

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

**FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARLA
DESTEKLENEN BARLI TUTUCULARDA KEMİKTEKİ
GERİLME DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Esmâ Başak GÜL

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Çetin SUCA

ANKARA
Nisan 2009

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

**FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARLA
DESTEKLENEN BARLI TUTUCULARDA KEMİKTEKİ
GERİLME DAĞILIMININ İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Esmâ Başak GÜL

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Çetin SUCA

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
03/2006-4 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
Nisan 2009



TEZ SAVUNMA TUTANAĞI

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda PROF.DR.ÇETİN SUCA danışmanlığında ESMA BAŞAK GÜL tarafından hazırlanan "FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARDA DESTEKLENEN BARLİ TUTUCULARDA KEMİKTEKİ GERİLME DAĞILIMININ İNCELENMESİ" konulu tez savunmasını yapmak üzere 21.4.09 tarihinde saat 10.30'da ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINDA toplanan jüri, yapılan tez savunma sınavı sonucunda Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğinin 33(1) maddesi gereğince; tezin,

☒ Oybirliği, ☐ Oyçokluğu ile,
☒ Başarılı olduğuna, ☐ Düzeltilmesine, ☐ Reddine, karar vermiştir.

Gereğini Saygılarımızla arz ederiz.

Tez hakkında Düzeltme veya Red kararının gerekçeleri

Başkan

PROF.DR. CİHAN AKÇABOY

Üye

PROF.DR. SEVDA SUCA

Üye

PROF.DR. LEVENT NALBANT

Üye

PROF.DR. ÇETİN SUCA

Üye

PROF.DR. SEVİL MARAL ŞAHMALI

Azla gihidin

Dr. Cihan Akca

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

Kabul ve Onay.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
GRAFİKLER VE TABLOLAR DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. İmplant Tanımı, Tarihi ve Sınıflandırılması.....	2
2.2. İmplant Tedavi Endikasyon ve Kontrendikasyonları.....	3
2.3. Osseointegrasyon ve Başarı Kriterleri.....	5
2.4. İmplant Biyomekaniği	6
2.4.1. Kemik Tip ve Özellikleri	6
2.4.1.1. Kortikal Kemik.....	7
2.4.1.2. Trabeküler Kemik	8
2.4.1.3. Kemik Kalitesi Sınıflaması	8
2.4.2. Biyomekanik Prensipler	10
2.5. İmplant Üstü Protezler.....	12
2.5.1.İmplant Üstü Protez Sınıflaması	12
2.5.2.Overdenture Tarzı İmplant Üstü Protezler	13
2.5.2.1. İmplant Destekli Overdenture Endikasyonları.....	14
2.5.2.2. Overdenture’larda İmplant sayısı	14
2.5.2.3. Overdenture Tedavi Seçenekleri	16
2.5.2.4. Overdenture’larda Ataşman Seçimi	17

2.6. İmplant Yerleşim Aksı	23
2.7. İmplant Tasarımı	26
2.8. Overdenture'larda Okluzyon	28
2.9. İmplant Tedavisini Takiben Oklüzal Yükler	29
2.10. Uygulanan Yükün Yönü	31
2.11. Uygulanan Yükün Miktar ve Yerinin Biyolojik Etkileri	33
2.12. Stres Analiz Yöntemleri.....	35
2.12.1. Stres Analizlerinin Amacı	35
2.12.2. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler	35
2.12.3. Stres Analiz Yöntemleri	38
2.12.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	40
2.12.4.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları.....	42
2.12.4.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları.....	43
2.12.5. Materyal Özellikleri	47
2.12.6. Sınır Koşulları.....	47
2.12.7. Kemik-İmplant Bağlantısı	48
2.12.8. Sonuçların Değerlendirilmesi.....	48
3. GEREÇ VE YÖNTEM	50
3.1. Gereç	50
3.2. Yöntem.....	51
3.2.1. Çalışmada Kullanılan Parçaların Yüzey Modellemesinin Yapılması.....	51
3.2.2. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması.....	57

3.2.3. Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi	60
3.2.4. Kemik İmplant Bağlantı Durumu	60
3.2.5. Sınır Koşulları	61
3.2.6. Yükleme Koşulları.....	61
4. BULGULAR.....	66
4.1. Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Değerlendirilmesi	67
4.1.1. Yüklemeleere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Değerlendirilmesi	67
4.1.1.1. Birinci Yüklemede Maksimum Asal Gerilme Bulguları	67
4.1.1.2. Birinci Yüklemede Minimum Asal Gerilme Bulguları	67
4.1.1.3. Birinci Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları	67
4.1.2.1. İkinci Yüklemede Maksimum Asal Gerilme Bulguları	72
4.1.2.2. İkinci Yüklemedeki Minimum Asal Gerilme Bulguları	72
4.1.2.3. İkinci Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları	73
4.1.3.1. Üçüncü Yüklemedeki Maksimum Asal Gerilme Bulguları	78
4.1.3.2. Üçüncü Yüklemedeki Minimum Asal Gerilme Bulguları	78
4.1.3.3. Üçüncü Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları	79

4.1.4.1. Dördüncü Yüklemedeki Maksimum Asal Gerilme Bulguları	84
4.1.4.2. Dördüncü Yüklemedeki Minimum Asal Gerilme Bulguları	85
4.1.4.3. Dördüncü Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları	85
4.1.5.1. Beşinci Yüklemedeki Maksimum Asal Gerilme Bulguları	90
4.1.5.2. Beşinci Yüklemedeki Minimum Asal Gerilme Bulguları	90
4.1.5.3. Beşinci Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları	91
4.2. Maksimum ve Minimum Asal Gerilmeler Yönünden Gerilme Bulgularının Değerlendirilmesi.....	97
4.2.1. Kortikal kemikteki Maksimum Asal Gerilme Bulguları	97
4.2.2. Kortikal Kemikteki Minimum Asal Gerilme Bulguları	98
5. TARTIŞMA.....	100
6. SONUÇ	115
7. ÖZET	116
8. SUMMARY	117
9. KAYNAKLAR.....	118
10.ÖZGEÇMİŞ	132

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 1: Kemik Tipleri	9
Şekil 2: Overdenture tedavi seçenekleri	17
Şekil 3: Mandibula modeli	52
Şekil 4: Dört implant destekli overdenture seçeneği	53
Şekil 5: Ana modelin parçalara ayrılmış hali	54
Şekil 6: Açılı implantlarla oluşturulan modeller	55
Şekil 7: Algorda birleştirilmiş parçaların görüntüsü	58
Şekil 8: 4, 5, 6, 7, 8 node'lu 3 boyutlu elemanlar	59
Şekil 9: Matematiksel modelin sınır koşullarının belirlenmesi	61
Şekil 10: Birinci Yükleme	62
Şekil 11: İkinci Yükleme	63
Şekil 12: Üçüncü Yükleme	63
Şekil 13: Dördüncü Yükleme	64
Şekil 14: Beşinci Yükleme	64
Şekil 15: Birinci yüklemede (şekil 10) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri	70
Şekil 16: Birinci yüklemede (şekil10) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri	71
Şekil 17: İkinci yüklemede (şekil11) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri	76
Şekil 18: İkinci yüklemede (şekil11) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri	77
Şekil 19: Üçüncü yüklemede (şekil12) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri	82

Şekil 20: Üçüncü yüklemede (şekil12) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri	83
Şekil 21: Dördüncü yüklemede (şekil13)modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri	88
Şekil 22: Dördüncü yüklemede (şekil13) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri	89
Şekil 23: Beşinci yüklemede (şekil14) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri	94
Şekil 24: Beşinci yüklemede (şekil14) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri	95

GRAFİKLER VE TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No:

Grafik 1. Birinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler.....	72
Grafik 2. İkinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler.....	78
Grafik 3. Üçüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler.....	84
Grafik 4. Dördüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler.....	90
Grafik 5. Beşinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler.....	96
Grafik 6. Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki maksimum asal gerilmeler.....	97
Grafik 7. Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki minimum asal gerilmeler.....	99
Tablo 1. Her model için elde edilen düğüm ve eleman sayıları.....	59
Tablo 2. Kullanılan materyallerin Elastiklik modülü ve Poisson oranları	60

1. GİRİŞ

Gelişmekte olan bilim ve teknolojinin, diş hekimliği dalının değerli ürünlerinden olan, dental implantlar, özellikle tam veya kısmi dişsizlik durumlarının restorasyonunda, sıklıkla başvurulanan bir tedavi yöntemidir. Örneğin, tam protezinden şikâyetçi olan hastalar için, mandibuler implant destekli overdenture'lar, çok etkili bir tedavi seçeneği olabilir. Elbette ki implantlarla elde edilen bu avantajların sürdürülebilmesi için, öncelikle implantların sağlıklı bir şekilde ağızda durması gerekmektedir.

Tedavilerde operasyon öncesi iyi bir planlama, her türlü cerrahi disiplinde istenen ancak çok az mümkün olan bir durumdur. Dental implantlarla yapılan tedavilerde, cerrahi işlem öncesi dijital görüntüleme yöntemlerinden yararlanmak önemli bilgiler sağlamaktadır. İmplantların ağızda sağlıklı ve uzun süreli mevcudiyeti için optimal biyomekanik de sağlanmalıdır.

İmplant protezlerinin tasarımı, genelde protezi destekleyen implantların pozisyonuna ve açısına göre belirlenir. Yanlış açılardırılmış implantların protez aşamasında düzeltilmesi için birçok çözüm üretilmiştir. İmplant üstü sabit protezlerin yapımında açılı abutment'ler kullanılabilirken hareketli protezlerin yapımında, ball veya bar bağlantılarla bu açılar telafi edilebilmektedir.

Tüm bunların yanında implantların kaybında da biyomekanik faktörler önemli rol oynamaktadır. Söz gelimi, implantlara, kemikte aşırı streslere neden olan kuvvetler iletilirse, kemik rezorpsiyonu ile birlikte osseointegrasyonun yıkımı ve implantların kaybı kaçınılmaz olacaktır.

Bu çalışma; implantların, çeşitli açı ve yüklemelerin yer ve yönlerine göre, kemikte oluşturduğu stres dağılımını incelemek için tasarlanmıştır. Kemikte oluşan bu stresler, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant Tanımı, Tarihi ve Sınıflandırılması

Kelime olarak “implant”; Latince ‘in=içerisine, içerisinde’ ve ‘planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme’ anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. İmplantın tıbbi anlamı ise, ‘kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacıyla, canlı dokularda uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisme’ verilen addır^{1,2}.

Diş hekimliğindeyse, kaybedilen dişin yerini alan, sabit ve hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla, kemik içine veya üzerine yerleştirilen, biyolojik uyumu olan biyofonksiyonel apareylere “dental implant” adı verilmektedir³. Albrektsson, dental implantları, daimi protezlerin sabitlenmesini sağlayan, çene kemiğine cerrahi olarak yerleştirilen titanyum silindirler olarak tanımlar⁴.

Oral implantolojinin tarihine bakıldığında, geçen yüzyılın sonları ve bu yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin, çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu görülmektedir¹. Dental implantlar, 1960’ların sonlarında tamamen dişsiz ağızların tedavisi için önerildiğinden beri, implant içeren tedaviye ihtiyaç artmıştır^{5,6}. Branemark ve arkadaşları, 1977 yılında osseointegre implantlarla yaptıkları, 10 yılı aşkın bir süreyi kapsayan deneyimlerini bildirmişlerdir. Bu araştırma, dental implant tarihinde, uzun dönemli ilk klinik çalışmadır⁷. Mandibuler implant destekli overdenture’lar ise uzun dönemli çalışmalarla 1987 yılından beri araştırılmaktadır⁸.

Çene kemiğine yerleştirilen implantları şu şekilde sınıflayabiliriz⁹:

- 1) Kemik içi implantlar
- 2) Subperiostal implantlar

- 3) İntramukozal implantlar
- 4) Transmandibuler implantlar
- 5) Endodontik implantlar

Bu implant çeşitliliği içerisinde protezlere temel destek veren ve çeşitli dişsizlik durumlarında en yaygın implant çeşidi kemik içi implantlardır⁹.

2.2. İmplant Tedavi Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Hobo'ya¹⁰ göre implant tedavisinin endikasyonlarını şu şekilde sıralayabiliriz:

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

Osseointegre implant tedavisi, yerleştirme için uygun kemiğe sahip olup total protez kullanamayan hastalarda oldukça ideal bir tedavi yöntemidir. Ancak kronik ve kontrol edilemeyen hastalıklar ile mukozada veya çene kemiklerinde anomalilerin mevcut olduğu durumlarda uygulanması kontrendikedir.

Osseointegre implant tedavisinin kesin kontrendike olduğu durumlar ise şöyle sıralanabilir¹:

- 1) Yüksek dozda radyasyona maruz kalan hastalar (>5000 rad)
- 2) Psikiatrik problemi olan hastalar (psikoz, dismorfobi)
- 3) Hemolitik bozukluğu olanlar
- 4) Romatizmal hastalığı olanlar (ağır osteomalazi, raşitizm)
- 5) Ağır böbrek hastaları (nefrit)
- 6) Kalp hastalığı olanlar (yeni geçirilmiş miyokard enfarktüsü, kalp kapakçığı protezi taşıyanlar)
- 7) Generalize sekonder osteoporoz
- 8) Kontrol altında olmayan diabetes mellitus
- 9) Siroz (kronik veya ağır alkolizm)
- 10) Ağır hormonal bozukluğu olanlar
- 11) İlaç bağımlılığı
- 12) Ağır bağ dokusu hastalıkları
- 13) Ağır kan hastalığı olanlar

Relatif kontrendikasyonlar ise şöyledir:

- 1) AİDS
- 2) Kalsiyum-fosfor metabolizmasında görülen temporal bozukluklar
- 3) Hafif böbrek rahatsızlıkları
- 4) Endokrin rahatsızlıklar
- 5) Bukkofaringeal malign tümörler
- 6) İlaç, alkol, tütün çiğneme alışkanlığı olanlar
- 7) Sağlıksız yaşam şartları
- 8) Yaş
- 9) Alerjik durumlar

- 10) İmmun direnç defektleri (uzun süre immunosupresan kullanımı, kemoterapi görmüş/gören kişiler)
- 11) Karaciğer rahatsızlıkları
- 12) Gerçekçi olmayan tedavi planı
- 13) Kan dengesizlikleri
- 14) Fokal enfeksiyon şüphesi
- 15) Yumuşak veya sert doku patolojileri
- 16) Yeni diş çekimi yapılmış bölgeler
- 17) Düşük dozda radyasyona maruz kalmış hastalar (<4000 rad)

2.3. Osseointegrasyon ve Başarı Kriterleri

Osseointegrasyon, yük taşıyan implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında, direk olarak fonksiyonel ve yapısal bağlantı kurulması olarak tanımlanmaktadır^{11,12}. Zarb ve Albrektsson'a göre osseointegrasyon, kemikteki fonksiyonel yükleme sırasında elde edilen ve korunan, alloplastik materyalin klinik ve asemptomatik rijit fiksasyonu ile zamana bağlı iyileşme sürecidir¹³.

Osseointegrasyon derecesi, kemik kalitesi ile iyileşmede ve fonksiyon sırasında oluşan streslere bağlıdır¹⁴. Osseointegrasyon üzerinde, kuvvetlerin tüm etkisi hala tam olarak bilinmemektedir^{14,15}. Oral implantlara gelen yüklerin nitelik ve niceliğinin in vivo değerlendirilmesi, bize yükleme koşulları hakkında bir ön fikir verebilir. İmplant ve abutment arasında sağlayacağımız sıkı bir kontak bizi, abutment seviyesinde ölçülen yüklerin çoğunun implanta iletildiği fikrine yönlendirmektedir¹⁵. Bu yüklerin, implantı çevreleyen kemikteki sonuçları, in vivo olarak değil ancak sonlu elemanlar¹⁵ veya fotoelastik analiz¹⁶ yöntemleri ile değerlendirilebilir. Bu analizler, aksiyel yüklerin genel olarak bükülme momentine kıyasla daha yüksek değerde olmasına rağmen, kemik üzerinde bükülme momentlerinin aksiyel yüklerden daha büyük etkisi olduğunu göstermiştir¹⁵.

İmplant osseointegrasyonunun sağlanması ve başarı kriterleri ile ilgili, birçok araştırmacının çeşitli sınıflamaları mevcuttur. 1975 yılında Schnitmann ve Schulmann, 1982'de Crainin, Silverbranch, Sher ve Salter, 1984'de Mc Kinney, Koth ve Steflik, 1986'da Worthington, Erickson, Albrektsson ve Zarb ve 1989'da Smith ve Zarb'ın ileri sürdükleri başarı kriterlerinden çıkartılan ve günümüzde kabul gören başarı kriterleri Albrekston'a göre şöyledir^{1,7}:

- 1) İmplant; bir bağlantısı olmaksızın, tek olarak, klinik değerlendirmede hareketlilik göstermemelidir.
- 2) Sağlıklı bir radyografide değerlendirilmiş peri-implanter radyolusenslik olmamalıdır.
- 3) İmplantın yerleştirilmesinin 1 yıl sonrasında itibaren, yıllık vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır.
- 4) İmplanttan kaynaklandığı düşünülen kalıcı ağrı, nöropati, parestezi veya mandibuler kanalı ihlal etme gibi belirti, rahatsızlık veya enfeksiyon olmamalıdır.
- 5) İmplant tasarımı, gerek hastayı gerekse diş hekimini tatmin eden görünüme sahip bir kron veya protezin yapılmasına imkan vermelidir.
- 6) İmplantın yerleştirilmesinden sonra, ilk 5 yıllık izleme süreci sonunda ağızda kalma oranı % 85, ilk 10 yılın sonunda % 80'nin üzerinde olmalıdır.

2.4. İmplant Biyomekaniği

2.4.1. Kemik Tip ve Özellikleri

Kemik, yük taşıyan implant için yapısal bir dayanaktır. İmplantları çevreleyen kemik, örgü şeklinde (woven), ince tabakalı

(lameller), demet şeklinde (bundle) veya bileşik (composite) kemikten oluşur. Bu da yaşa, fonksiyonel duruma ve hastanın sistemik durumuna bağlıdır¹⁷. Oral implantların biyomekaniğine bakış açısı kazanmak için implant çevresindeki kemiğin davranışını anlamak şarttır. Bazı araştırmacılar, kortikal kemikte maksimum stres konsantrasyonları oluştuğunda, bunun implantla kemiğin temas ettiği noktalarda biriktiğini bildirmişlerdir. Trabeküler kemikte maksimum stres konsantrasyonu implantın apeksi etrafında görülmektedir⁶.

Diş hekimliğinde implant için uygun kemik oldukça önemlidir ve uygun görülen dişsiz sahanın dışarıdan yapısını ve hacmini anlatır. Buna ek olarak, 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 faktördür. Zarb ve Schmitt'in belirttiği gibi, implant uygulanması için kemik yapısı en önemli faktördür⁶.

Kemik, iki ana tabakadan oluşmuştur. İç kısımda trabeküler bir özelliğe sahip, süngerimsi bir yapıya benzediği için “spongiyoz kemik” adı verilen kemik tabakası vardır. Bazı araştırmacılar bu kemik için “trabeküler kemik” terimini de kullanmaktadır. Dış kısımda ise yoğun bir özelliğe sahip ve bu yapısal özelliği nedeniyle “kompakt kemik” adı verilen kemik tabakası vardır. Bu tabakaya, en dışta yer aldığı ve diğer tabakayı da çevrelediği için “kortikal kemik” adı da verilmektedir¹.

2.4.1.1. Kortikal Kemik

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri, porozitesi, mineralizasyon seviyesi, yoğunluğu, kollajen lif oluşumu ve deformasyon hızı gibi faktörlere bağlıdır. Kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayancı,

baskı gerilmesi için 170 MPa ve çekme gerilmesi için 100 MPa olarak bildirilmiştir¹⁸.

Kortikal kemik, implant yerleştirilmesi için trabeküler kemiğe göre daha elverişlidir¹⁴. Yoğunluğunun fazla olması, elastiklik modülünü yükseltmekte ve dolayısıyla kemik direncinin artmasının yanı sıra fonksiyonel kuvvetler karşısında deformasyona karşı dayanıklı olmasını sağlamaktadır^{19,20}.

2.4.1.2. Trabeküler Kemik

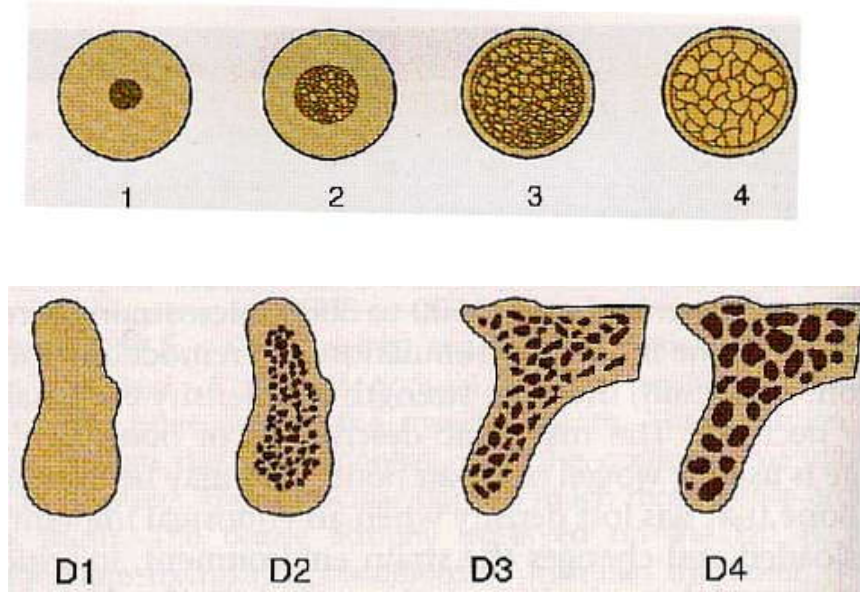
Trabeküler kemiğin mekanik özellikleri, porozitesine ve trabeküler yapının anizotropisi ve de bireysel trabeküldeki dokuların materyal özelliklerine bağlıdır. Trabeküler kemiğin kuvvet dayancı çekme ve baskı gerilmelerinde aynıdır ve yaklaşık 2-5 MPa arasındadır¹⁸. Trabeküler kemiğin özelliklerini anlamak ve implant yerleştirilmesinden önceki durumunu incelemeye kullanılan farklı preoperatif teknikleri değerlendirmek çok önemlidir¹¹.

Kemik kalitesi, implant başarısı için hem cerrahi hem de fonksiyonel aşamalarda en önemli faktör olarak kabul edilmektedir. Bu sebeple zayıf kalitedeki kemikteki aşırı yükler implant ömrü için klinik olarak endişe verici bir durumdur²¹.

