZ, Prof. Dr. Caner YILMAZ ve Prof. Dr. Cemal AYDIN'a

Tez çalışmamda yardımlarını esirgemeyen her zaman yanımda olan sevgili arkadaşlarım Dt. Gökçe SOĞANCI, Dt. Duygu KOÇ KARAKIŞ, Dt. Merve BANKOĞLU ve Dt. Gözde YALÇIN'a

Protetik Ana Bilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma, beraber çalıştığım tüm çalışma arkadaşlarıma, teknisyenlerimize ve bölüm sekreterimize,

Yaşamımın her döneminde benden hiç bir yardımını ve sabrı esirgemeyen, bana her türlü desteği veren çok sevdiğim aileme,

sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum...

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Ahmet Emre

Soyadı: Gülerik

Doğum yeri ve tarihi: Kayseri, 1983

EĞİTİMİ:

Doktora eğitimi: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2007-2012)

Lisans: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2001-2006)

Lise: Kayseri Nuh Mehmet Küçükçalık Anadolu Lisesi (2001-1994)

Yabancı Dili: İngilizce