2.4.1.3. Kemik Kalitesi Sınıflaması

Lekholm ve Zarb'ın yaptığı kemik kalitesinin sınıflaması, klinisyenler ve araştırmacılar tarafından implant yerleşimi için hastaları değerlendirmede standart olarak kabul edilmiştir^{6,22} (Şekil 1). Bu sistemde bölgeler 1'den 4'e kadar çene kemiği kalitesine göre sınıflandırılmıştır^{6,12,22}. Tip 1 (D1) kemik kalitesinde, tüm çene homojen kortikal kemikten oluşmuştur. Tip 2 (D2) kemikte, kalın (2 mm) bir kortikal kemikle çevrili yoğun trabeküler kemik mevcuttur. Tip 3 (D3) kemikte, ince

(1 mm) bir kortikal kemikle çevrili uygun sertlikte yoğun trabeküler kemik mevcuttur. Tip 4 (D4) kemikte ise, ince (1 mm) bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta trabeküler kemik vardır.



Şekil 1: Kemik tipleri

Kemik yoğunluğunun artması, bağlantının mekanik özelliklerini geliştirir. Bu duruma, Tip 1 ve 4'te, 2 ve 3'e göre daha az rastlanır. Her ne kadar bölgesel yoğunluk farklılıkları olsa da, Tip 2 kemik daha çok mandibulada, Tip 3 kemik ise sıklıkla maksillada görülür¹⁷. Bir implantın yerleştirilmesi için kemikte tercih edilen özellikler; kortikal kemiğin fazla, trabeküler kemiğin az ve trabeküllerin sık olmalarıdır².

İmplant boynunun çevresindeki kortikal kemik, bükülme momenti uygulandığında fulkrum eksenini olarak görev yapar. Bu da bize, uygulanan yük, implantın boynu çevresindeki kortikal kemiğin rezorpsiyona daha duyarlı olduğunu gösterir. Literatürlerin de belirttiği üzere, dental implantların ömürlerinin uzunluğu ve klinik başarısı, biyomekanik olarak kontrol edilmiş bir okluzyonla sağlanabilir²¹.

Çene kemiği kalitesinin, overdenture'ları destekleyen implantların devamlı bir osseointegrasyonu için önemli olduğu kanıtlanmıştır²³. Clift ve arkadaşları¹⁴, implant boynu çevresinde yükleme öncesi, 9-18 MPa civarındaki gerilmelere (streslere) dayanabilecek iyi kalitede yoğun kemik bulunmasının önemini vurgulamışlardır. İmplantların, kortikal kemik kalınlığı fazla ve daha yoğun bir trabeküler çekirdekten oluşan kemik içine yerleştirilmesi, daha az mikro harekete ve stres konsantrasyonlarının azalmasına sebep olur. Bu da doku bütünleşmesinde ve implant stabilizasyonunda istenen bir durumdur^{14,17}. Kemik temas yüzdesi, kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha fazladır. Başlangıçtaki kemik yoğunluğu, iyileşme sırasında hareketsizliği sağlarken, aynı zamanda implant-kemik birleşim yerinden streslerin daha iyi dağılımını sağlar⁶. Truhlar ve arkadaşları¹⁷, 2131 implant arasında, Tip 1 kemikte en fazla başarısızlık oranına, 2 ve 3. kalite kemikte, en az implant kaybına rastlamışlardır. Engquist ve arkadaşları, Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasındaki 1-3 arası sınıfları overdenture tedavisi için gerekli görmektedirler. Hutton ve arkadaşları, dental arkın (maksilla ve mandibula) ve kemik kalitesinin overdenture tedavilerinde belirgin başarısızlık sebepleri olduğunu belirtmişlerdir²⁴. Bu yüzden biz de çalışmamızda, başarı şansının en yüksek ve mandibulanın ön bölgesinde sıklıkla karşılaşılan kemik yapı olmasından dolayı, Lekholm ve Zarb'ın yaptığı sınıflamaya göre, D2 kemik tipini modellemeyi uygun gördük. Bunun için de Mish'in kriterlerini rehber olarak aldık¹².

2.4.2. Biyomekanik Prensipler

Geç implant başarısızlıkları protez kullanımından sonra gözlenir ve genellikle biyomekanik komplikasyonlarla ilgilidir^{17,19}. Biyomekanik prensipler, implant destekli protezlerin başarısında önemli faktörlerden biridir. İmplant tedavisi hem biyolojik hem de mekanik öğeleri içerir²⁵. Bu biyomekanik etkiler, implant çevresi kemiğin varlığında uzun vadede önemli rol oynar^{25,26,27}. Kemiğin mekanik yüklere olan biyolojik

cevabı, implantın ömrünü etkiler²⁰. Birçok hayvan çalışması ve klinik çalışma göstermiştir ki plak kaynaklı gingivitis yokken, implant çevresinde oluşan kemik kaybı, uygun olmayan yükleme koşullarına bağlıdır^{15,19,20}. Okluzal yüklerin yeri ve miktarının, kemik-implant-protez kompleksinin her bir parçasında oluşan gerinim (strain) ve gerilmenin (stress) kalite ve miktarını etkilediği bildirilmiştir¹⁷. Bu biyomekanik sistem içinde ısırma kuvvetlerinin neden olduğu aşırı yük, hem marjinal kemik kaybına, hem de eleman başarısızlığına neden olabilir^{21,25}. Örneğin, çiğneme sırasındaki proteze gelen yükler implanta iletilecek ve bu da implant çevresi kemikte gerilmeye neden olacaktır²⁶. Gelen yük kemiğe, protez ve implant tarafından iletileceği için dikkatli bir planlama ve protez yapımı, kemikte uygun bir gerilme dağılımı elde etmek için önemli faktörlerdir^{19,20}.

Kemik dokusunun, mekanik gerilmelere cevap olarak yapısını yeniden şekillendirdiği bilinmektedir. Kemikteki gerilmelerin çeşitlilikleri, yapıcı veya yıkıcı remodelasyon oluşturacağını gösterir. Dental implant sisteminin etrafındaki düşük gerilme seviyesi, diş çekiminden sonraki alveolar kretin kaybına benzer şekilde, kullanılmama atrofi ile sonuçlanabilir. Diğer taraftan, anormal yüksek gerilme seviyeleri destek dokularda basınç nekrozuna ve implant başarısızlığına yol açabilir²⁶. Dental implant sisteminin uzun dönemli fonksiyonu implant ve kemik arasındaki biyomekanik ilişkiye bağlıdır^{19,26}.

Biyomekanik olarak aşırı yüklemeler, yüklemelerin miktarı ve yönü, yetersiz kemik hacmi, kemik yoğunluğu, destek implantların sayısı, implantların kemik içindeki açısı ve protez tipi gibi birkaç faktörün katılımı, implantlarla ilgili biyomekanik faktörlerin in vivo çalışmasını karmaşık bir hale getirmektedir¹⁹.

2.5. İmplant Üstü Protezler

Genel olarak, dişsiz bir çenenin tedavi planlamasını belirlemekte şu kriterler değerlendirilmelidir²⁸:

- 1) Protetik tasarımda implantların çenedeki yerleri, dağılımı ve sayısı
- 2) Doğal dentisyon veya karşı çenedeki protez tipi
- 3) İntermaksiler ilişki
- 4) Okluzal şema
- 5) Estetik faktörler

2.5.1. İmplant Üstü Protez Sınıflaması

İmplant üstü protezler, konvansiyonel bir yaklaşımla şu şekilde sınıflandırılabilir¹²:

- P 1: Normal diş boyutlarında implant üstü sabit protez
- P 2: Normalden daha hiperkonturlu implant üstü sabit protez
- P 3: Dikey yönde hem diş, hem dişeti restorasyonu şeklinde implant üstü sabit protez
- P 4: Hem anteriorda hem posteriorda implant destekli hareketli protez
- P 5: Sadece anteriorda implant destekli hareketli protez

İmplantlar tek diş eksikliğinde kullanılabildiği gibi total dişsizlik vakalarında da oldukça başarılı uygulama alanları bulmaktadır. Tam dişsizlik vakalarında; implant üstü protezler daha güncel ve daha basit bir şekilde sabit ve hareketli (overdenture) olarak da sınıflandırılabilirler¹.

2.5.2. Overdenture Tarzı İmplant Üstü Protezler

Overdenture'lar, doğal dişlerin varlığında “dişüstü protezler” adı da verilen, implantların varlığında ise implantlar ve bağlantı parçalarıyla üzerine oturduğu, yumuşak dokulardan destek aldığı için, iki farklı kökenden türeyen anlamına gelen ‘hibrid’ kelimesinin kullanıldığı, “hibrid protezler” ya da temel retansiyonları implantlarla sağlanmakla birlikte yumuşak dokular tarafından da desteklenen, “doku destekli protezler” diye de adlandırılan protezlerdir¹. Overdenture, dental implant, kök veya kalan birkaç diş kaplayan ve onlardan destek alan hareketli parsiyel veya tam protez olarak da tanımlanabilir²⁴.

İmplant üstü bir protez denildiğinde, akla ilk olarak sabit protez gelmektedir. Her ne kadar osseointegre implantlar sabit protezleri desteklemek amacıyla bulunmuş olsalar da, ek bir tedavi seçeneği olarak overdenture türü protezler de son zamanlarda dikkat çekmiştir^{15,29,30}. Özellikle alt çenede tam dişsizlik vakalarında, interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar ile planlanan overdenture türü protezler, protezin stabilitesi açısından çok tatminkar sonuçlar vermektedir. İmplant destekli overdenture'lar, sabit protez yapımının olanaksız olduğu vakalarda ve daha ekonomik çözüm arzu edildiğinde öncelikle endikasyon bulurlar^{1,15,30}.

Total proteze adaptasyon son derece karmaşık bir olgudur ve anatomik, psikolojik, fizyolojik ve davranışsal faktörlerin birbirleriyle ilişkisini içerir. Özellikle alt çenede, çok iyi yerleştirilmiş bir protezin bile, tolere edilememesine sık rastlanır ve bu da hasta ve hekim için rahatsız edici bir deneyimdir²⁹. Kabul edilebilir ve ön görülebilir bir tedavi seçeneği olan osseointegre dental implantların uygulanmaya başlaması, bu hastalara, protezlerinin retansiyonunu ve stabilitesini artırmasıyla, gelişmiş bir oral fonksiyon sağlamıştır^{15,29}.

2.5.2.1. İmplant Destekli Overdenture Endikasyonları

İmplant destekli overdenture protezler, sabit protezler için uygun olmayan şu gibi durumlarda değerlendirilebilir^{29,31}.

- Sabit bir restorasyonu destekleyebilecek minimum implant sayısını yerleştirebilecek yeterli kemik hacminin olmadığı durumlarda
- Uygun olmayan alveol kret ilişkilerinde
- Özellikle maksillada yetersiz dudak desteği ve bozuk bir fonasyonun olduğu durumlarda
- Karmaşık restorasyonu engelleyen medikal veya ekonomik kısıtlamaların olduğu durumlarda

Overdenture tipi protezlerin ilk yılında, yerleşim sonrası uyumlamalara sıklıkla ihtiyaç duyulmasına rağmen, sabit tam protezlere oranla komplikasyonlar daha seyrek görülmekte ve tamiri daha kolay olmaktadır¹⁵. Overdenture desteği olarak kullanılan mandibuler kemik içi implantlar, maksiller implantlara göre daha başarılı sonuçlar vermektedir^{23,24,32}. Kemiğin niteliği ve niceliği arasındaki ilişki değerlendirildiğinde, implant başarısızlığı için yerleştirildiği çene başlıca faktör olarak görülmektedir^{15,32}. Mandibuler implant destekli overdenture'ların yüksek başarısına rağmen başarısızlıklar da görülmektedir¹⁵.

2.5.2.2. Overdenture'larda İmplant Sayısı

Overdenture türü protezlerin yapımında üzerinde durulması gereken hassas bir nokta, yerleştirilecek implantların sayısı ve yeridir. Her iki tarafa da gelecek yük dağılımının eşit olmasını sağlamak üzere, implantların orta hattın eşit uzaklıkta olması gerekir. Protetik planlamaya

göre her bir tarafa 1, 2 veya daha fazla implant yerleştirilebilir; fakat orta hat üzerine implant yerleştirilmemesi gerekir¹.

Naert ve arkadaşları çalışmalarında, dişsiz hastaların implant destekli sabit protezler yerine implant destekli overdenture'ı tercih etmelerinin esas nedenini, total protezlerinin stabilite ve retansiyon ihtiyacının artması olarak açıklamışlardır³⁰. Diğer birçok çalışma, implant destekli overdenture protezlerinin uzun süreli başarısını desteklemektedirler^{29,30}. Bu çalışmalarda, overdenture'ları destekleyen implantların sayıları değişmektedir. Genellikle aynı çenede 3 veya daha fazla implant kullanılmıştır. Son dönemdeki çalışmalar, 2 implant destekli overdenture'ların da yüksek başarı oranını ve hasta memnuniyetini ortaya koymuşlardır²⁹.

Meijer ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, mandibuladaki yapısal gerilme, iki yerine dört implant kullanıldığında azalmamıştır²⁴.

Visser ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, 2 ve 4 implant destekli overdenture'larla tedavi edilen hastaların, klinik ve radyografik değerlendirmelerinde bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır³³. Overdenture'larla ilgili çalışmalar son yıllarda sıklıkla yapılsa da, bunlar genellikle hasta memnuniyeti ve protezin dayanıklılığı açısından klinik değerlendirmeler^{31,34-40}, klinik raporlar⁴¹⁻⁴⁵, protez ara parçalarının tutuculuğu⁴⁶⁻⁴⁸, çiğneme fonksiyonunun değerlendirilmesi⁴⁹⁻⁵² ve ısırma kuvveti değerlendirmeleri⁵³⁻⁵⁶ üzerine yoğunlaşmıştır. Overdenture'lar üzerinden ataşmanlar yardımıyla kemiğe yük iletiminin ve implant sayılarının da değerlendirildiği çalışmalar vardır⁵⁷⁻⁶⁵.

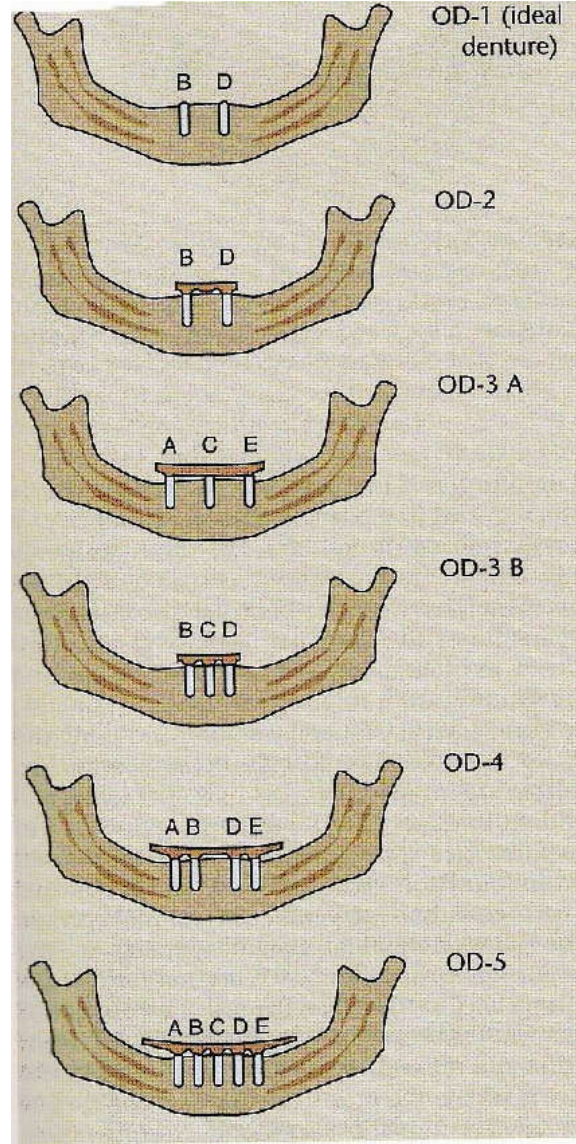
Destek için minimum 2 implanta ihtiyaç vardır. Mandibulada ideal olarak her iki tarafa mental foramenlerin önüne implantlar yerleştirilerek karşıt ark stabilizasyonu sağlanır. Overdenture'lar, sadece implanttan destek aldıklarında, implantlar üzerindeki üst yapılara tutunurlar. Üst yapı foramenler arası bölgeye yerleştirilen, birbirine üçlü bar sistemiyle bağlanan, minimum 4 implant üzerine yerleştirilebilir. Bu bar, overdenture'a retansiyon ve stabilite kazandırır. Böylelikle vertikal yüklemde, protezin oturduğu mukozal alan çok az etki altında kalır^{34,43}

Bazı diş hekimleri, overdenture'lardaki stres kırıcı özellikleri ile tasarlanan ataşmanların, implant destekli sabit üst yapılara kıyasla biyomekanik açıdan daha olumlu özellikler sunduğuna inanmaktadırlar¹⁴.

2.5.2.3. Overdenture Tedavi Seçenekleri

İmplant destekli overdenture protezlerde, implantların boy ve sayısının seçiminde kemiğin kalite ve kantitesi temel faktördür. İmplantlar kural olarak anterior bölgeye yerleştirilirler, maksiller posterior bölgeye uygulanmazlar. Maksiller overdenture'lar ile, yüz estetiği için gerekli uygulamalar yapılabilmekte, fonetik ve oral hijyen ile ilgili problemler daha iyi çözülebilmektedir²⁸. Overdenture'lar için protezlerdeki diş pozisyonunun ve implant yerinin tam uyumu gerekli değildir.

İmplant destekli overdenture tedavileri için 5 seçenek sunulmuştur¹². Tedavi seçenekleri doku destekliden rijit stabiliteli tamamen implant destekliye kadar uzanmaktadır. Tedavi seçenekleri Şekil 2'de gösterilmiştir.



Şekil 2: Overdenture tedavi seçenekleri

2.5.2.4. Overdenture'larda Ataşman Seçimi

Esas olarak implant destekli overdenture'lar implant üzerindeki üst yapılara tutunur³⁴.

Ataşman seçimi, temel olarak mandibulanın anatomik durumuyla ilgilidir. Ciddi bir atrofi söz konusu olduğunda, protez, yeteri kadar horizontal stabilizasyon sunan bar alt yapılar veya paralel duvarlı

teleskopik bağlantılarla desteklenebilir. Bar yapılar gerektiği kadar uzunsa, alveolar kemik kaybının çok belirgin olduğu vakalarda bile yeterli horizontal stabilite sağlayacaktır. Bar yapıların en yüksek retansiyon kapasitesine sahip oldukları ve en az klinik komplikasyona yol açtıkları bildirilmiştir. Spiekermann, bar yapıların, dili rahatsız ettiğini ve mandibulanın fonksiyonel deformasyonunu azalttığını belirtmiştir⁶⁰.

Overdenture'larda retansiyon için protez, implantlarla 4 farklı mekanizma ile bağlanabilir:^{3,10,14,57,66}

1- Mıknatıslı Ataşmanlar: Dental protezlerde mıknatıslı tutucular 1930'lardan bu yana kullanılmaktadır. Manyetik bağlantılı olanlarda lateral stabilite eksikliği vardır. Ağız içindeki dokulara etkilerinin incelenmesi sonucu, materyal olarak bugün sıklıkla kobalt/samaryum mıknatıs alaşımları tercih edilmektedir. Serbest olarak kayma yaptıkları için, destekler üzerindeki lateral gerilmeleri azaltması, hijyenin sağlanmasının nispeten kolay olması, paralelliğin önemli olmaması gibi avantajları olan mıknatıslı tutucuların en önemli dezavantajı tutuculuklarının daha az olmasıdır.

2- Ball (Topuz Başlı) Ataşmanlar: Barlara göre daha az yer kaplamalarına rağmen yeterli tutuculuk, stabilite ve destek sağlarlar. Barlı tutuculara göre, dokudan daha çok destek alan topuz başlı tutucular, aşırı rezorbe kretlerde barlı tutuculara tercih edilir. Bir tutucunun değiştirilmesi gerektiğinde, tutuculuk ayarı ve astarlama işlemleri daha kolay olmasına rağmen, interoklüzal aralığın kısıtlı olduğu olgularda kullanılmaları güçtür. Protezin hareketi, hijyen yetersizliği gibi sebeplerle gingival marjinlere zarar verebilirler. Yaşlı hastalarda ve aşırı rezorbe kretlerde barlı tutuculara tercih edilirler.

3- Teleskopik Tutuculu Overdenture'lar: Bazı araştırmacılar, uzun süreli kesin başarılar için her defasında oldukça masraflı olan bireysel tutucuların kullanımına gerek olmadığını savunmuşlardır. Foramen mentale'ler arasına yerleştirilen iki implant üzerine uygulanan ve

resilient özellik taşıyan teleskop protezlerle, mukoza destekli uygun üst yapılar sağlandığını bildirmişlerdir. Rijit tipte kullanılan teleskop yapılar için destek implant sayısı arttırılmalıdır³.

4- Bar Bağlantılı Ataşmanlar: Barlı tutucular yıllardan beri splintler olarak, dişler ve/veya kökleri ve bunların arasındaki dişsiz bölgeleri birleştiren unsurlar olarak kullanılmışlardır². Bar bağlantılı protezler, sabit bir köprünün, hareketli bölümlü protez şeklinde modifiye edilmiş bir kombinasyonudur⁶⁷. Eğer bar ataşman kullanılıyorsa, implantları bağlayan bar, okluzal düzleme paralel olmalıdır^{12,46}. Uzun süreli biyolojik avantajları net olmamakla birlikte, yük paylaşım özelliğinin yarar getirebileceği kolaylıkla söylenebilir². Barlı tutucuların tasarım ve yapımı, proteze önemli oranda stabilite ve ek retansiyon sağlamaktadır⁴⁶.

Özellikleri:

Bar ve ilgili yapıların kütlesi muhtelif problemler yaratır. Birçok olguda vertikal ve bukkolingual mesafe gereksinimleri, uygulamaları kısıtlamaktadır².

Bar çevresindeki plak birikimleri kolayca temizlenebilmelidir. Bunu sağlamak, ünitenin tasarım ve yapımını karmaşık hale getirir. Protezler istenilen şekilde tasarlanıp hazırlansa da barlı tutucular, diğer tutuculara oranla plak giderme yönünden hastaların daha çok el becerisine sahip olmalarını gerektirir^{2,24,36}.

Bar ataşmanların yapıldığı tüm parçaların, gerekli ve üstün mekanik özelliklerine sahip olmaları gerekir. Bar ve klips basınçlara dayanıklı olmalıdırlar. Bu nedenle orijinal parçalar, altın alaşımı içeren yüksek kalitede platinden üretilmelidirler⁶⁸. Protez üst yapıları için yüksek sertlikte alaşımlar önerilir, çünkü yüklenen taraftaki kemik-implant bileşiminde, elastiklik modülü düşük olan alaşımlar aynı geometrideki sert alaşımdan daha fazla gerilme oluşturlar¹⁴.

Yeterli vertikal mesafenin mevcut olması koşulu ile Dolder barı, sabit bir protezin splinte edici etkisini hareketli bir restorasyonun avantajları ile bir araya getirebilir.

Barlı bağlantı, proteze tutuculuk sağlamasının yanı sıra implantları da destekler ve dayanıklı hale getirir. Böylece, çiğneme kuvvetlerinin her implant üzerine eşit olarak dağılması sağlanır⁶⁶.

Barlı tutucuların kullanıldığı protezlerin planlanması sırasında dikkat edilmesi gereken noktalar aşağıdaki gibi sıralanabilir.^{66,69}

- 1) Barın uzunluğu arttıkça, çiğneme kuvvetlerinin implantlar üzerinde oluşturacağı tork etkileri de artar. Bu etkiyi azaltmak için implantlar mümkün olduğunca meziale yerleştirilerek, barın uzunluğu en aza indirilmelidir.
- 2) Yükseklik arttıkça, kuvvetlerin tork etkisinin artacağı göz önünde bulundurularak, implant üzerindeki postlarla barın toplam yüksekliği en az olacak şekilde planlanmalıdır.
- 3) Döküme girebilen prefabrike plastik parçalar kullanılıyorsa, hem implant postlarının hem de barlı bağlantının kıymetli metal alaşımından hazırlanması tercih edilmelidir.

İmplant destekli overdenture'lar isteğe bağlı olarak, bar ile birbirlerine bağlanabildiği gibi ayrı ayrı da bırakılabilirler. Doğal dişlerde olduğu gibi, tek başına olan abutment'i fazla yüklemekten korumak amacıyla splintlenmiş abutment'lar tercih edilirler²⁹. Biz de bu amaçla, zaten düzgün akslarında yerleştirilmemiş olan implantları fazla yüklenmeden korumak amacı ile implantları splintlemeyi tercih ettik.

Piezzo-elektrik sayacı kullanılan, in vivo kuvvet ölçülen bir çalışmada, Merickse-Stern ve arkadaşları 2 implantla desteklenen overdenture'larda bar ve ball ataşman sistemlerini, implantlara gelen yük

iletimi açısından karşılaştırmışlardır. Tek olan ball ataşmanların daha yüksek kuvvetler ilettiğini ve rijit barların yk paylaşımına katıldığını bulmuşlardır^{8,57}.

Uzun dönemli çalışmalarla, mental foramenler arasına yerleştirilen implantların overdenture desteği olarak kullanıldığı vakalarda yüksek başarı oranları bildirilmiştir. Genelde, dişsiz mandibulaya 2 veya 4 implantın kullanıldığı tedavi seçenekleri sunulmaktadır. Overdenture'ın protetik tasarımı kadar implantların sayısı ve dağılımı da implantların ve destek kemiğin yüklenmesini etkilemektedir⁶⁴. Meijer ve arkadaşlarının yaptığı bir alıřmada⁷⁰, n bölgeye yerleştirilen iki implantın bar ile bağlandığı durumda, implantlar etrafındaki kemikte, çok yüksek çekme ve baskı gerilmeleri oluştuğu görülmüştür. Bunun zerine bu gibi durumlarda, ya implantları bağlamayı, ya da bar-klips ataşman kullanılacaksa, n bölgeye daha fazla implant yerleştirilmesi tavsiye edilmiştir^{14,70}.

Birçok diş hekimi, implant pozisyonlarının seçimi ile protez splintleme şemasının, implant protezinin uzun dönemli başarı ve stabilitesinde kritik olduğu grřndedir¹⁴. Kregzede, kemikteki uyarılmış gerilmelerin, protez splintlenme planına ve implant pozisyonuna duyarlı olduğunu rapor etmiřtir¹⁴. Guichet ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışma sonucunda da, splintlenen grupta oluşan gerilmelerin aynı yerlerde fakat daha düşük değerlerde ortaya çıktığı izlenmiřtir⁷¹.

Overdenture'ları alttaki implantlara bağlamak için çeşitli uygulama yolları vardır. Her implant için bağımsız bağlantılar ya da bar tutucular en sık kullanılan yaklaşımlardır. Her iki durumda da, retansiyon ve stabilite, esas olarak ataşmanlar üzerinden implantlarla elde edilir ve destek, implantlar ve dişsiz posterior kreterler ile saęlanır⁶⁴.

Merickse-Stern, bir makalesinde, birkaç implantın (3-4) bar ile bağlandığında kuvvet dağılımını nasıl etkilediğini anlamak için daha

fazla bilgiye ihtiyacımız olduğunu belirtmiştir⁵⁷. Overdenture tipi protezlerle birlikte kullanılan barlı ataşmanlar ile diğer tip ataşmanlar karşılaştırıldığında, barların, alt çeneye iletilen kuvvetleri belirgin bir şekilde azalttığı araştırmalarla ortaya çıkmıştır⁶⁹.

İmplant destekli protetik restorasyonlar, aksiyel, horizontal ve oblik kuvvetlerle yüklenmektedir. İmplanta iletilen yük miktarını etkileyen faktörlerden biri de protezi implanta bağlayan ataşman sistemlerinin seçimidir⁶⁰.

Dişsiz mandibulanın, implant destekli restorasyonlarla tedavisi, son 30 yıldır standart ve kanıtlanmış bir tedavi şekli haline gelmiştir⁷². Birçok çalışmada, implant destekli mandibuler overdenture'lar ile elde edilen çiğneme fonksiyonunun etkinliği ve protezin tutuculuğu hakkında subjektif ve objektif başarılar rapor edilmiştir. Kullanılan implantların sayı ve tipini veya tutucu elemanların tasarımını önemsemeksizin, implant destekli mandibuler overdenture'lar ile tedavi edilen dişsiz hastaların uzun dönemli takip çalışmaları, çok yüksek başarı oranları göstermiştir. İmplant destekli overdenture tedavileri, dişsiz hastalarda, hareketli proteze veya implant destekli tüm ağız sabit restorasyonlara alternatif olarak sunulmuştur^{59,72}. Bu protezin sunduğu gelişmiş tutuculuk ve stabilite, konvansiyonel tam protezlerle karşılaştırıldığında çok büyük bir avantajdır¹⁵. Diğer bir avantaj ise, çiğneme fonksiyonunun gelişmiş olmasıdır⁵⁹. Bu tedavi, daha az emek ve daha düşük maliyet ile implant destekli tüm ağız sabit restorasyonlara alternatif oluşturur¹⁵.

Mandibuler implant destekli overdenture'lardaki çiğneme yük iletimi, aslında tüm ağız sabit restorasyonlarından farklıdır⁵⁸. Her ne kadar implant destekli overdenture'larla oluşan çiğneme kuvvetleri, doğal dentisyondan ve implant destekli tüm ağız sabit restorasyonlardan daha az olsa da, çalışmalar, implant destekli overdenture'ların hem aksiyel, hem

de küçük ama daha zararlı olan transvers (eğik) yüklere maruz kaldıklarını göstermiştir^{58,61}. Jemt ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, bu farkı saptamış ve bunu distaldeki dişsiz alandaki mukozanın reziliensine bağlamışlardır⁵⁸.

2.6. İmplant Yerleşim Aksı

İdeal bir sonuç elde etmek ve dental implantların uzun dönemde ağızda kalmasını sağlamak için, genelde implant aksının, doğal dişin aksını taklit edip okluzal düzleme dik olması tavsiye edilir. Ancak, foramenler arası implantların yerleştirilmesinde dişsiz mandibulanın morfolojisi de göz önüne alınmalıdır. Uzun dönemli başarılı bir implant prognozu için, diş hekimlerinin implantları okluzal düzleme dik ve birbirlerine paralel şekilde yerleştirilmeleri önerilir⁷². Açılı implantların çevresinde, kemiğin mikro kırıklarına ve sonuç olarak implant kaybına neden olan aşırı yükler oluşmaktadır¹⁸.

Birçok diş hekimi, implant yerleşiminin paralel olmadığı durumlarda, ball ataşmanların kullanılmadığını ve bunu telafi etmek için de açılı abutment veya bar klips takımı kullanmayı yeğlemektedir⁴⁶.

Maksiller ve mandibuler bölgede başarılı bir implant yerleşimi ile fonksiyonel ve estetik olarak tatmin edici sonuçlar elde edebilmek için, uygun açılanma ve pozisyonlandırma gerekmektedir⁷³. İmplant yerleşiminin yönü, okluzal yüklerin iletimi ile yakından ilgilidir. İmplantları çene kemiğine yerleştirirken yapısal stabilite ve üst yapının hassas olarak oturtulabilmesi için, mümkün olduğunca paralel yerleştirme gerekmektedir. İmplantın yerleşim açısı veya eğimi, biyomekanik açıdan çok önemlidir⁷⁴. Son yıllarda, özellikle anatomik açıdan zor bölgelerde, dental tedaviyi kolaylaştırmak ve implant yerleşiminin hassasiyetini geliştirebilmek için görüntülü rehberlik sistemleri ve rehber şablonlar gibi uygulamalar geliştirilmiştir. İmplant yuvası açmak için kullanılan rehberlere ve hassas

preparasyon tekniklerine rağmen, planlanan ideal meziodistal implant aksından sapma, operasyon sonrası radyografik değerlendirmelerde görülebilmektedir. Hassasiyetin bozulması, mental sinir gibi anatomik yapılara yakın alanlarda, frezlerin hafif meziodistal sapmaları ile de olabilir. Fonksiyonel sebeplerden dolayı, posterior implantların meziodistal aksları optimal bir yükleme koşulu elde edebilmek için mümkün olduğunca hassas ayarlanmalıdır. İmplant yatağını genişletirken, rehberlerin yardımı olmadan yapılan işlemlerde, planlanan yuva açma aksından kayma görülebilir⁷³.

Dental implantlar, tam veya kısmi dişsizlik durumlarının restorasyonunda sıklıkla başvurulanan tedavi yöntemidir⁷⁵. İyi bir cerrahi öncesi planlama, her türlü operatif disiplinde beklenen bir işlemdir ancak çok az mümkün olmaktadır⁷⁶. Dental implantlar yerleştirilmeden önce cerrahi öncesi kemik alanını tomografi ile değerlendirmek, panoramik ve periapikal filmlerden elde edilemeyecek bilgiler sağlar⁷⁷. Optimal biyomekanik, uygun kemik içine, protetik üst yapı ile birlikte, uygun bir implant aksı ayarlamakla olabilir. İmplantın aksı ile oklüzal düzlem arasındaki açısal ilişkiler, oral fonksiyonlar sırasında kantilever yüklere sebep olurlar. Açılı abutment'ların kullanımı bu biyomekaniği değiştirmez. Toplanan bilgiler, uygun olmayan bir implant açılmasına sebep olabilecek anatomik kısıtlamalar nedeniyle, implantasyon için o bölgenin kullanılmaması gerektiği kararını aldırabilir⁷⁶.

İmplant protezlerinin tasarımı, genelde destekleyen implantların pozisyonuna ve açısına göre belirlenir. Yanlış açılardırılmış implantların protez aşamasında düzeltilmesi için birçok çözüm üretilmiştir. Sabit protez yapımlarında bu amaç için açılı abutment'lar üretilmiştir. Bu açılı abutment'ların implantlar üzerinde ve çevresindeki kemikte fazla eğilme kuvveti oluşturduğu söylenmektedir. Eğilme kuvvetlerinden kaçınmak, implantlara iletilen yüklerin kontrolü ve her durumda aksiyel yükleme sağlayarak yapılabilir⁷⁸. Bu da ağız içinde mümkün olmadığından,

tamamen dişsiz çenelerde bu çözüm, implant destekli overdenture'lar için bar bağlantılar olabilir.

Araştırmacılar, anatomik faktörler, alveol kretindeki rezorbsiyonun hızı ve şekli, çene kemiğinin kalite ve kantitesinin çoğu zaman implantların birbirine paralel olarak yerleştirilmesini engellemesi nedeniyle, overdenture türü protezlerde sıklıkla barlı ataşmanlardan faydalandığını ortaya koymuşlardır^{12,69}.

Bu sebeple biz de bu çalışmada, implantları açıldırırken, implant çevresindeki kemiğin, oluşacak eğilme momentlerinden en az etkilenmesi ve daha rahat karşı koyabilmesi için, bar bağlantılı bir overdenture modellemeyi tercih ettik.

İmplant yerleştirilmesi, implant protezinin tasarımı ve implant aksı, tamamen cerrahın becerisine kalmıştır ve aynı kişi tarafından yapılmış olsa bile yerleştirildikleri yerlere göre bile farklılık gösterebilirler. Teşhise yönelik ve cerrahi destek apareylerin kullanılması, implantların yanlış yerleşiminden korusa da, bazen anatomik yapılar uygun pozisyon ve açı seçeneklerini kısıtlayabilmektedir⁷⁹.

İmplantın uzun dönemli başarısı için doğru bir pozisyon ve açıda uygulanması şarttır. Çiğneme sırasında gelen okluzal yük, protetik yapı ile implant kemik bileşimine iletilmekte ve aşırı yükler enfeksiyonla beraber osseointegrasyon bağlantısının kaybına neden olabilmektedir⁷⁹.

İmplant açılı yerleştirildiği zaman, aşırı okluzal yüklerin oluştuğu kanıtlanmıştır. Bu durum, implantı çevreleyen kemikte mikro kırıklar oluşmasına, implant vidasının gevşemesine ve sonunda implantın kırılmasına yol açabilir. Aynı zamanda gerilmelerin daha çok implantın boyun bölgesinde toplandığı da gözlemlenmiştir^{79,80}. Bu gibi durumlar için açılı abutment'lar vardır ve klinik olarak kullanılmaktadırlar. Bu tür abutment'lar, protez yapımı için kolaylaştırıcı olabilirler. Ancak implantı

çevreleyen kemikte oluşacak gerilmeler yönünden değerlendirildiğinde tavsiye edilmezler^{79,81}.

Diş hekimleri, overdenture'larla kullanılması planlanan implantların, kabul edilebilir bir ataşman tutuculuğu elde etmek ve ilgili parçaların erken yıpranmamasını sağlamak için, implantların birbirine paralel olmaları gerektiğini belirtmişlerdir. Aynı zamanda implantların, planlanan protezin giriş yoluna paralel ve aksiyel yüklenmeleri için de mümkün olduğunca okluzal düzleme dik yerleştirilerek, eğilme momentlerinin oluşmasının minimuma indirilmesi gerekmektedir⁴⁶.

Birçok araştırmacı, implantlar paralel yerleştirilmediği zaman ball ataşman kullanılamayacağını varsaymış ve bu durumu tolere edebilmek için açılı abutment'lara veya bar/klips sistemlerine yönelmiştir. Mericske-Stern ve Zarb da, uygunsuz ve paralel olmayan implantları telafi etmek için, ball abutment'ların kullanılmasını tavsiye etmemektedirler⁴⁶.

İmplantlara bağlanan tutucu mekanizmalar, normal periodontal ligamentle bağlı doğal dişlerle desteklenenlerden farklı bir gerilme dağılımı gösterir. Titanyum implantlar doğal dişlerden daha serttir ve desteklendiği kemiğe daha yüksek gerilme iletirler¹⁶.

2.7. İmplant Tasarımı

Birçok çalışmada, implantların modellenmesinde örnek olarak ITI (Institute Straumann AG, Waldenburg, Switzerland) implant sistemleri kullanılmıştır^{5,6,18,19,28,34,42,46,82,83}. Günümüzde implant markaları arasında küçük farklılıklar bulunmasına rağmen, çoğunlukla titanyum alaşımından imal edilmiş, kök formu silindirik implant tasarımları uygulanmaktadır. Araştırmamızda da bu sistemin bir örneği olan ve klinikte sıklıkla tercih edilen ITI implant sistemi tercih edilmiştir. Bu implant sisteminden, 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda olan implantlar kullanılmıştır. Literatürlerde, bu ebattaki implantlarla ilgili kırık vakasına hiç

rastlanmadığından^{5,19}, bizim çalışmamızda da bu ebatlar tercih edilmiştir. Bu implantın diğer avantajları; daha az cerrahi travmaya sebep olması, primer kemik stabilizasyonu, cerrahi sonrası implant stabilizasyonu ve implantın biyouyumluluğudur⁶. Bununla beraber Payer ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada⁷³, en fazla açısal sapmanın 4 mm grubunda ve ITI sisteminde karşılıklarına çıktığını belirtmişlerdir.

Silindirik implantların yivli ve yivsiz olmak üzere iki tipi mevcuttur. Yivsiz implantlara kıyasla yivli implantların yüzey alanları, yiv geometrisine bağlı olarak, % 30 ile % 500 arasında fazlalık gösterir. Yivler implantların yüzey alanını arttırmak için kullanılır ve bu yivlerin geometrisi kuvvet iletiminde önemli rol oynar^{12,18,84}. İmplantların yüzey alanındaki artışı, implant-kemik ara yüzünde aksiyel yüklerin düzgün dağılmasını ve kortikal kemiğin baskı gerilmelerine daha iyi karşı koymasını sağlar²¹. Yivli implantlar, yerleştirilirken bir anahtar yardımı ile çevrilmeye gereksinim duyulacağından, ulaşılması zor ağız bölgelerinde yerleştirme işleminde güçlükler yaşanabilmektedir. Bu da yivli implantlarda açısal sapmalarla karşılaşılması olasılığını artırmaktadır⁸⁴. Çalışmamızda kullandığımız implantları, yukarıda saydığımız nedenlerle ve gerçeği daha iyi yansıtacağını düşündüğümüz için yivli olarak modellemeyi tercih ettik.

İmplantların çevresine gelen gerilmeleri eşit dağıtmak için iki görüş ileri sürülmüştür⁸⁵. Bunlardan birincisi, mümkün olduğunca rijit bir yapı ile ısırma kuvvetlerinin implantlar üzerinde düzgün bir şekilde dağılım yaptığını varsayar^{27,85}. İkinci görüş ise, doğal periodonsiyumla uyumlu materyaller kullanarak, okluzal yükleri hafifletip maksimum gerilmeyi azaltma veya uygulanan gerilmeyi implantın apeksine doğru dağıtma esasına dayanır⁸⁵.

Vida şeklindeki osseointegre bir implant, vidanın eğimli yüzeylerinde baskı olacak şekilde, onu çevreleyen kemiğe çekme veya

baskı yükü iletir. Bu şekilde kemiğin tümünde makaslama kuvvetinin gelişmesi beklenir²⁷.

İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve pozisyonları implant çevresindeki gerilme dağılımını ve yük iletimini etkiler. Sayı, uzunluk ve çaptaki artışlar, özellikle eğilme momenti ile karşılaştığında, implantın biyomekanik cevabını geliştireceklerdir¹⁷.

İmplant sistemine gelen tüm gerilmeler, yükün uygulandığı yüzey alanını artırdığımızda azalacaktır. Yüzey alanını artırmak için en etkili yol ise protezi destekleyen implant sayısını çoğaltmaktır. Protezin retansiyonu da, daha fazla sayıda ve splintlenmiş implantlarla artmaktadır¹².

İmplantların pozisyonlandırılması, implant sayısı ile de ilgilidir. Biyomekanik tripod oluşturmak için ikiden fazla implant gerekmektedir. Kantilever uzantılar da yükü artırıcı etkenlerdir. Bu uzantılar, implant desteği, vida gevşemesi, implantın boynu çevresindeki kemik kaybı, kırığı ve yük ile ilgili negatif etkilenen parçalar için risk faktörüdür. Bu yüzden protez tasarımı, implant sayısı ve pozisyonunu göz önüne alarak, özellikle yük faktörlerinin arttığı vakalarda, kantilever uzantılardan kaçınmayı hedeflemelidir¹².

2.8. Overdenture'larda Oklüzyon

Tam protezlerde ve sabit protezlerde uygulanan 2 temel okluzal şema vardır. Bunlar tam protezlerde bilateral rehberlik ve lingualize oklüzyon, sabit protezlerde ise sentrikde serbestlik esasına dayanır. Bu okluzal şemalar, tam dişsizlik vakalarını tam protezlerle veya doğal dişleri sabit protezlerle tedaviler için geliştirilmiştir. Bunlar implant protezleri için de modifiye edilmiştir. İmplant üstü protezlerde, henüz belirgin bir kanıta dayalı oklüzyon geliştirilememiştir. Ancak, protezlerin stabilitesi ile birlikte implantlara gelen yükün düzgün dağılımını sağlamak için birkaç belirgin

kural vardır. Yerleştirilen implant sayısı ve protetik bağlantının rijitliği arttıkça, okluzal şema sentrikde serbestliği sağlayacaktır. Biyomekanik bakış açısından, dengeli okluzal rehberlik, çalışan ve dengeleyen taraftaki eşzamanlı kontaklara yönelik oklüzal yüklerin dengelenmesine yardım edebilir²⁸.

2.9. İmplant Tedavisini Takiben Oklüzal Yükler

Isırma kuvvetinin, kas gücü, kranio mandibuler anatomi ve nöromusküler geribildirim mekanizması gibi birçok fizyolojik faktöre bağlı olduğu genellikle kabul edilmiştir. Aynı zamanda, kullanılan metotlar da çıkan sonuçları etkilemektedir. Bu sistemlerin çoğu, kuvvet değerlerini, 50-800 N arasında, 10 N'luk hassasiyet ve % 80 doğruluk payı ile saptamaktadır⁸⁶.

Dişli hastalar için maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye ve arkin değişik yerlerinde farklılık göstermektedir^{12,17}. Maksimum ısırma kuvvetleri, molar bölgede daha fazlayken anterior'a gidildikçe azalmaktadır¹². Bugüne kadar rapor edilmiş maksimum ısırma kuvveti 443 kgN'dur. Doğal dişli hastaların total protez kullananlara göre, 5-6 kat daha fazla ısırma kuvveti vardır. Kanıta dayalı statik yük ölçümlerinde, genç erkeklerde ortalama ısırma kuvveti 100-150 N arasında saptanmıştır¹⁷.

Tek diş veya implant üzerinde en fazla kuvvet aksiyel yüklemelerde oluşur. Aksiyel yüklemelerde, 77-2440 N arasında değişen değerlerde ölçümler yapılmıştır¹⁸. 8-68 yaşları arasındaki kişilerin ısırma kuvvetlerinin ölçüldüğü bir çalışmada, sağ ve sol tarafta ısırma kuvvetlerinin çok fazla fark etmediği ancak kadınlarda erkeklere göre daha düşük olduğu bulunmuştur. Kadınlarda ısırma kuvveti yaklaşık 441 N bulunurken, erkeklerde bu değer yaklaşık olarak 552 N ölçülmüştür. Isırma kuvvetinin aynı zamanda yaşla beraber azaldığı da tespit edilmiştir⁸⁷.

Overdenture'ları destekleyen implantları etkileyen kuvvetlerin, implant destekli sabit protezlerle karşılaştırıldığında, eğilme moment değerlerini artırdığı iddia edilmektedir. İn vivo çalışmalar, implantların çevresindeki kemik dokusunun biyomekaniksel cevabı ile ilgili bilgi sağlama açısından yetersiz kalmaktadır. Mandibuler overdenture'ları destekleyen splintlenmiş veya splintlenmemiş osseointegre implantların kemik içi gerilme ve gerinim değerleri tartışmalıdır. Buna rağmen, anterior mandibuler bölgedeki implantlardan destek alan overdenture'lar yüksek başarı oranına sahiptir. Osseointegre implantlar çevresindeki yük dağılımı, kemik kalitesinin iyi olmasına ve dişsiz yaşlı hastaların azalmış ısırma kuvvetlerine bağlı olarak, fizyolojik sınırlarda kalır⁶⁵.

Raadsheer, maksimum ısırma kuvvetinin, erkeklerde 888 N bayanlarda 576 N civarında ölçüldüğünü bildirmiştir¹⁷.

İmplant destekli tüm ağız sabit restorasyonlu hastalarda çiğneme yükleri, doğal dentisyonlu veya diş destekli sabit protezli hastalarda ölçülen yüklere eşit ya da yakın bulunmuştur. Tam dişsiz, total protez kullanan bir hastaya, implant destekli bir tüm ağız sabit restorasyon yapıldığında, çiğneme fonksiyonu ve ısırma kuvvetinin gücü artmaktadır. Haraldson ve Carlson implant tedavili 19 hastada, 3.5 yıl boyunca yaptıkları ölçümlerde, hafif ısırma kuvvetini (gentle biting) 15.7 N, ısırma kuvvetini 50.1 N ve maksimum ısırma kuvvetini 144.4 N civarlarında bulmuşlardır¹⁷.

Fontijn-Tekamp ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, doğal dentisyonunda, overdenture'larda ve total protezlerde ısırma ve çiğneme kuvvetlerini 'strain gauge' ile ölçmüşlerdir. Çiğneme sırasındaki unilateral ısırma kuvvetini, implant destekli overdenture'larda, ortalama olarak kesici bölgesinde 40 N, kanin bölgesinde 45 N ve molar bölgede ise 75 N olarak bulmuşlardır⁵³. Fontijn-Tekamp⁵⁴ ve arkadaşlarının yaptığı bir başka çalışmada ise, implant destekli overdenture kullanan hastalarda yapılan

ölçümlerde, maksimum unilateral ısırma kuvvetleri yaklaşık olarak molar bölgede 160 N, kaninlerde 90 N ve kesiciler bölgesinde ise 75 N olarak saptanmıştır. Bilateral maksimum ısırma kuvveti ise, molar bölgede 140 N, kanin-kesici bölgede 60 N civarındadır. Yine bu çalışmada kadınların, erkeklere oranla belirgin olarak daha düşük maksimum ısırma kuvvetleri olduğu belirtilmiştir. İmplant destekli overdenture protezlerde maksimum unilateral ısırma kuvvetleri, erkeklerde molar bölgede ortalama 250 N, kaninlerde 150 N ve kesicilerde 120 N olarak ölçülürken, bu değerler kadınlarda sırasıyla 150 N, 90 N ve 70 N olarak ölçülmüştür⁵⁴.

Van Kampen ve arkadaşlarının⁵⁶ yaptığı bir çalışmada, bite-force transducer (ısırma kuvvet sayacı) ile ölçülen maksimum bilateral sıkma kuvveti, yeni yapılan total protezde 170 N ölçülürken, bar bağlantılı overdenture'larda 316 N civarında bulunmuştur.

2.10. Uygulanan Yükün Yönü

Uygulanan yükün yönünü değiştirmek, baskı, çekme ve makaslama gerilmelerinin yerini ve miktarını değiştirecektir. Ancak her üç yük de implanttan kemiğe iletilen yüke katılacaktır. Okluzyondaki yükler nadiren vertikal olarak iletilmektedir⁸⁸. Çiğneme sırasında oluşan hareket, kuvvetleri dişlere dik olarak iletmez. Bu yüzden lateral kuvvetler de göz önüne alınmalıdır.

Ağız içinde karmaşık yükler vardır. Çiğneme sırasındaki vertikal ve transvers yükler, aksiyel yüklere ve eğilme momentlerine sebep olabilir, implantta ve kemikte gerilme düğümlerine yol açabilir⁷⁹. Holmgren ve arkadaşlarına göre, implantları etkileyen stres çalışmalarında sadece vertikal ve horizontal yüklerin değil, oblik yüklerin de değerlendirilmesi gerekmektedir. Oblik yükler, gerçekçi ısırma yönlerini yansıtır ve kortikal kemikte daha fazla zarara neden olacak kuvvetler oluşturabilir^{18,79}. Teorik olarak tork kuvvetinin oluşması, implantın

pozisyonuna göre, kuvvetin pozisyon ve yönüne bağlıdır. Uygulanan yükün yönü, implantın uzun aksına yakın olursa, daha az tork oluşur⁷⁹.

Vertikal, oblik ve horizontal kuvvetler arasında genel olarak kabul edilen oran Koolstra ve arkadaşlarının⁸⁹ bir çalışmasına göre belirlenmiştir ve birçok çalışmada aynı orandan yararlanılmıştır^{3,26,66,70,84,90}. Bizim çalışmamızda, kanin dişin kron apeksinden dik 90 N ve oblik 180 N yük gelecek şekilde kuvvet uygulanmıştır. Isırma kuvveti için ise önden, alt santrallerden oblik olarak gelecek şekilde, her birinden 75 N olmak üzere, toplam 150 N yük uygulanmıştır. Bu kuvvetler, Fontjin-Tekamp ve arkadaşlarının overdenture'larda ısırma kuvvetleri ile ilgili yaptıkları çalışmayı örnek alarak uygulanmıştır. Bizim çalışmamızda kanin dişini yükleme noktası olarak seçmemiz ise, hem koparma hareketinin yaklaşık bu dişler arasında olması hem de bar-klips mekanizmasının bu bölgeye denk gelmesi nedeniyledir. Mukozayı mümkün olduğunca ekarte edip yükün, protez üzerinden direk barlara aktarılması amaçlanmıştır. Her ne kadar yükler ve yükleme koşulları, ağız ortamında oluşan çiğneme kuvvetlerinin karmaşıklığından uzak olsalar da, sonuçlar, modeller arasındaki biyomekanik dağılımların karşılaştırılmasını incelemek için yeterlidir.

Statik yükleme yapılan çalışmalarda, daha gerçekçi bir modelleme elde etmek için oblik oklüzal yüklerin değerlendirilmesi gerekmektedir. Çoğu çalışmaların çıkarımı, horizontal yüklerin göz ardı edilmesi gerektiği yönündedir. Canay ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, açılı ve dik implantlara uygulanan horizontal yük ile gerilme değerlerinde ve dağılımlarında, ölçülebilir bir değişiklik izlenmediği belirtilmiştir¹⁴. Biz de bu yüzden çalışmamızda, dik ve oblik yükleri değerlendirirken, horizontal kuvvetleri göz önüne almadık.

Oklüzal yükün yönü, implant üzerine etki eden kuvvet miktarında önemli farklılıklar yaratır. İmplant sistemini etkileyen yükler

çekme, baskı ve makaslama (shear) kuvvetleridir. Kemik, baskı kuvvetlerine dayanıklıyken, çekme kuvvetlerine karşı % 30, makaslama kuvvetlerine karşı ise % 65 daha az toleranslıdır. Üç boyutlu stres analizleri, gerilmelerin, implant kemik bağlantısının koronal yarısında biriktiğini göstermektedir. İmplantlar çevresindeki kemikte, açılı gelen yüklere nazaran dik gelen kuvvetlerle daha az gerilme oluşur¹².

Kemikte uygun gerilme dağılımı elde etmek için, protez ve implant üzerinden kemiğe iletilen yükün ve protetik tedavinin dikkatli planlanması ve uygulanması önemli faktörlerdir¹⁹.

2.11. Uygulanan Yükün Miktar ve Yerinin Biyolojik Etkileri

İmplantın klinik yüklenmesi sırasında, yüklerin yönü, hemen hemen hiçbir zaman merkezdeki uzun eksenle çakışıp tam bir aksiyel yükleme oluşturmaz. Tam aksine, sürekli ve farklı yerlerden uygulanan okluzal yükler, kemikte tepki kuvvetleri ve eğilme momentleri oluştururlar. Bu nedenle, implantlara iletilen yükün tipi ve oluşan gerilmeler, yükün protezin hangi bölgesinden iletildiğine bağlıdır¹⁷.

Kemik biyolojisi üzerine yapılan çalışmalarda, implantların aşırı yüklenmesi, başarısızlığa neden olmaktadır. Patolojik aşırı yüklemeler, gerinim ve gerilme miktarları kemiğin fizyolojik tolerans sınırını geçerse, kemikte kemik-implant birleşim yerlerinde mikro kırıklara neden olmaktadır¹⁷.

İmplantlar, bireylerin normal çiğneme hareketleri sonucunda oluşan gerilmelere, yapısal bozulma göstermeden direnebilmelidirler. İmplantlar aynı zamanda, kendilerine destek sağlayan kemik dokuya, bu gerilmeleri fizyolojik limitler içerisinde taşıyabilmelidirler. Bu suretle, uygun yön ve şiddette iletilen kuvvetler, fizyolojik stimülasyon yaparak osseointegrasyonun güçlenmesini sağlayacaklardır. İmplant

uygulamasının optimal düzeyde gerçekleşmesi, fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik faktörlerin ve materyal özelliklerinin birleşimiyle sağlanmaktadır¹.

Gelen yükleri azaltmanın bir başka yolu da, implantların toplam yüzey alanlarını artırmaktır. Bu da ya geniş implantlar kullanarak ya da normal ebattaki implantları birbirine bağlayarak elde edilebilir⁹¹.

Tek başına olan implantlar birbirinden bağımsız olarak hareket edebilirler, fakat iki implantı bağlayan rijit bir barın varlığı, implantları birbirine göre yapacakları hareketten koruyacaktır. Bu yüzden, bu barın foramenler arası bölümde, modelin deformasyonunu engellemesi beklenir²⁶.

Kemik-implant bağlantısında yük iletimi; yükleme tipine, implant ve protezin materyal özelliklerine, kemik-implant bağlantısının doğasına, çevreleyen kemiğin nitelik ve niceliğine, implant geometrisine (uzunluk, çap ve şekil) ve implant yüzey özelliklerine bağlıdır^{5,14,17,18}. Gelen okluzal yük, kemik-implant bağlantısının kaldırabileceği gerilme miktarını geçerse, implant başarısızlığa uğrayacaktır. İmplantın aşırı yüklemesinde, kemik tipi, tüberkül eğimi ve okluzal anatomi gibi biyomekanik faktörler rol oynamaktadır⁵.

Çiğnemedenden kaynaklı dik kuvvetler, aksiyal kuvvetlere ve eğilme momentine neden olur ve kemikte olduğu kadar implantta da gerilme düğümlerine yol açar. Dental implantın başarısında veya başarısızlığında başlıca etken, çevreleyen kemiğe gerilmelerin iletim şeklidir⁵.

2.12. Stres Analiz Yöntemleri

2.12.1. Stres Analizlerinin Amacı

Stres analizlerinin amacı, bir cisme uygulanan çeşitli kuvvetler altında cisimde meydana gelen gerilmeleri tespit etmek ve değerlendirmektir. Bir stres analizinde, gerek uygulama öncesinde gerekse sonuçların değerlendirilmesinde bazı teknik terimlerin doğru olarak algılanması gerekir. Bu teknik terimlerin birbiri arasındaki küçük farklılıkların göz önünde bulundurulmaması, sonuç alma ve değerlendirmede problemlere yol açabilir.

2.12.2. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler⁹²:

KUVVET: Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton kuvveti, şu şekilde tanımlar: Kuvvet (F)= Kütle (m) x İvme (a)

Birimi, genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir⁹². (1 kgf = 9.8 N)

GERİLME (Stress): Herhangi bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvetler, cismin içyapısında, moleküler yapıdan daha yüksek düzeyde kuvvetlerin doğmasına yol açar. Gerilme, bir dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan gerdirici kuvvet olarak tanımlanabilir². Gerilme = Kuvvet / Alan olarak da ifade edilir. Gerilmenin birimi Paskal'dır (Pa = N/m²). Çoğunlukla, birim olarak Megapaskal kullanılır (1 MPa = 10.6 Pa).

Genelde hiçbir kuvvet, cismin hiçbir kesitinde uniform olarak dağılmaz, ancak mühendislik uygulamalarında cisme uygulanan gerilmenin cismin kesiti boyunca uniform olarak dağıldığı kabul edilir².

Uygulanan kuvvete bağılı olarak, cisim içerisinde üç çeşit gerilme meydana gelir^{90,92}:

Çekme Gerilmesi (Tensile Stress): Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilmedir.

Baskı Gerilmesi (Compressive Stress): Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu meydana gelen gerilmedir.

Makaslama Gerilmesi (Shear Stress): Bir cisme farklı düzlemlerde fakat ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilmedir.

Çekme ve baskı gerilmesi “ σ ” simgesi, makaslama gerilmeleri ise “ τ ” simgesi ile gösterilir. Normalde tüm cisimlerde bu üç gerilmenin bileşkesi bulunur. Kortikal kemiğin bu üç tip gerilmeye tepkisi farklıdır^{90,92}.

GERİNİM (Strain): Gerinim boyut değişiminin orijinal boyuta oranı olarak tanımlanır. Gerinimin değeri “%” olarak gösterilir¹². Bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler altında şekil değişimine (deformasyona) uğrar. Deformasyon, cismi meydana getiren maddesel noktaların yer değiştirme (displacement) vektörlerinin bir fonksiyonudur ve koordinatlara bağlıdır².

Gerilme ve gerinim birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvetken, gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür³.

ELASTİK SINIR (Elastic Limit): Cisimlerin kalıcı bir şekil değişimine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir⁹⁰.

ELASTİKLİK MODÜLÜ (Young Modulus): Bir cisme bir kuvvet uygulandığında oluşan gerilme ve gerinim arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak da tanımlanabilir. Elastiklik Modülü = Gerilme / Gerinim'dir. Elastiklik modülünün birimi, kg/mm^2 'dir⁹⁰.

POISSON ORANI: Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan her cisim, diğer bir yönde aynı tür bir şekil değiştirme gösterir. Bu durum pratikte gerdirilen lastik şeridin kesit alanının daralması olayında gözlenebilir. Sonuçta yan yöndeki birim deformasyonunun dik yöndeki birim deformasyonuna olan oranı olarak tanımlanabilir. Bu, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir ve şu şekilde hesaplanabilir^{66,92}:

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

LİNEER ELASTİK CİSİM: Gerilme ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir⁶⁶.

İZOTROP CİSİM: Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, gerilme-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine (elastiklik modülü ve poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir⁹².

HOMOJEN CİSİM: Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir⁹².

ASAL GERİLME (Principle Stress): Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilmelere "asal gerilme" denir. Asal gerilme; maksimum, ara ve minimum

asal gerilme olarak üçe ayrılır. “ σ_1 ” en büyük pozitif değeri, “ σ_3 ” en küçük değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri gösterir³.

VON MİSES GERİLMESİ (Von Missess Stress): Von Mises gerilmesi; çekilebilir (ductile) malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belli bir sınır değerini aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Bu, Von Mises ve arkadaşları tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılmıştır. Birimi Paskal’dır. Von Mises gerilmesi, üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır^{3,66,90}.

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

2.12.3. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde gerek biyolojik malzemeler gerekse tedavi malzemelerindeki gerilmelerin analizini sağlayan yöntemler aşağıdaki gibi sıralanabilir.

a) Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi: Analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik, homojen bir şekilde püskürtülüp fırınlandıktan sonra, istenilen bir kuvvet ile yüklenmesi sağlanır. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar oluşur². Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir^{2,9}.

b) Holografik İnterferometri ile Stres Analizi: Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp,

görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir metottur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nm boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir².

c) Termografik Stres Analiz Yöntemi: Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal gerilmelerin toplamı ile doğrudan orantılıdır².

d) Radyoteleometri ile Stres Analizi: Bu metod, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuştur. Yöntemde, bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinimölçerler, gerinimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerinimölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır².

e) Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi: Bu yöntem, karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilmeleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Fotoelastik stres analiz yöntemi, ışığın polarizasyonu ve bazı maddelerin gerilme altında ışığı çift kırması gibi iki fiziksel kurala dayanır². Bu inceleme türü yüklenen ve kuvvet çizgileri dondurulan bir cismin, özel bir aparey içerisinde ve özel bir ışınla incelenmesi esasına dayanır. Başka bir deyimle fotoelastik inceleme yöntemi, saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir fenomendir⁶⁷.

Fotoelastik stres analiz metodunun homojen olmayan ve anisotropik karakteri olan kemik yapısının modelleme kapasitesinde doğal sınırlamaları vardır. Buna rağmen bu teknik, doku cevabının etkileşiminde ve protetik restorasyonların ve implantların fiziksel karakteristiklerinde yaygın ve başarılı olarak diş hekimliği alanında kullanılmaktadır⁵⁷.

Fotoelastik stres analizi, bazı transparan materyallerin polarize ışıkla izlendiğinde renkli desenler sergileme özelliğine dayanır. Uygulanan yüklerin sonucunda oluşan desenler, model içindeki gerilme dağılımının sonucudur⁶⁴.

f) Gerinimölçer (Strain Gauge) Tekniği: Gerinimölçer denildiği zaman, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılır. Bunların mekanik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Yük uygulandığında aygıt o bölgedeki basınç miktarını gösterir².

g) Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi: Bu yöntem, implant elemanlarının ve çevresel kemik dokusunun etrafında oluşan gerilmeleri değerlendirmede kullanılmaktadır²⁵. Bu değerlendirmenin sadece implant tasarımlarının karşılaştırılmasında değil, birçok klinik senaryoyu ve protez tasarımını modellemede de uygulama alanı vardır¹⁸. Bu yöntemin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak, analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşturulan elemanlar ile ifade edilmesine dayanır^{14,18}. Karışık mekanik bir problemi çalışmak için, problemi daha küçük ve basit elemanlara bölen sonlu elemanlar stres analizi kullanılır^{25,85}.

2.12.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SEA)

1960'lı yıllarda geliştirilen sonlu elemanlar stres analizi, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp

bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır^{2,14}. Weinstein ve arkadaşları, 1976 yılında sonlu elemanlar stres analizini ilk olarak dental implantlar üzerinde uygulamışlardır^{14,59}. Sonlu elemanlar stres analizi, kullanım kolaylığından ve basitliğinden dolayı, dental yapıların stres analizinde popüler olmaya başlamıştır⁵⁹. Bu, bir nevi, tabiatın bilgisayar üstünde taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar stres analizi, fiziksel modellere, tariflenen matematiksel denklemlerle sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir². İncelenen yapı, bir, iki veya üç boyutlu olabilir. Karmaşık geometrik yapı, bir bilgisayar sisteminde ağlara (mesh) çevrilir^{25,85}. Bu yapı, elemanlardan (elements) ve ilgili düğümlerden (nodes) ve önceden belirlenmiş sınır koşullarından (boundary conditions) oluşur. Düğümler, birbirlerine açılardan bağlı, aynı boyutlu, sınırlı sayıda elemanlara bölünür²⁵. Kuvvet dağılımı her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, duyarlı analiz yapılabilmesi için eleman sayısı çoğaltılmalıdır⁸⁵. Yükleme ile oluşan her bir düğümdeki gerilme (stress) ve yer değiştirme (displacement), bir bilgisayar programı ile hesaplanır²⁵. Çözümlenen değişken, basınç, sıcaklık, yer değiştirme, gerilme veya benzeri bir fiziksel olay olabilir. Program statik ve dinamik analiz tercihinə sahiptir. Yapısal analiz problemi için verilerin hazırlanması temel olarak şu adımları kapsar²:

- Yapının Geometrisinin Tanımlanması: Bu ilk aşama için, sistemin sadeleştirilmiş mekanik bir modeli oluşturulur. Sistemdeki maddeler için, mekanik özellikleri simgeleyen, elastiklik modülü ve Poisson oranı değerlerinden yararlanılır. Bu ilk aşamada, analizi yapılacak yapının modeli, iki veya üç boyutlu, gerçek boyut ve orantılarda, geometrik olarak hazırlanır. Sonra yapının, global veya lokal üç boyutlu koordinat sisteminde, yapısal öğelerini oluşturacak noktalar lokalize edilir. Noktaların birleştirilmesiyle elemanlar oluşturulur².

- Materyal ve Üyelerin Özelliklerinin Tanımlanması: Yapıyı oluşturan malzemelerin elastiklik modülü ve Poisson oranları verilerek yapılan analizlerde, yapının fiziksel tepkiler vermesi sağlanır.

- Analiz Edilmesi Gereken Yapı İçin Statik ve Dinamik Yük Koşullarının, Yerçekimi, Isısal ve Ön Gerilme Şartlarının Oluşturulması: Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler, bütün sistem için genelleştirilir ve bir denklem dizisi haline getirilir. Bu aşamada, sınır koşulları da çözüme uyacak şekilde belirlenir. Bütün veriler, liste şeklinde serbest formatta bir yazı programında hazırlanarak analize sunulur.

Diş hekimliği alanında, çekme gerilmesi, baskı gerilmesi, makaslama gerilmesi, yükleme sonrası deplasman ve gerilme yönleri analiz çıktıları önemlidir.

- Sonuçların İncelenmesi: Çıkan sonuçlar değerlendirilir ve gerekiyorsa ilave analizlerin yapılmasına bu aşamada karar verilir.

Sonlu elemanlar yönteminin şu üstünlükleri vardır²:

- 1) Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir.
- 2) Sonuçlar çok kısa sürelerde elde edilebilir.
- 3) Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak (gerilmeler, yer değiştirmeler, esnemeler gibi tüm önemli bilgiler) sağlanabilir.

2.12.4.1.Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Avantajları

Sonlu elemanlar yöntemi birçok araştırmacı tarafından, diğer yöntemlere göre daha avantajlı olarak belirtilmiştir. Bu avantajları şu şekilde sıralayabiliriz:

- 1) Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı özelliklere sahip karmaşık yapılara kolayca uygulanabilir^{26,59}.

- 2) İstenilen sayıda malzeme kullanılabilir. Yapay bir model materyali ve malzeme kullanmadan şekillendirebileceğimiz yapı, matematiksel özellikleri ile mümkün olan en iyi şekilde oluşturulabilir.
- 3) Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir²⁶.
- 4) Deneysel materyal, kolaylıkla kontrol edilebilir ve sınır koşulları değiştirilebilir⁵⁹.
- 5) Gerilme tipi, gerilme dağılımı ve deplasmanları bir arada ve oldukça duyarlı olarak elde edilebilir²⁶.

2.12.4.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Dezavantajları

Başlıca dezavantajı, lineer elastik bir stres analiz yöntemi olmasıdır. Gerçekte canlı ve cansız yapılar, yük altında belli bir sınıra kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gösterirler. Ancak pratikte, destek dış ve çevre dokularını bir defada plastik deformasyona sokabilecek (dış ve alveol fraktürlerine, periodontal membran hasarlarına neden olabilecek) okluzal kuvvetler proprioseptif refleks nedeni ile gerçekleşmez. Diş hekimliğinde uyguladığımız kuvvet miktarları, ancak elastik deformasyon oluşturacak sınırlar içerisindedir. Bu görüşün doğruluğu, yapılan araştırmalardaki deplasman bulgularının, periodontal membran dışındaki diğer dokuların deplasmanında, doğal orantının bozulmaması yolu ile de desteklenmiştir.

Kullanılan bu yöntem, modellediğimiz yapıların özellikleri ile ilgili bazı varsayımlarda bulunmamızı gerektirmektedir⁸⁵. Bu yöntemde, dental implantın mekanik davranışını taklit etmenin başlıca zorluğu, kemik dokusunun, modellenmesi ve uygulanan mekanik yüklere verdiği cevaptır. Modelleme çözüm sürecini mümkün kılmak için, belirli varsayımlar yapılması gerekmektedir. Bazı varsayımlar, sonlu elemanlar stres analizinin sonuçlarının hassasiyetini etkilemektedir. Bunlar; kemiğin ve

modellenecek implantın detaylı geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları ve de kemik-implant arasındaki ilişkidir¹⁴.

Kemiğin mekanik karakterinin ve implant sistemi ile ilişkisinin karmaşık yapısı, yazarları bazı sadeleştirmeler yapmaya zorlamıştır¹⁴. Dış hekimliği alanında yapılan çalışmalarda, her ne kadar trabeküler ve kortikal kemik homojen olmayan, viskoelastik ve anizotropik yapılar olsa da, homojen, lineer olarak elastik ve isotropik yapılar olarak kabul edilir^{6,85}. Doğada bulunan hiçbir materyal % 100 homojen ve izotrop değildir. Canlı sistem içinde, organik maddelerin de homojen ve izotrop olması beklenemez. Organizmaya ait dokuların içyapısı ve izotropi özelliği, sayılamayacak kadar çok etkenle, sürekli değişebilmektedir. Bu durumda, ele aldığımız materyal değerlerini, ortalama değer olarak homojen ve izotrop varsayabiliriz. Bu varsayım, çok geniş bir popülasyon için ulaştığımız deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını etkilemez. Genelde analiz sonuçları, gerçek değerlere sadece bir yaklaşım olarak kabul edilmelidir.

Gerek sonlu elemanlar, gerekse diğer analiz yöntemlerinde sonuçların değerlendirilmesi, kantitatif değil kalitatif olarak yapılmalıdır. Analiz yöntemlerinde en zor kısım, gerçeğe en yakın modeli oluşturmaktır. Ancak analiz çıktılarının yorumu da, doğru yapısal modelin hazırlanması kadar önemlidir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu, geometrinin, materyal özelliklerinin, destek ve yükleme durumlarının fiziksel idealizasyonuna bağlıdır ve ayrıca da araştırmacının sorumluluğu altındadır^{6,17,22}.

Bu farklılıklar hesaplanan değerlerin kesin olarak alınmaması gerektiğini, ancak en fazla statik yükleme altında, yapıların bu gerilmeler altında kalacağını göstermektedir. Tüm bunlara rağmen sonlu elemanlar stres analizi, belirtilen yapılardaki gerilme dağılımına bir bakış açısı kazandırır.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, mühendislik alanından diş hekimliğine adapte edilmiş fonksiyonel bir bilgisayar sistemidir. Diş hekimliğinde, yük iletimi ve kemik-implant bağlantısında meydana gelen gerilme dağılımları, sonlu elemanlar stres analizlerinin konusu olmuştur. Sonlu elemanlar stres analizi, çoklu implant protez tasarımlarına uygulandığında, implantların açılanmaları ve pozisyonları, protetik malzeme özellikleri, üst yapının tasarımı, kanat uzunluğu, bar sistemi, tutucu yüksekliği ve overdenture ataşman tipi gibi faktörlerin en iyi şekilde kullanıldığı biyomekanik durumlarda fikir verebilir¹⁴.

Son zamanlarda, implant destekli protez tasarımlarında, implant çevresi kemiğe gelen gerilmeleri ve dağılımları, çoğunlukla iki veya üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak değerlendirilmektedir^{6,20,57,58}.

Tüm iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları, klinik durumun iki boyutlu modele aktarımının, dental implant çevresindeki kemiğin davranışı hakkında yeterli bilgi sağladığını iddia etmektedirler. Ancak İsmail ve arkadaşları, iki ve üç boyutlu modellerin, farklı yönlerden yüklendikten sonra sonuçlarını karşılaştırmışlar ve her iki modeldeki sonuçların, hem oluşan gerilme miktarını hem de oranını farklı bulmuşlardır²⁶.

Meijer ve arkadaşları yaptıkları bir pilot çalışmada, mandibulada iki implantın kullanıldığı iki boyutlu bir sonlu eleman modellemesinde, modelin desteklerinin bulunduğu yerlerin sonuçlar üzerinde çok büyük etkisi olduğunu bulmuşlardır. Eğer üç boyutlu model yüklenirse ve bu model gerçek mandibulaya benzer şekilde desteklenirse, sonuçta oluşan deformasyonun, gerilme dağılımına etkisi olacaktır²⁶.

Destekleyen kemikteki gerilme dağılımlarını daha iyi yansıttığı için üç boyutlu analizler, iki boyutlu analizlere tercih

edilmektedirler^{6,17}. Çoğu çalışmada, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin gerekli olduğu ve 2 boyutlu analizlerin yetersiz kaldığı sonucuna varılmıştır¹⁴.

İmplant restorasyonlarının biyomekanik analizlerini yapmak için birkaç metot bulunmaktadır. Önceleri strain gauge'li modellerin bazı avantajları vardı. Örneğin, ağız içi uygulamalarla deneylerin karşılaştırılması yapılabiliyordu. Dahası, bu yöntemle implant üst yapısı yüzeyindeki gerinimleri ölçmek mümkündü. Ancak, implant bölgesindeki ve implant çevresindeki kemikteki gerilmeler değerlendirilemiyordu⁷⁴. Bu durum günümüzde de, strain-gauge tekniğinin bir dezavantajı olarak karşımıza çıkmaktadır.

Fotoelastik stres analizinin, kemiğin homojen olmayan ve anizotropik yapısını modellemede kısıtlı kapasitesi vardır. Ancak bu teknik, diş hekimliği alanında, implantlar ve protetik yapıların fiziksel özelliklerini ve doku cevabını değerlendirmede sıklıkla kullanılan bir yöntemdir⁵⁷.

Karşılaştırmalı çalışmalarda, fotoelastik stres analizinden elde edilen bilgilerle, in vitro strain-gauge analizinden elde edilen sonuçlar arasında çelişkiler olduğu saptanmıştır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi, in vitro ve in vivo strain-gauge analizinin uygulanması, ortak bir uyum ve elde edilen sonuçlarda anlaşma sağlamıştır¹⁷.

İmplant çevresindeki kemikte kuvvet dağılımı birçok çalışmada, sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmiştir. Son zamanlarda, implant destekli protez tasarımlarında kemikteki gerilme dağılımı, iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile araştırılmaktadır¹⁹. Bu analizlerin hassasiyetini karşılaştıran çalışmalarda, detaylı bir gerilme dağılımı gerekli olduğunda, üç boyutlu modellemenin şart olduğu tespit edilmiştir^{5,6,19,20}. Satoh ve arkadaşları, implant açısının, implant etrafındaki kemikte etkisini değerlendirmek için üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi

yöntemini kullanılmışlardır⁷⁴. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin üç boyutlu bir yapıdaki gerilmeleri incelemekte uygun bir yöntem olduğu için bizim çalışmamızda da implant çevresindeki kemikteki gerilme dağılımını değerlendirmede üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi sonuçları, in vivo strain-gauge ölçümleriyle ve in vitro deneysel düzeneklerle karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmalarda, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin sonuçları, deneysel ölçümlerle uyumlu bulunmuştur²⁰.

2.12.5. Materyal Özellikleri

Bir yapı içindeki gerilme ve gerinim dağılımını, materyal özellikleri çok fazla etkilemektedir. Sonlu elemanlar stres analizinde bu özellikler, izotropik, transverse olarak izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak modellenenir. İzotropik bir materyalde, özellikler tüm yönlerde aynıdır, bu yüzden sadece iki bağımsız materyal sabiti bulunur. Anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir. Bu yüzden yayınlanan çoğu çalışmada materyallerin homojen, lineer ve izotropik oldukları kabul edilmiştir. Bu materyallerin elastik materyal özellikleri, Young modulu ve Poisson oranı olarak iki materyal sabiti ile karakterize edilmiştir¹⁴.

2.12.6. Sınır Koşulları

Teixera ve arkadaşları, 3 boyutlu bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, mandibulayı modellerken, implant çevresindeki kemiğin mezial veya distalinden 4.2 mm daha uzağının modellenmesi sonlu elemanlar stres analizinin sonuçlarındaki kesinliği veya etkinliği artırmadığı sonucuna varmışlardır^{14,20}. Bu sebeple bizim çalışmamızda, mandibulayı modellerken, eleman sayısını artırıp, görülecek ayrıntının azalmasına sebep olmamak için, mandibulanın sadece implantların olduğu

kısımlar ve yaklaşık 5 mm kadar distali modellenmiştir. Modellenen protezin sadece implant destekli olduğu varsayıldığı için, protez altındaki mukozanın da modellenmesine gerek duyulmamıştır.

Mandibulayı modelleyen çoğu çalışmada, sınır koşulları sabit olarak düzenlenmiştir. Sınır koşullarını modellerken sonsuz elemanlar kullanmanın iyi bir yol olacağını kaydetmişlerdir¹⁴.

2.12.7. Kemik - İmplant Bağlantısı

Çoğu sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları kemik-implant arayüzünde ideal bir osseointegrasyon olduğunu kabul eder. Oysa klinikte bu tam olarak böyle oluşmaz¹⁴.

2.12.8. Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, 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 baskı gerilmelerini ifade eder. Analiz sonuçlarında; artı değerler maksimum asal gerilmeleri, eksi değerler ise minimum asal gerilmeleri belirtmektedir⁹³. Bir elemanda hangi gerilme tipinin mutlak değeri daha büyük ise, eleman o gerilme tipinin etkisi altındadır ve bu gerilme tipinin değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu yüzden, bu en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme miktarlarının değerlendirilmesi, dental implant sistemlerindeki, osseointegrasyon kaybına yol açacak kemik rezorbsiyonlarını anlamada önemli ipuçları verebilir. Asal gerilme değerleri, kemik gibi kırılğan materyaller için önemlidir, çünkü çekme kuvvetleri, en yüksek (ultimate) maksimum asal gerilme değerine eşit veya büyük olursa ya da baskı kuvvetleri en yüksek minimum asal gerilme değerine eşit veya büyük bir değer olursa, başarısızlıklar ortaya çıkar⁹⁴.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından, istatistiksel analizler yapılamaz. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda, önemli olan hangi streslerin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağıının bilinmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

Çalışmamız, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Tomoloji Ltd. ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'lerinde gerçekleştirildi.

Çalışmamızda; dişsiz bir mandibulaya farklı açılarda yerleştirilen dört adet silindirik implant üzerine uygulanan dolder bar tutuculu bir overdenture üzerinden gelen yükler altında, kemikte oluşan gerilme dağılımının, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (finite element analysis=FEA) yöntemiyle incelenmesi amaçlandı. Bu amaçla, implantların boynu etrafındaki kortikal kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme miktarları ve lokalizasyonları değerlendirildi.

Model olarak dişsiz bir insan kadavra mandibulası seçildi. Bu seçimde; diş çekim yerlerinin tamamen iyileşmiş olup, alveol kret resorbsiyonunun orta değerlerde seyrederek sağ ve sol çenede olabildiğince simetrik olmasına dikkat edildi. Değişken kortikal kemik kalınlığı olan mandibulanın karmaşık şekil yapısı göstermesi nedeniyle bu yapıyı modellemek için bilgisayarlı tomografi yöntemi kullanıldı.

Seçilen mandibulanın tomografik görüntülerinin elde edilmesi için 'ILUMA Orthocad Konik Huzme Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazı (CBCT) (Imtec Imaging, Oklahoma, USA)' kullanıldı.

Oluşturulan üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, daha homojen hale getirilmesi ve üç boyutlu katı modelin oluşturulması işlemi için Intel Pentium 2.4 GHz Core 2 işlemci, 240 Gb hard disk, 4 Gb ram donanımlı ve Windows XP Home işletim sistemi olan bilgisayar, 3D-Doctor (Able Software Cooperation, Lexington, USA) 3 boyutlu rekonstrüksüyon yazılımı ve Rhinoceros (Mc Neel, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı kullanıldı. Sonlu elemanlar stres analizi için 'Fempro (Algor, USA)' analiz

programından yararlanıldı. Analiz bilgisayarı olarak da aynı bilgisayar kullanıldı.

Çalışmamızda 4 adet 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda ITI dental implant (İnstitute Straumann, Waldenberg Switzerland) üzerine, 4.8 mm çapında, 1.5 mm uzunluğunda titanyum implant üstü destekler (abutment), 6 mm yükseklikte altın alaşımlı koping, 3 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda altın alaşımlı dolder bar ve bu bara uygun 4.5 mm yüksekliğinde 50 mm uzunluğunda altın alaşımlı klips (İnstitute Straumann, Waldenberg Switzerland) modellendi.

Protez ve ara parçalarının taranması, 'Nextengine (NextEngine, Santa Monica, USA)' lazer tarayıcısı ile yapıldı.

3.2. Yöntem

3.2.1. Çalışmada Kullanılan Parçaların Yüzey Modellemesinin Yapılması

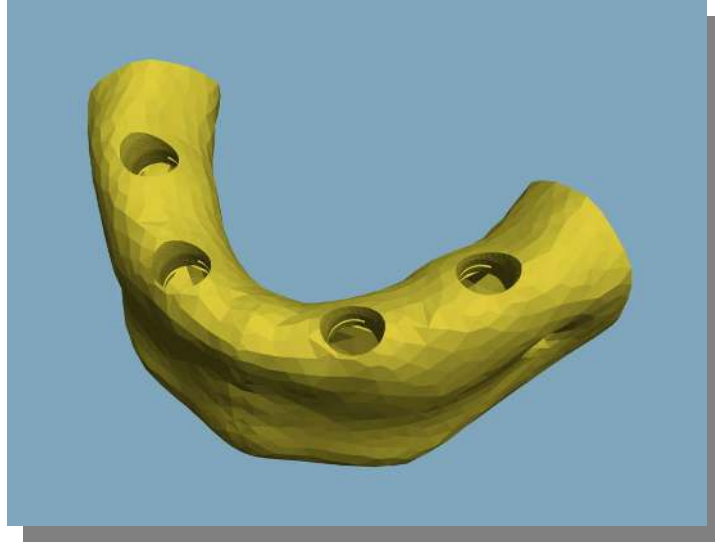
Mandibulaya ait verilerin elde edilmesi için seçilen kadavra mandibulası 'ILUMA Orthocad Konik Huzme Işınlı Bilgisayarlı Tomografi'de (CBCT) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'da 601 kesit elde edildi. Kesit kalınlığı olarak 0.3 mm değeri seçildi.

Mandibuladan taranarak elde edilen kesitler; '3d-Doctor' (üç boyutlu rekonstrüksüyon yazılımı) yazılımına alındı ve burada kesitlerden 3 boyutlu model elde edildi.

Bu kesitlerden elde edilen ağ örgü modeli, 'vertex reduction' yöntemi ile sonlu elemanlar stres analizine hazır hale getirildi ve 'stl' formatında kaydedildi.

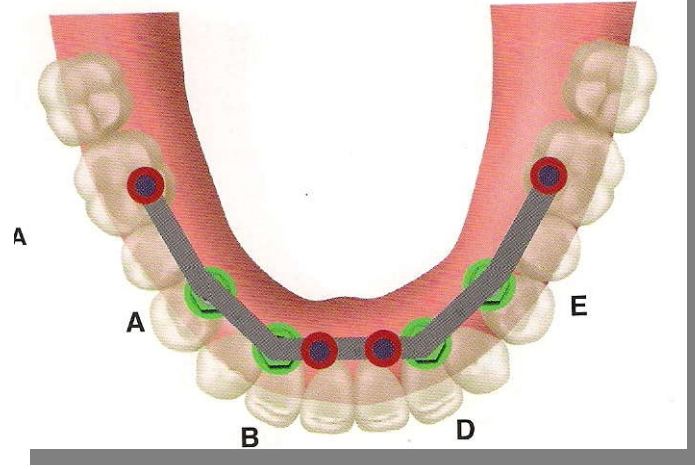
'Stl' uzantılı veriler 'Rhinoceros' modelleme yazılımına yüklendi. Burada ofset (ofset: yapının her yerden eşit olarak

büyümesi/küçülmesi işlemidir) yöntemi ile kortikal kemikten spongios kemik yaratıldı. 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 spongiyoz kemik özellikleri verilerek, tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi. Mandibula modelinden, analiz sonuçlarına etki etmeyecek olan posterior bölgeler çıkartıldı (Şekil 3).



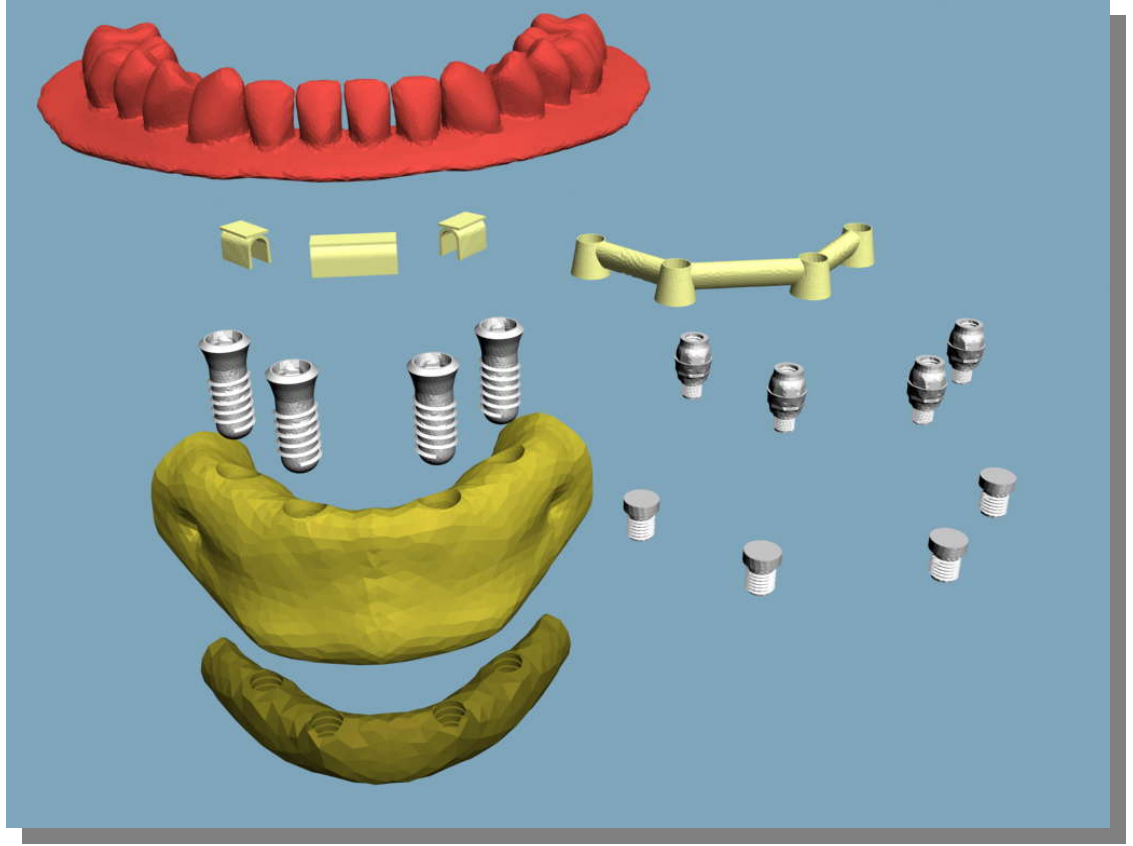
Şekil 3: Mandibula modeli

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.



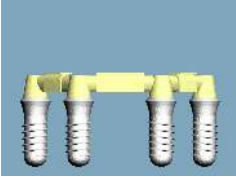
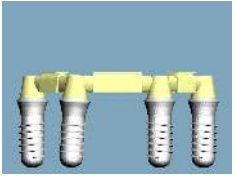
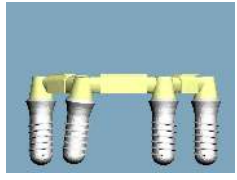
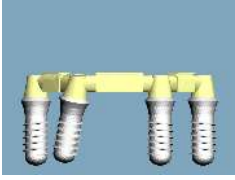
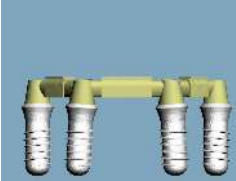
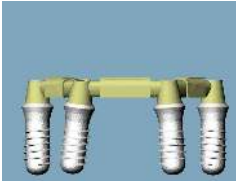
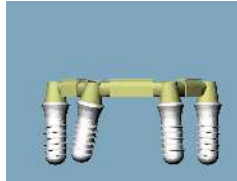
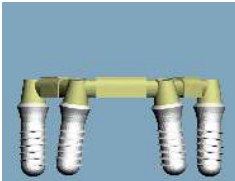
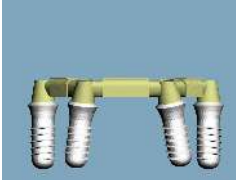
Şekil 4: Dört implant destekli overdenture seçeneği

Daha sonra dental implantlar, mandibulanın her iki tarafında foramenler arası bölgede, Misch'in kriterlerinde¹² (Şekil 4) belirtildiği gibi, önceden laterallerin ve birinci premolarların bulunduğu bölgelere karşılık gelen yerlere yerleştirildi. Distal bölgeye yerleştirilenleri sabit tutup, mezial bölgedekileri açılandıracak şekilde bilgisayarda 10 farklı model elde edildi. Bu şekilde implantlar yerleştirildikten sonra her bir olasılığa uygun bar bağlantılar ve bunların üzerlerine overdenture tasarlandı. Overdenture sadece bar klips matrisinin tutucu parçası ile ilişkilendirildi. Bu modellerin parçalara ayrılmış hali Şekil 5'de gösterilmiştir:



Şekil 5: Ana modelin parçalara ayrılmış hali

On değişik olasılık ve her bir olasılığa uygun protez tasarlanmasıyla on değişik model elde edildi. Her modeldeki implant açılanmaları ve konumları Şekil 6'da gösterilmektedir.

0-0-0-0	0-5-0-0	0-10-0-0	0-15-0-0
			
Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
0-5-5-0	0-10-5-0	0-15-5-0	0-10-10-0
			
Model 5	Model 6	Model 7	Model 8
	0-10-15-0	0-15-15-0	
			
	Model 9	Model 10	

Şekil 6: Açılı implantlarla oluşturulan modeller

Model 1: Mandibulanın her iki tarafında, foramenler arası bölgede, lateral ve birinci premolar bölgelerine karşılık gelen, okluzal düzleme dik olarak yerleştirilmiş 4 adet dental implant.

Model 2: Model 1'den farklı olarak, sağ mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 5 derece açı yapacak şekilde, meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 3: Model 1'den farklı olarak, sağ mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 10 derece açı yapacak şekilde, meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 4: Model 1'den farklı olarak, sağ mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 15 derece açı yapacak şekilde, meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 5: Model 1'den farklı olarak, her iki mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 5 derece açı yapacak şekilde, meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 6: Model 1'den farklı olarak, sol mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 5 derece meziale eğimlendirilerek açı yaparken, sağ mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 10 derece açı yapacak şekilde meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 7: Model 1'den farklı olarak, sol mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 5 derece meziale eğimlendirilerek açı yaparken, sağ mezial implant frontal düzlemde sagittal düzlemle 15 derece açı yapacak şekilde meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 8: Model 1'den farklı olarak, her iki mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 10 derece açı yapacak şekilde, meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 9: Model 1'den farklı olarak, sol mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 15 derece meziale eğimlendirilerek açı

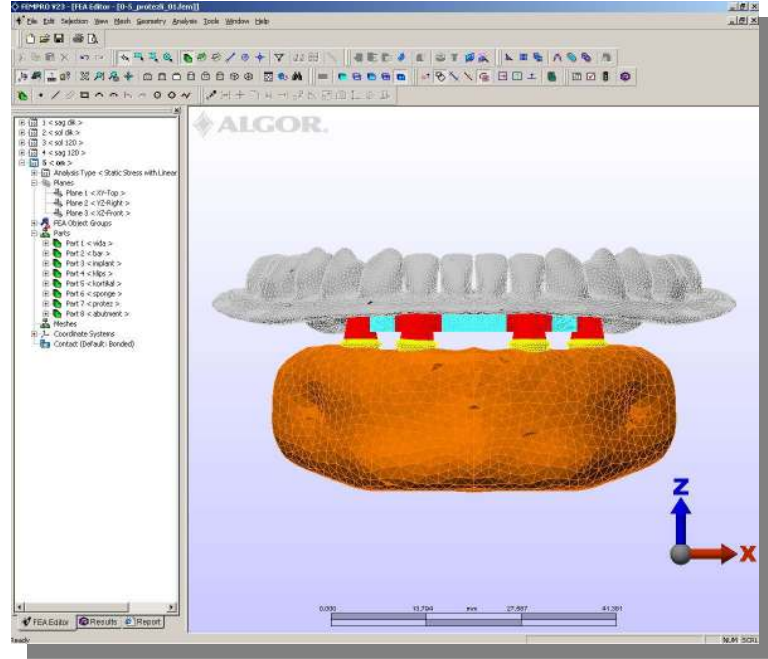
yaparken, sağ mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 10 derece açı yapacak şekilde meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

Model 10: Model 1'den farklı olarak, her iki mezial implant frontal düzlemde, sagittal düzlemle 15 derece açı yapacak şekilde, meziale eğimlendirilerek yerleştirilmiştir.

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

3.2.2. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

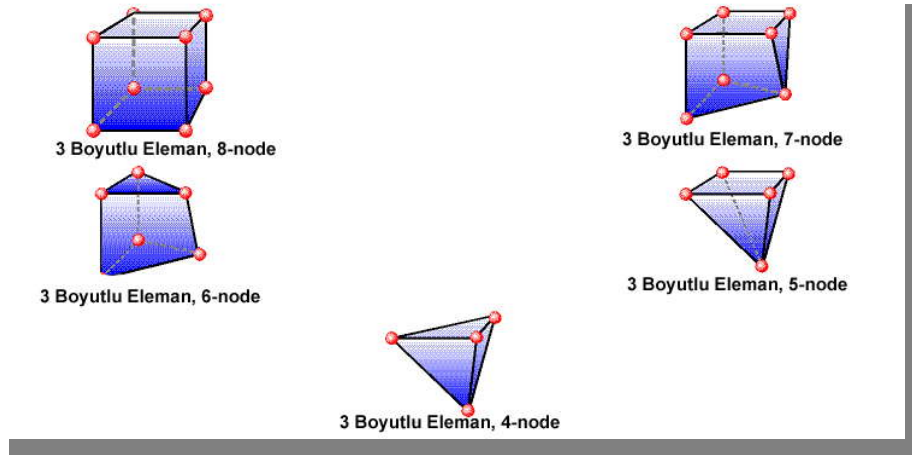
Yüzey modellemesi sonucunda, 'ASCII' formatında kaydedilen parçalar, birer birer 'Fempro' yazılımına gönderildi. Fempro yazılımında ise, her bir parçaya malzeme özellikleri atandı. Modellenen parçalar 'stl' formatında kaydedildiği için, bu formatta tüm bilgiler saklanabilmekte ve bir başka programa aktarıldığında bilgilere ulaşılabilir. 'Stl' formatındaki dosyalarda koordinat değerleri saklandığından, bu aktarım sırasında tüm parçalar istenilen pozisyonlarda taşınmış oldu (Şekil 7).



Şekil 7: Algorda birleştirilmiş parçaların görüntüsü

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

‘Bricks and tetrahedron’ yönteminde, ‘Fempro’ yazılımında mümkün olduğu kadar çok 8 node’lu kübik elemanlar kullanmaya çalışılır. Bu elemanların katı modellemede yetersiz olduğu noktalarda 7, 6, 5 veya 4 node’lu üç boyutlu elemanlar kullanılır (Şekil 8).



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

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

Tablo 1: Her model için elde edilen düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
1. Model (0-0-0-0)	67206	318957
2. Model (0-5-0-0)	67802	328138
3. Model (0-10-0-0)	67174	319646
4. Model (0-15-0-0)	67731	320280
5. Model (0-5-5-0)	67077	319225
6. Model (0-10-5-0)	67582	323963
7. Model (0-15-5-0)	67838	321783
8. Model (0-10-10-0)	67257	323656
9. Model (0-10-15-0)	68014	324065
10. Model (0-15-15-0)	67799	323337

3.2.3. Malzeme Özelliklerinin Belirlenmesi

Çalışmamızda implant materyali, vida ve abutment olarak saf titanyum; dolder bar ve dolder bar matriksi olarak tip III altın (sert, yüksek gerilmelere dayanıklı, %75 Au, %11 Ag, %9 Cu, %3.5 Pd⁹⁵); overdenture için de polimetilmetakrilat kullanıldı.

Ağ yapı oluşturma sonrasında tanımlanan kortikal ve trabeküler kemik parçaları, izotropik, homojen ve doğrusal elastik malzemeler olarak tanımlandı. Bu tanımlama için kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları Tablo 2’de verilmiştir.

Tüm bu değerler, literatürlerde farklılık göstermektedir. Bu nedenle, sıklıkla kullanılan değerler rehber alınmış ve tabloda belirtilmiştir.

Tablo 2: Kullanılan materyallerin elastiklik modülü ve poisson oranları

Kullanılan Materyaller	Elastiklik Modülü (E)	Poisson Oranı (v)	Kaynaklar
Spongioz kemik	1370 N/mm ²	0.30	5,6,19,24,58
Kortikal kemik	13700 N/mm ²	0.30	5,65,18,26,58
Saf titanyum (implant abutment, vida)	103400 N/mm ²	0.35	26,58
Tip III altın (bar, klips)	100000 N/mm ²	0.30	58,96
Polimetil metakrilat	3000 N/mm ²	0.35	58,97

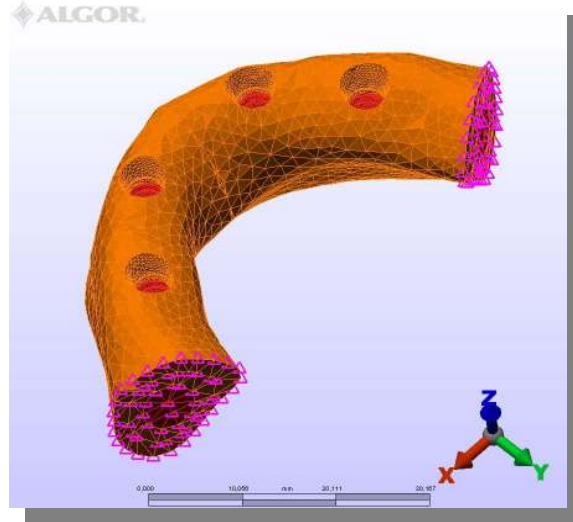
3.2.4. Kemik İmplant Bağlantı Durumu

İmplantların kemiğe % 100 osseointegre olduğu varsayıldığı için, kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi.

3.2.5. Sınır Koşulları

Ağ yapı, elemanlara ayırma işlemi sonucu elde edildi. Bundan sonra, bir sonraki aşamaya geçildi: yani model sabitlenerek üzerindeki yüklemeler belirlendi. Böylece, sınır koşulları belirlendi.

Analizde, mandibula kesildiği bölgelerden, tüm serbestlikler yok edilecek şekilde her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeler engellenerek sabitlendi. Düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi.



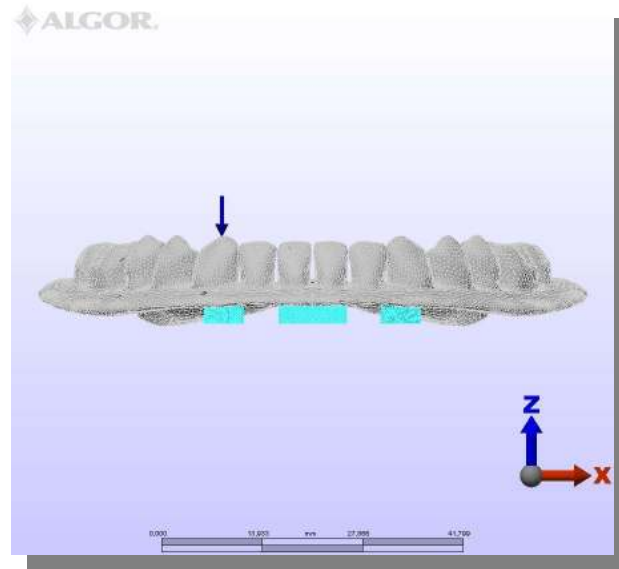
Şekil 9: Matematiksel modelin sınır koşullarının belirlenmesi

3.2.6. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda, 2 tepki kuvveti (ısıрма kuvvetleri) uygulandı. Bu kuvvetler; implantın uzun eksenine doğrultusunda olan düşey ısıрма kuvveti (F_d) ve yatay düzlemde labialden 120 derecelik açı yapan oblik ısıрма kuvveti (F_o)'dur. Bu ısıрма kuvvetlerinin büyüklükleri arasındaki oran, Koolstra ve arkadaşlarının çalışmasına göre saptandı⁸⁹.

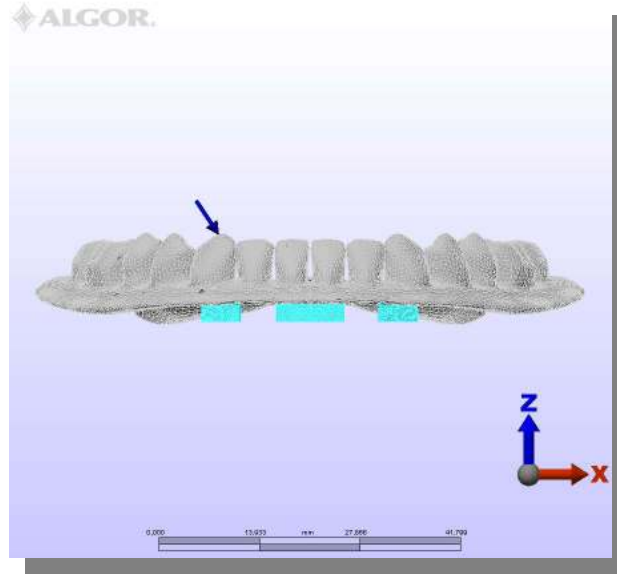
$$F_y : F_d : F_o = 1 : 3.5 : 7$$

Çalışmamızdaki modellerde, overdenture, implantlara sadece klipslerden bağlıdır. Klipslerin proteze tutunduğu bölgeler yaklaşık kanin dişlerinin altındadır. Bu nedenle, maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla, unilateral olarak vertikal ekseninde 90 N'luk kuvvet kanin dişinden uygulandı. Aynı yükün oblik bileşeni olarak, 180 N yüklendi. Hastanın ısırma hareketinde oluşan gerilmeleri ölçmek amacıyla da, kesici dişler bölgesinden gelen, oblik olarak 150 N'luk kuvvet uygulandı. Tüm bu uygulanan yükler, Fontijn-Tekamp ve arkadaşlarının⁵⁴, mandibulada implantlarla desteklenen overdenture kullanan tamamen dişsiz hastaların çiğneme sırasında ölçülen ısırma kuvvetleri ile uyumluydu. Çalışmamızda 5 farklı yükleme tipi kullanıldı.



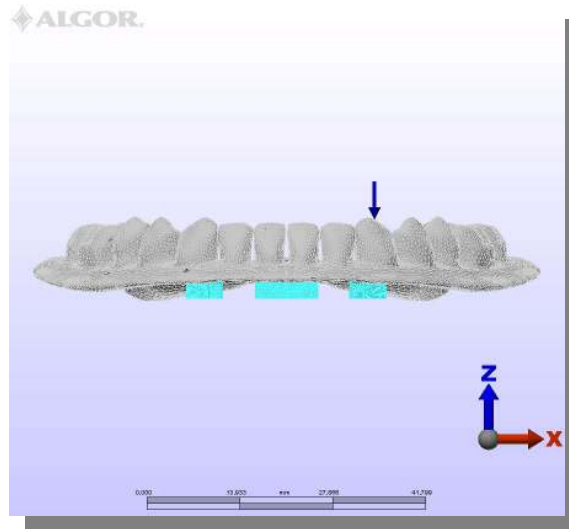
Şekil 10: Birinci yükleme

Yükleme 1: Yapılan protez üzerinden, sağ taraftaki kanin dişin kron apeksinden, uzun akslarına paralel olacak şekilde, vertikal olarak 90 N' luk kuvvet uygulandı (Şekil 10).



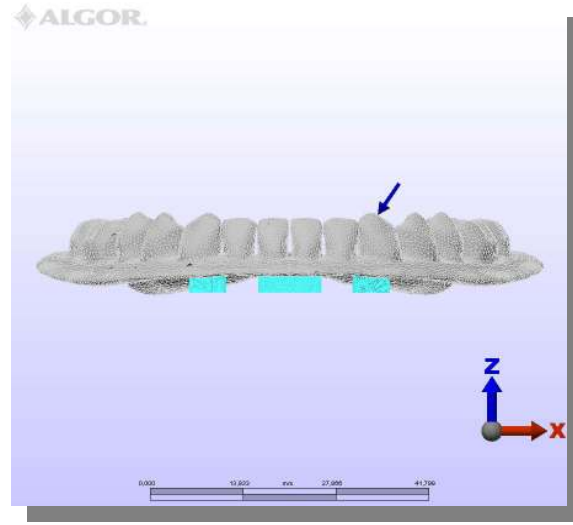
Şekil 11: İkinci yükleme

Yükleme 2: Yapılan protez üzerinden, sağ taraftaki kanin dişin kron apeksinden, yatay düzlemle labialden 120 derecelik açı yapacak şekilde, oblik olarak 180 N' luk kuvvet uygulandı (Şekil 11).



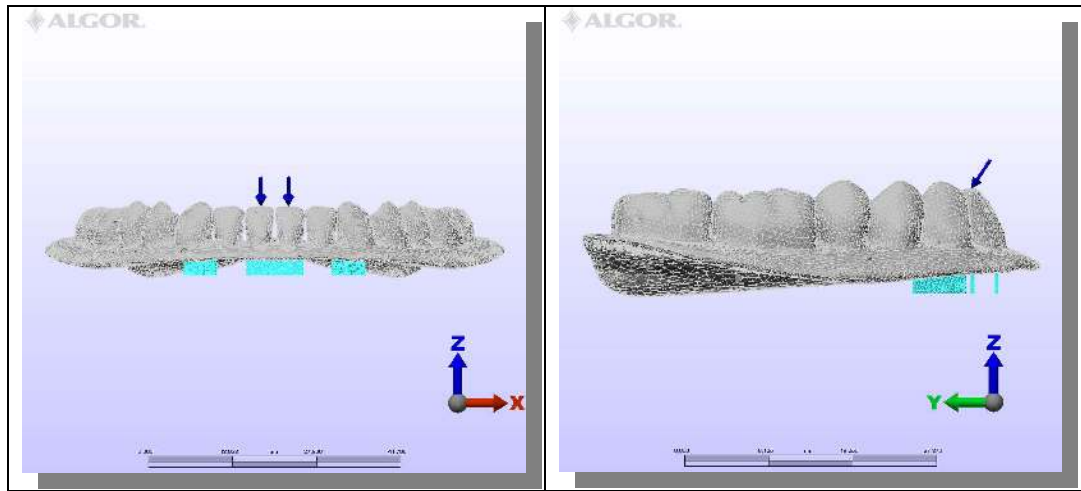
Şekil 12: Üçüncü yükleme

Yükleme 3: Yapılan protez üzerinden, sol taraftaki kanin dişin kron apeksinden, uzun akslarına paralel olacak şekilde, vertikal olarak 90 N' luk kuvvet uygulandı (Şekil 12).



Şekil 13: Dördüncü yükleme

Yükleme 4: Yapılan protez üzerinden, sol taraftaki kanin dişin kron apeksinden, yatay düzlemle labialden 120 derecelik açı yapacak şekilde, oblik olarak 180 N'luk kuvvet uygulandı (Şekil 13).



a

b

Şekil 14: Beşinci yükleme, a; bukkalden görünüm, b; lateralden görünüm

Yükleme 5: Yapılan protez üzerinden, öndeki alt santral dişlerin insizal kenarlarından, yatay düzlemle labialden 120 derecelik açı yapacak şekilde, oblik olarak 150 N'luk kuvvet uygulandı (Şekil 14 a,b).

Kuvvet, her iki santral dişin insizal kenarının ortasından gelecek şekilde, 75 N'luk kuvvetlere bölündü.

Tüm bu uygulamalar bilgisayara aktarılıp, analizin yapılması sağlandı. Kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki gerilme miktar ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanması gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda; 10 farklı tasarımda, 5 ayrı yükleme altında, kortikal kemikteki maksimum (çekme gerilmesi) ve minimum asal (baskı gerilmesi) gerilme bulguları değerlendirildi. Analiz sonuçlarında; artı değerler maksimum asal gerilmeleri, eksi değerler ise minimum asal gerilmeleri belirtmektedir. 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 sağ 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 alındı.) değerleri kullanıldı. Görsel olarak kolay değerlendirebilme yapabilmek için, skaladaki alt ve üst değerler tüm maksimum asal gerilmeler için aynı, minimum asal gerilmeler de maksimum asal gerilmeden farklı olmak koşuluyla, kendi içerisinde tüm modellerde aynı olarak belirlendi. Sağ üst köşede yer alan skaladaki renklere göre, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır.

4.1. Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Değerlendirilmesi

4.1.1. Yüklemeleere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Değerlendirilmesi

4.1.1.1. Birinci Yüklemede Maksimum Asal Gerilme Bulguları

Birinci yüklemede (Şekil 10), kortikal kemikteki maksimum asal gerilmeler ve dağılımları Şekil 15’de gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 10. modelde 0.5508 MPa, en düşük değer ise 1. modelde 0.2803 MPa olarak bulundu. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “Model 10 > Model 4> Model 9> Model 3> Model 5> Model 8> Model 6> Model 7> Model 2> Model 1” şeklinde bulundu.

4.1.1.2. Birinci Yüklemede Minimum Asal Gerilme Bulguları

Birinci yüklemede (Şekil 10), kortikal kemikteki minimum asal gerilmeler ve dağılımları Şekil 16’da gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 7. modelde 0.7132 MPa, en düşük değer ise 3. modelde 0.2516 MPa olarak bulundu. Kortikal kemikteki minimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “Model 7 > Model 8> Model 6> Model 10> Model 4> Model 1> Model 5> Model 2> Model 9> Model 3” şeklinde bulundu.

4.1.1.3. Birinci Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları

Birinci yüklemede 1. modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.2803 MPa olarak bulundu (Şekil 15a). Karşı taraftaki mezial implantın çevresinde de gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek

minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2796 MPa olarak bulundu (Şekil 16 a).

İkinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.2920 MPa olarak bulundu (Şekil 15b). Gerilme dağılımı, yüklenen taraftaki implantların arasında belirgin olarak izlendi. En yüksek minimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2550 MPa olarak bulundu (Şekil 16b).

Üçüncü modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.3959 MPa olarak bulundu (Şekil 15c). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde, mezialdeki açılı implantın mezialinde ve 0.2516 MPa olarak bulundu (Şekil 16c).

Dördüncü modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.5002 MPa olarak bulundu (Şekil 15d). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial açılı implantın mezio-lingualinde ve 0.3114 MPa olarak bulundu (Şekil 16d).

Beşinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.3471 MPa olarak bulundu (Şekil 15e). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2638 MPa olarak bulundu (Şekil 16e).

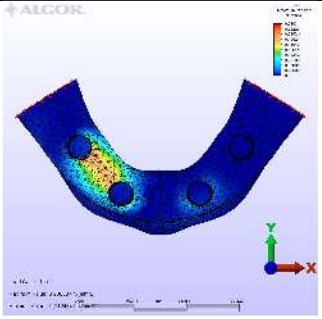
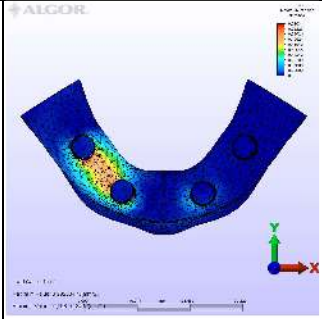
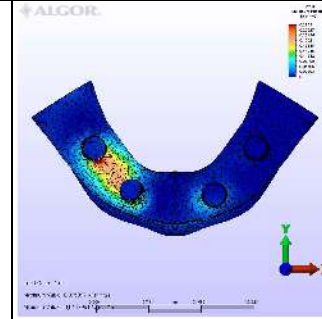
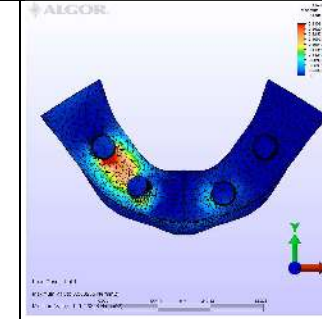
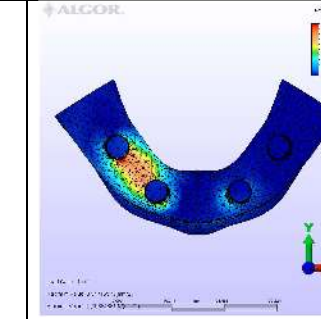
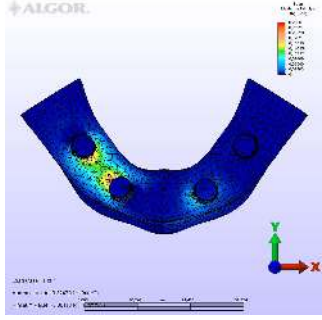
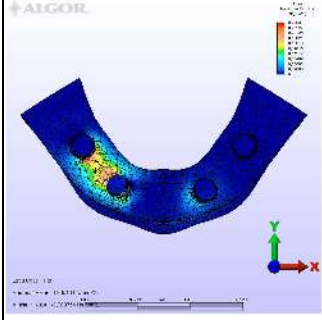
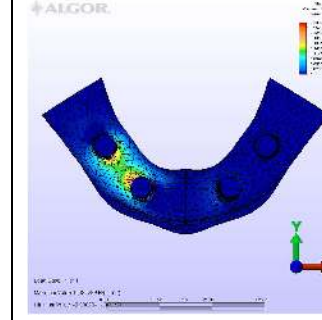
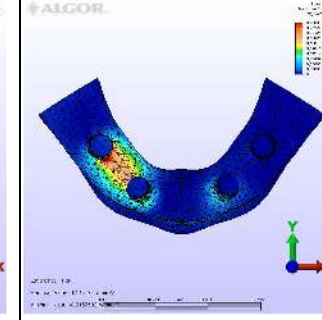
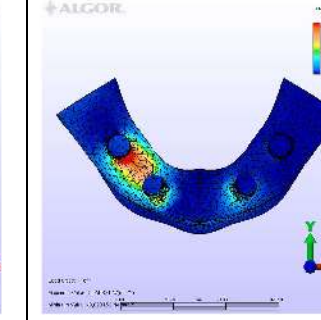
Altıncı modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki açılı implantın distalinde ve 0.3247 MPa olarak bulundu (Şekil 15f). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki açılı implantın mezialinde ve 0.4398 MPa olarak bulundu (Şekil 16f).

Yedinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.3051 MPa olarak bulundu (Şekil 15g). En yüksek minimum asal gerilme ise yüklenen taraftaki mezial implantın mezio-lingualinde ve 0.7132 MPa olarak bulundu (Şekil 16g).

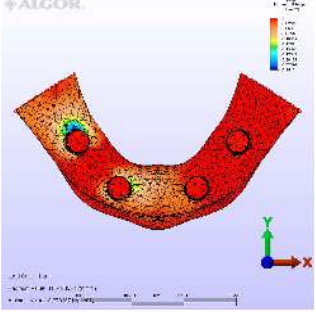
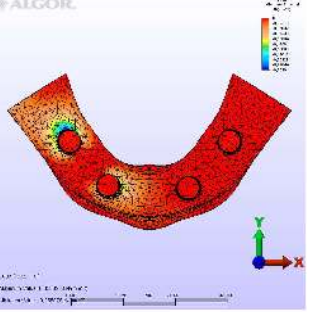
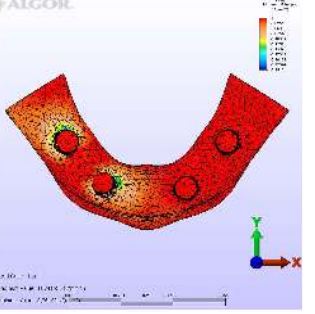
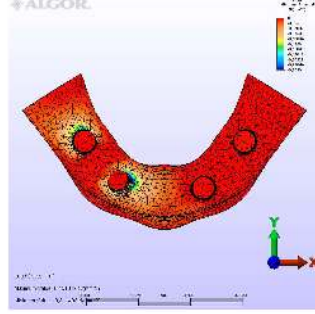
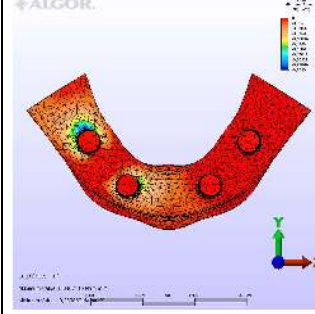
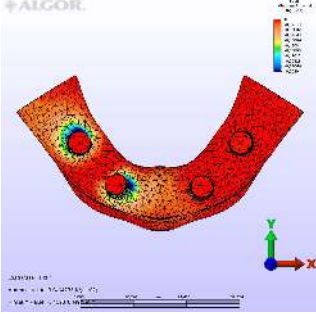
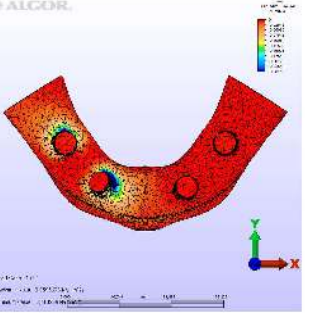
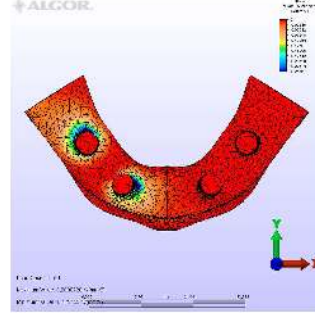
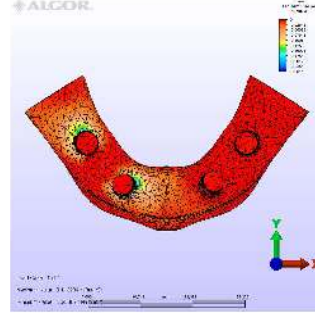
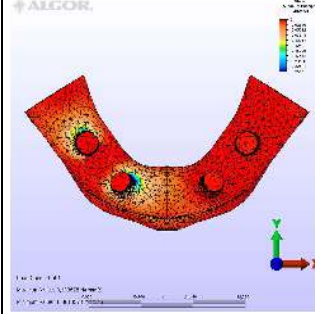
Sekizinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen tarafta her iki implantında birbirine bakan yüzlerinde ve 0.3342 MPa olarak bulundu (Şekil 15h). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial implantın mezio-lingualinde, distaldeki implantın distolingualinde ve 0.4721 MPa olarak bulundu (Şekil 16h).

Dokuzuncu modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.4215 MPa olarak bulundu (Şekil 15i). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2530 MPa olarak bulundu (Şekil 16i).

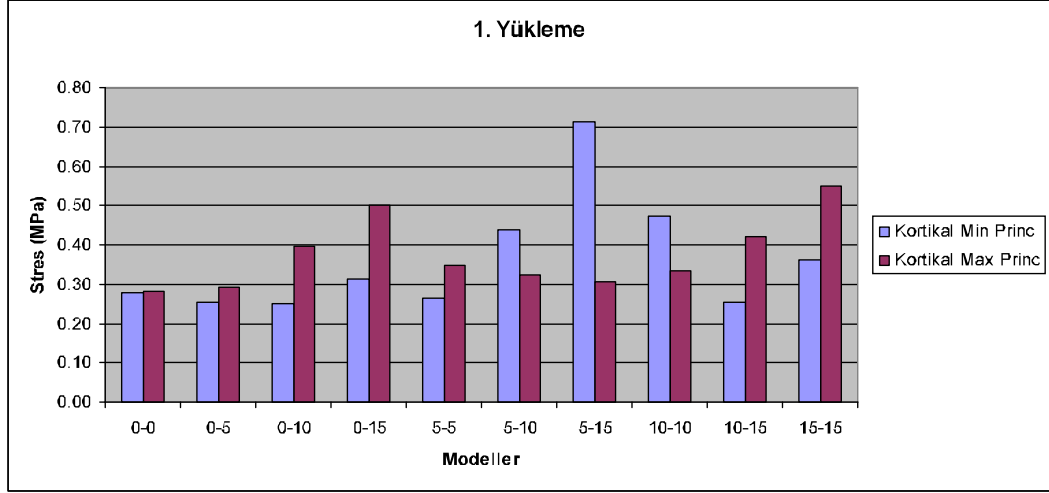
Onuncu modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.5508 MPa olarak bulundu (Şekil 15j). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial açılı implantın mezio-lingualinde ve 0.3610 MPa olarak bulundu (Şekil 16j).

a	b	c	d	e
				
1. Model(0-0-0-0)	2. Model (0-5-0-0)	3. Model (0-10-0-0)	4. Model (0-15-0-0)	5. Model (0-5-5-0)
Max princ: 0.2803	Max princ: 0.2920	Max princ: 0.3959	Max princ: 0.5002	Max princ: 0.3471
f	g	h	i	j
				
6. Model (0-10-5-0)	7. Model (0-15-5-0)	8. Model (0-10-10-0)	9. Model (0-10-15-0)	10. Model (0-15-15-0)
Max princ: 0.3247	Max princ: 0.3051	Max princ: 0.3342	Max princ: 0.4215	Max princ: 0.5508

Şekil 15: Birinci yüklemede (şekil 10) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri

a	b	c	d	e
 1. Model (0-0-0-0)	 2. Model (0-5-0-0)	 3. Model (0-10-0-0)	 4. Model (0-15-0-0)	 5. Model (0-5-5-0)
Min princ: 0.2796	Min princ: 0.2550	Min princ: 0.2516	Min princ: 0.3114	Min princ: 0.2638
f	g	h	i	j
 6. Model (0-10-5-0)	 7. Model (0-15-5-0)	 8. Model (0-10-10-0)	 9. Model (0-10-15-0)	 10. Model (0-15-15-0)
Min princ: 0.4398	Min princ: 0.7132	Min princ: 0.4721	Min princ: 0.2530	Min princ: 0.3610

Şekil 16: Birinci yüklemede (şekil 10) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri



Grafik 1: Birinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler

Birinci yüklemede, Grafik 1’de de görüldüğü gibi, 6, 7 ve 8. modeller dışında, maksimum asal gerilmelerin daha baskın olduğu izlenmektedir. Maksimum ve minimum gerilme değerlerinin birbirine en yakın olduğu model, 0-0 derece açılı kontrol modelidir. Açı arttıkça, kortikal kemik kalınlığı da değiştiği için implantın maksimum ve minimum gerilme miktarları ve lokalizasyonlarının da değiştiği görülmektedir.

4.1.2.1. İkinci Yüklemede Maksimum Asal Gerilme Bulguları

İkinci yüklemede (Şekil 11), kortikal kemikte maksimum asal gerilmeler ve dağılımları Şekil 17’de gösterilmektedir. Bu yüklemede; en yüksek değer 10. modelde 1.6680 MPa, en düşük değer ise 7. modelde 0.8424 MPa olarak bulundu. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “Model 10 > Model 4> Model 9> Model 3> Model 5> Model 8> Model 2> Model 6> Model 1> Model 7” şeklinde bulundu.

4.1.2.2. İkinci Yüklemedeki Minimum Asal Gerilme Bulguları

İkinci yüklemede (Şekil 11), kortikal kemikte minimum asal gerilmeler ve dağılımları Şekil 18’de gösterilmektedir. Bu yüklemede; en

yüksek değer 7. modelde 2.1895 MPa, en düşük değer ise 1. modelde 0.4262 MPa olarak bulundu. Kortikal kemikteki minimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “Model 7 > Model 6> Model 10> Model 4> Model 8> Model 9> Model 3> Model 5> Model 2> Model 1” şeklinde bulundu.

4.1.2.3. İkinci Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları

İkinci yüklemede 1. modelde; kortikal kemik tabakasında, en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.8840 MPa olarak bulundu (Şekil 17a). Karşı arkta, mezialdekinde daha fazla olacak şekilde, her iki implant çevresinde de gerilme dağılımı görülmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial implantın lingualinde ve 0.4262 MPa olarak bulundu (Şekil 18a). Karşı arktaki mezial implantın distalinde de gerilme dağılımı izlenmektedir.

İkinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial implantın distobukkalinde ve 1.0515 MPa olarak bulundu (Şekil 17b). Yüklenen taraftaki her iki implantın arasında ve karşı arktaki mezial implantın da mezial kısmında gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yine yüklenen taraftaki her iki implantın lingualinde ve 0.4890 MPa olarak bulundu (Şekil 18b).

Üçüncü modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 1.2107 MPa olarak bulundu (Şekil 17c). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki açılı olan mezialdeki implantın lingualinde ve 0.6240 MPa olarak bulundu (Şekil 18c).

Dördüncü modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial açılı implantın bukkalinde ve distal implantın mezialinde ve 1.6373 MPa olarak bulundu (Şekil 17d). Karşı arktaki mezial implantın da mezial kısmında dağılım izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki açılı implantın disto-lingualinde ve 0.8931 MPa olarak bulundu (Şekil 18d).

Beşinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde, mezial implantın bukkalinde ve 1.1179 MPa olarak bulundu (Şekil 17e). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki her iki implantın lingualinde ve 0.5160 MPa olarak bulundu (Şekil 18e).

Altıncı modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial implantın lingualinde ve 1.0247 MPa olarak bulundu (Şekil 17f). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki açılı mezial implantın mezio-bukkalinde ve 1.7610 MPa olarak bulundu (Şekil 18f).

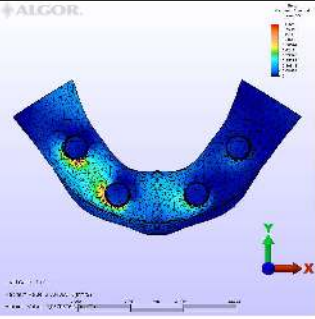
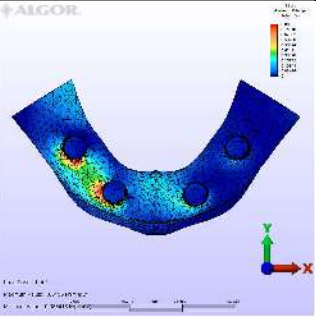
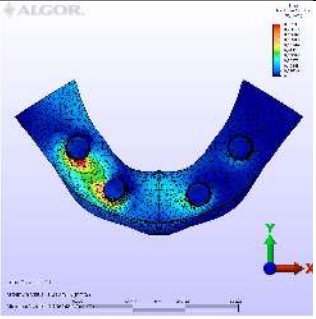
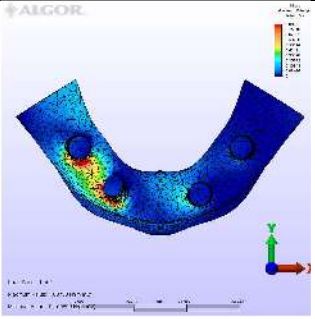
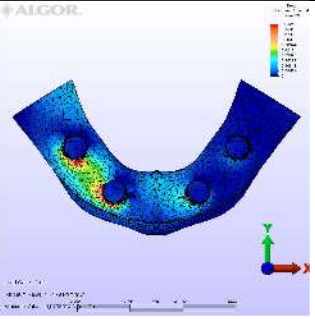
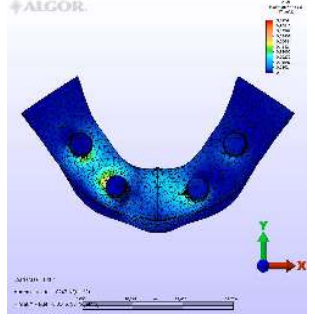
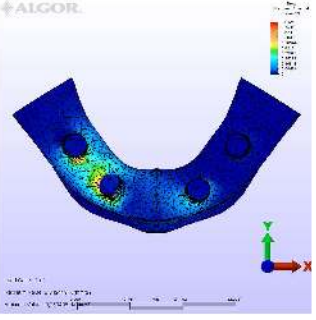
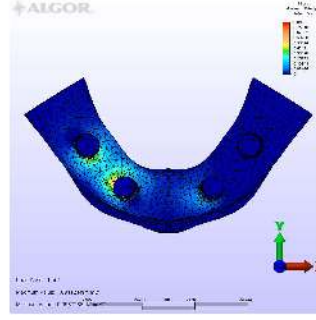
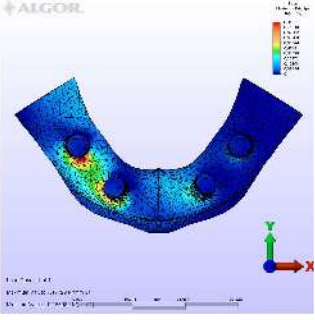
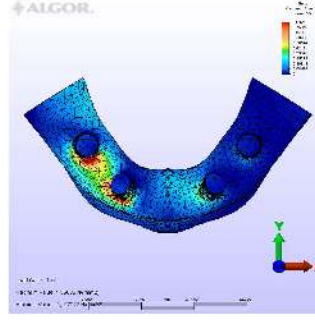
Yedinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki açılı implantın distalinde, distal implantın mezialinde ve 0.8424 MPa olarak bulundu (Şekil 17g). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial 15 derece açılı implantın disto-bukkalinde ve 2.1895 MPa olarak bulundu (Şekil 18g).

Sekizinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen tarafta mezialdeki implantın distalinde ve 1.0941 MPa olarak bulundu (Şekil 17h). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde, mezial implantın disto-bukkalinde ve 0.8825 MPa olarak bulundu (Şekil 18h).

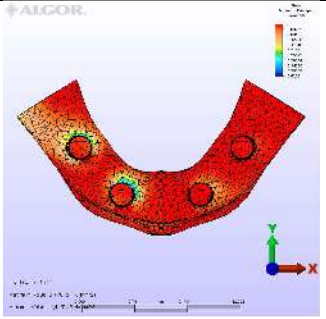
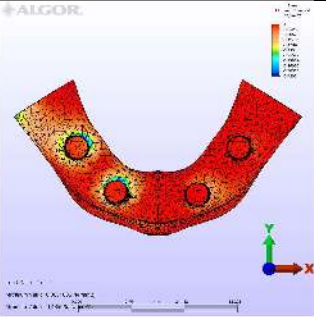
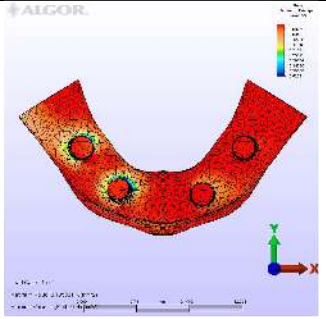
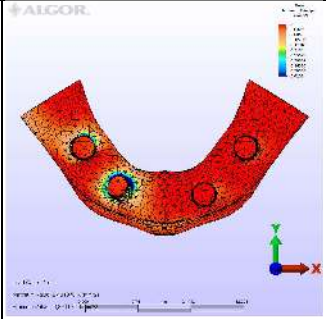
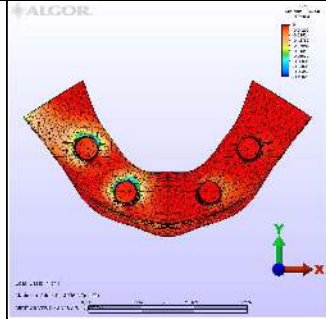
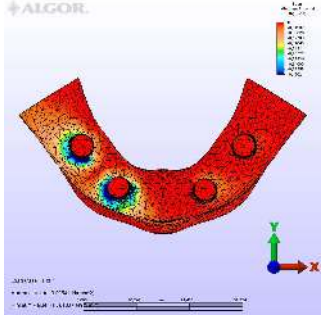
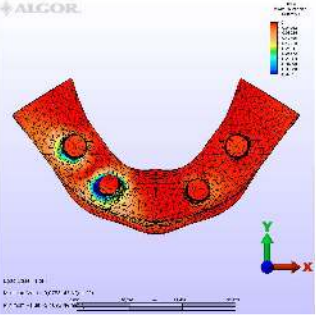
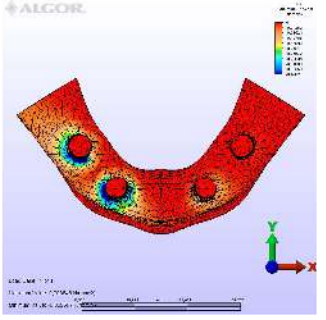
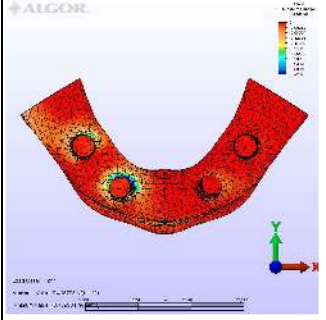
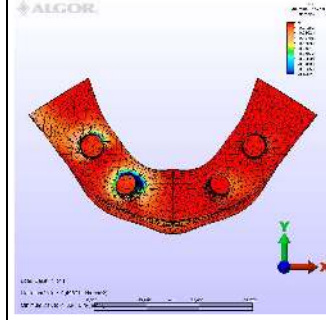
Dokuzuncu modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde,

açılı mezial implantın bukkalinde ve 1.4772 MPa olarak bulundu (Şekil 17i). Karşı arktaki mezial açılı implantın mezialinde de dağılım izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial 10 derece açılı implantın mezio-lingualinde ve 0.7069 MPa olarak bulundu (Şekil 18i).

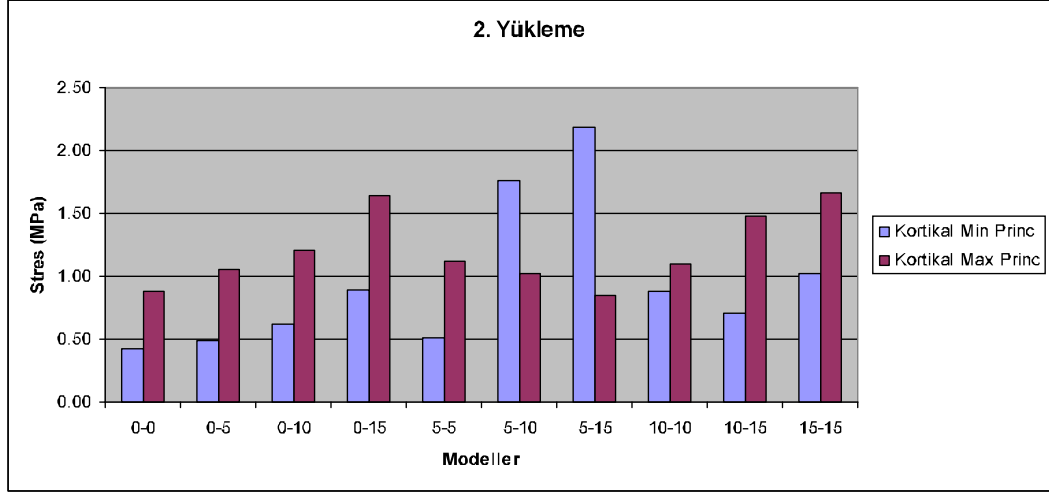
Onuncu modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde, mezial açılı implantın bukkalinde ve 1.6680 MPa olarak bulundu (Şekil 17j). Karşı arktaki mezial açılı implantın mezialinde de dağılım izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial açılı implantın lingualinde ve 1.0241 MPa olarak bulundu (Şekil 18j).

a	b	c	d	e
 1. Model (0-0-0-0)	 2. Model (0-5-0-0)	 3. Model (0-10-0-0)	 4. Model (0-15-0-0)	 5. Model (0-5-5-0)
Max princ: 0.8840	Max princ: 1.0515	Max princ: 1.2107	Max princ: 1.6373	Max princ: 1.1179
f	g	h	i	j
 6. Model (0-10-5-0)	 7. Model (0-15-5-0)	 8. Model (0-10-10-0)	 9. Model (0-10-15-0)	 10. Model (0-15-15-0)
Max princ: 1.0247	Max princ: 0.8424	Max princ: 1.0941	Max princ: 1.4772	Max princ: 1.6680

Şekil 17: İkinci yüklemede (şekil 11) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri

a	b	c	d	e
				
1. Model (0-0-0-0)	2. Model (0-5-0-0)	3. Model (0-10-0-0)	4. Model (0-15-0-0)	5. Model (0-5-5-0)
Min princ:0.4262	Min princ: 0.4890	Min princ: 0.6240	Min princ: 0.8931	Min princ: 0.5160
f	g	h	i	j
				
6. Model (0-10-5-0)	7. Model (0-15-5-0)	8. Model (0-10-10-0)	9. Model (0-10-15-0)	10. Model (0-15-15-0)
Min princ:1.7610	Min princ: 2.1895	Min princ: 0.8825	Min princ: 0.7069	Min princ: 1.0241

Şekil 18: İkinci yüklemede (şekil 11) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri



Grafik 2: İkinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler

İkinci yüklemede 6 ve 7. modeller hariç diğerlerinde genel olarak maksimum asal gerilme, minimum asal gerilmelere göre daha baskın olarak izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilmeler 4 ve 10. modellerde görülmektedir. En yüksek maksimum asal gerilme de 7. modelde izlenmektedir.

4.1.3.1.Üçüncü Yüklemede Maksimum Asal GerilmeBulguları

Üçüncü yüklemede (Şekil12), kortikal kemikte maksimum asal gerilmeler yönünden modellemelere göre elde edilen değerler Şekil 19'da gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 10. modelde 0.4917 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0.1855 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; "10. Model> 9. Model> 5. Model> 1. Model> 3. Model> 8. Model> 2. Model> 6. Model> 7. Model> 4. Model" şeklinde bulundu.

4.1.3.2.Üçüncü Yüklemede Minimum Asal Gerilme Bulguları

Üçüncü yüklemede, kortikal kemikte minimum asal gerilmeler yönünden modellemelere göre elde edilen değerler Şekil 20'de gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 8. modelde 0.5084 MPa, en

düşük değer ise 7. modelde 0.1613 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikteki minimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama “8. Model> 1. Model> 9. Model> 3. Model> 10. Model> 2. Model> 4. Model> 5. Model> 6. Model> 7. Model” şeklinde bulundu.

4.1.3.3. Üçüncü Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları

Üçüncü yüklemede 1. modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki implantların arasında yaygın olarak ve 0.3287 MPa olarak bulundu (Şekil 19a). Karşı arktaki mezial implant çevresinde de gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.3732 MPa olarak bulundu (Şekil 20a). Mezial implantın mezio-lingualinde, orta hattı izleyerek dağılan tarzda gerilmeler izlenmektedir.

İkinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki her iki implantın birbirlerine bakan kollelerinde ve 0.2886 MPa olarak bulundu (Şekil 19b). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2973 MPa olarak bulundu (Şekil 20b). Mezial implantın lingualinde ve orta hatta doğru yayılan tarzda gerilme dağılımı izlenmektedir.

Üçüncü modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki her iki implantın ara bölgelerinde ve 0.3160 MPa olarak bulundu (Şekil 19c). Karşı arktaki mezial implantın mezialinde de gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.3143 MPa olarak bulundu (Şekil 20c). Mezial implantın mezio-lingualinde ve orta hatta doğru yayılan tarzda gerilme dağılımı izlenmektedir.

Dördüncü modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.1855 MPa olarak bulundu (Şekil 19d). Yüklenen taraftaki her iki implant arasında düzgün ve daha az şiddette bir gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2864 MPa olarak bulundu (Şekil 20d).

Beşinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki implantların arasında ve 0.3611 MPa olarak bulundu (Şekil 19e). Karşı arktaki mezial implantın mezial kısmında da az şiddetli gerilme dağılımları izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2778 MPa olarak bulundu (Şekil 20e). Yüklenen taraftaki mezial implantın mezialinde ve orta hatta yayılır tarzda gerilme dağılımı izlenmektedir.

Altıncı modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki her iki implantın arasında ve 0.2344 MPa olarak bulundu (Şekil 19f). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2147 MPa olarak bulundu (Şekil 20f). Yüklenen taraftaki mezial açılı implantın mezio-lingualinde orta hatta doğru yayılan tarzda gerilme dağılımı izlenmektedir.

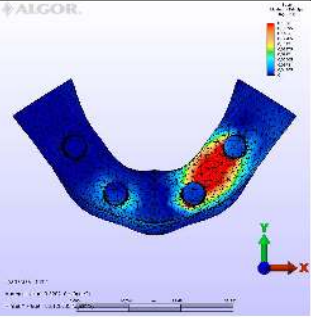
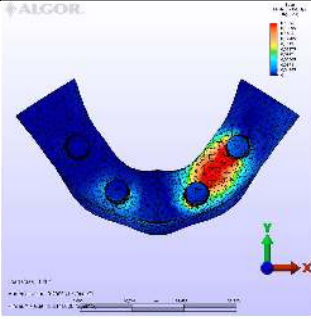
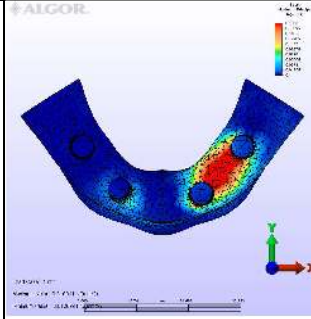
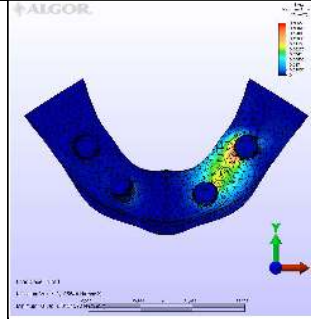
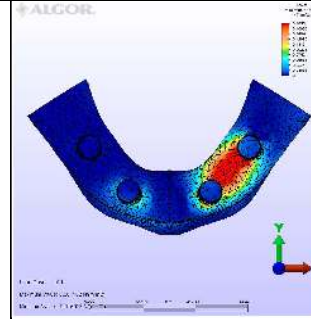
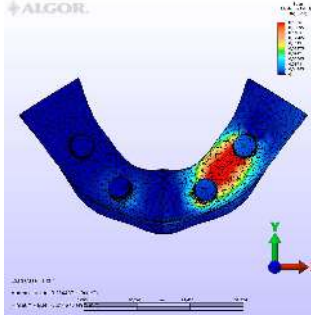
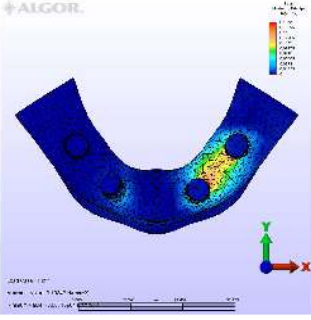
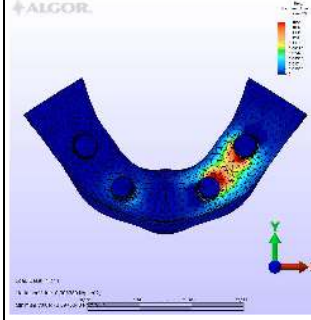
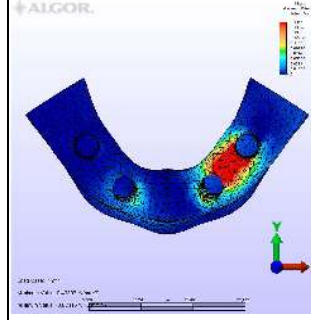
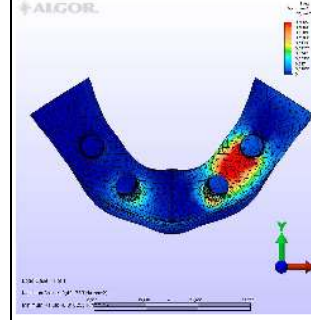
Yedinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial 5 derece eğimli implantın distalinde ve 0.1934 MPa olarak bulundu (Şekil 19g). Yüklenen taraftaki her iki implantın arasında gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.1613 MPa olarak bulundu (Şekil 20g).

Sekizinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen tarafta implantların birbirlerine bakan

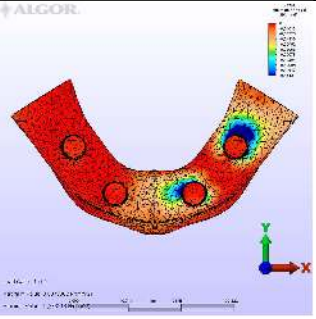
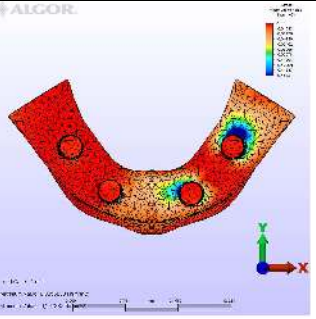
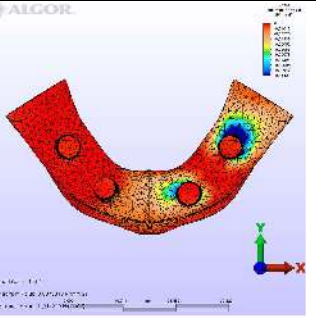
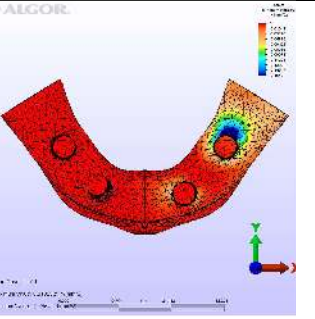
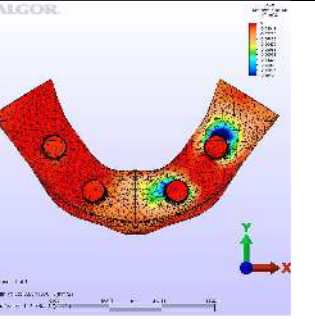
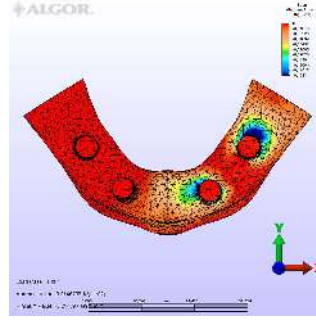
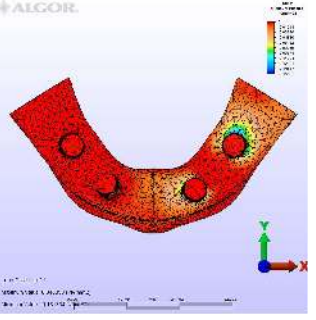
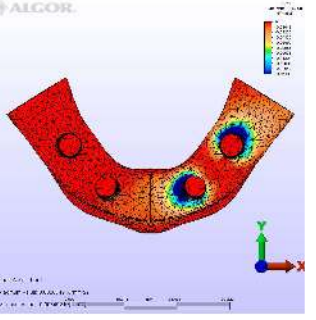
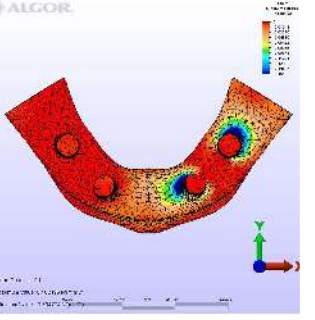
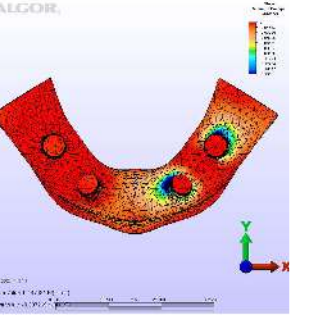
yüzlerinde ve 0.3089 MPa olarak bulundu (Şekil 19h). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial açılı implantın mezialinde, distaldeki dik implantın distalinde ve 0.5084 MPa olarak bulundu (Şekil 20h).

Dokuzuncu modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen tarafta her iki implantın birbirine bakan kısımlarında ve 0.4330 MPa olarak bulundu (Şekil 19i). Karşı arktaki mezial açılı implantın da mezial kısmında gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve mezial implantın mezialinde ve 0.3547 MPa olarak bulundu (Şekil 20i).

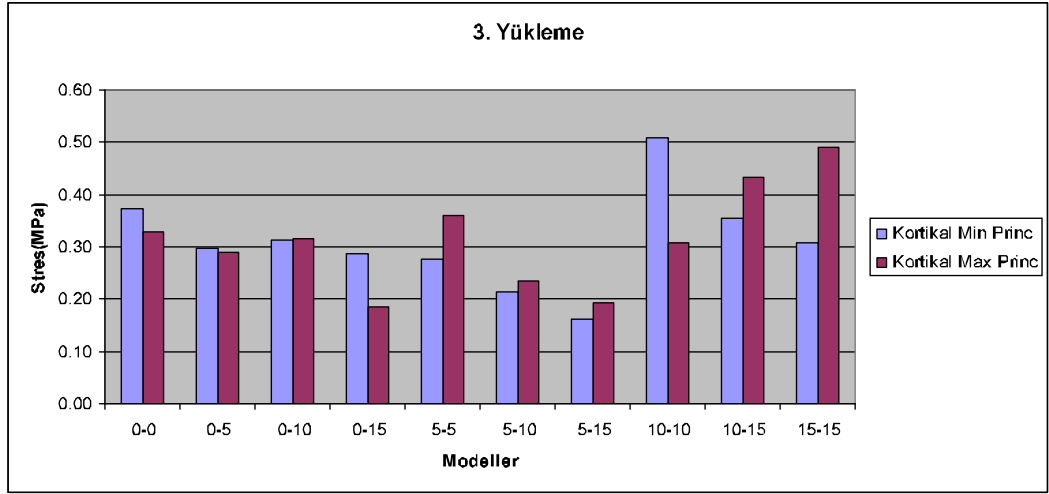
Onuncu modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen tarafta her iki implantın birbirlerine bakan taraftaki kortikal kemikte ve 0.4917 MPa olarak bulundu (Şekil 19j). Karşı arktaki mezial implantın mezialinde de gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial implantın mezio-lingualinde ve 0.3072 MPa olarak bulundu (Şekil 20j). Yüklenen taraftaki distal implantın distalinde de gerilme dağılımı izlenmektedir.

a	b	c	d	e
				
1. Model (0-0-0-0)	2. Model (0-5-0-0)	3. Model (0-10-0-0)	4. Model (0-15-0-0)	5. Model (0-5-5-0)
Max princ: 0.3287	Max princ: 0.2886	Max princ: 0.3160	Max princ: 0.1855	Max princ: 0.3611
f	g	h	i	j
				
6. Model (0-10-5-0)	7. Model (0-15-5-0)	8. Model (0-10-10-0)	9. Model (0-10-15-0)	10. Model (0-15-15-0)
Max princ: 0.2344	Max princ: 0.1934	Max princ: 0.3089	Max princ: 0.4330	Max princ: 0.4917

Şekil 19: Üçüncü yüklemede (Şekil 12) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri

a	b	c	d	e
				
1. Model(0-0-0-0)	2. Model (0-0-5-0)	3. Model (0-0-10-0)	4. Model (0-0-15-0)	5. Model (0-5-5-0)
Min princ: 0.3732	Min princ: 0.2973	Min princ: 0.3143	Min princ: 0.2864	Min princ: 0.2778
f	g	h	i	j
				
6. Model (0-10-5-0)	7. Model (0-15-5-0)	8. Model (0-10-10-0)	9. Model (0-10-15-0)	10. Model (0-15-15-0)
Min princ: 0.2147	Min princ: 0.1613	Min princ: 0.5084	Min princ: 0.3547	Min princ: 0.3072

Şekil 20: Üçüncü yüklemde (Şekil 12) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri



Grafik 3: Üçüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler

Üçüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri 8 ve 10. modeller hariç genel olarak birbirlerine yakın değerlerdedir. Sekizinci modelde minimum asal gerilmeler belirgin olarak baskınken, 10. modelde maksimum asal gerilmeler belirgin olarak daha baskın seyretmektedir. Beş, 6. ve 9. modellerde, maksimum asal gerilmelerin daha baskın olduğu bulunmuştur.

4.1.4.1. Dördüncü Yüklemede Maksimum Asal Gerilme Bulguları

Dördüncü yüklemede, kortikal kemikte maksimum asal gerilmeler yönünden modellemelere göre elde edilen değerler, Şekil 21’de gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 10. modelde 1.4394 MPa, en düşük değer ise 2. modelde 0.4622 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “10. Model> 9. Model> 1. Model> 8. Model> 3. Model> 7. Model> 6. Model> 4. Model> 5. Model> 2. Model” şeklinde bulundu.

4.1.4.2. Dördüncü Yüklemede Minimum Asal Gerilme Bulguları

Dördüncü yüklemede, kortikal kemikte minimum asal gerilmeler yönünden modellemelere göre elde edilen değerler, Şekil 22’de gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 9. modelde 0.9125 MPa, en düşük değer ise 2. modelde 0.1818 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikteki minimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “9. Model> 10. Model> 8. Model> 1. Model> 3. Model> 7. Model> 4. Model> 6. Model > 5. Model> 2. Model” şeklinde bulundu.

4.1.4.3. Dördüncü Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları

Dördüncü yüklemede 1. modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezio-bukkalinde, mezial implantın bukkalinde ve 1.0952 MPa olarak bulundu (Şekil 21a). Yüklenen taraftaki implantlar arasında ve karşı arktaki mezial implantın mezialinde de gerilme dağılımları izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde, mezial implantın lingualinde ve 0.4602 MPa olarak bulundu (Şekil 22a). Karşı arktaki mezial implant çevresinde de gerilme dağılımı izlenmektedir.

İkinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial implantın distalinde, distal implantın mezialinde ve 0.4622 MPa olarak bulundu (Şekil 21b). En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial implantın lingualinde ve 0.1818 MPa olarak bulundu (Şekil 22b).

Üçüncü modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial implantın distalinde ve 0.7501 MPa olarak bulundu (Şekil 21c). Yüklenen taraftaki her iki

implantın arasında ve karşı arktaki açılı implantın mezialinde gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial implantın lingualinde, distal implantın distalinde ve 0.4463 MPa olarak bulundu (Şekil 22c).

Dördüncü modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distaldeki implantın mezio-bukkalinde ve 0.5464 MPa olarak bulundu (Şekil 21d). En yüksek minimum asal gerilme ise yüklenen taraftaki distal implantın çevresinde ve 0.2873 MPa olarak bulundu (Şekil 22d).

Beşinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde, mezial implantın mezio-bukkalinde ve 0.5205 MPa olarak bulundu (Şekil 21e). Gerilme dağılımı her iki implant arasında ve karşı arktaki mezial implantın mezialinde görülmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın lingualinde, mezial implantın disto-lingualinde ve 0.1935 MPa olarak bulundu (Şekil 22e).

Altıncı modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki distal implantın mezialinde ve 0.6415 MPa olarak bulundu (Şekil 21f). Yüklenen taraftaki her iki implant arasında dağılım izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki distal implantın distalinde ve 0.2346 MPa olarak bulundu (Şekil 22f). Yüklenen taraftaki mezial implantın distalinde ve karşı arktaki mezial implantın distalinde gerilme dağılımları izlenmektedir.

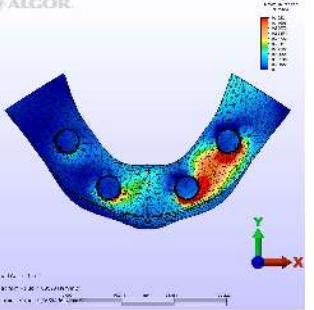
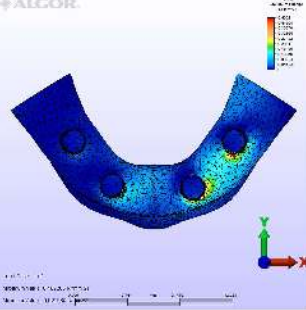
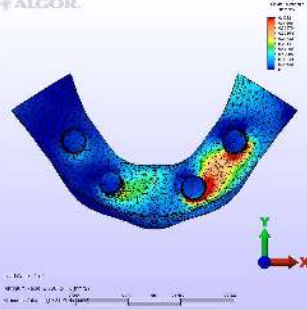
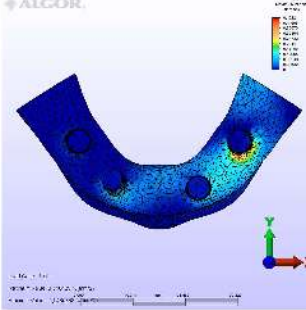
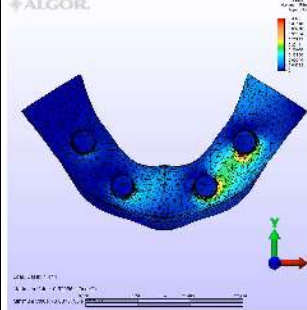
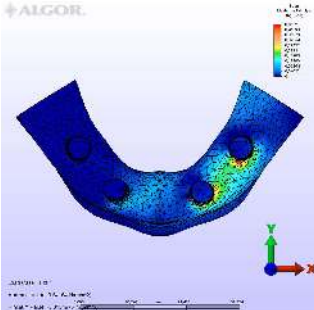
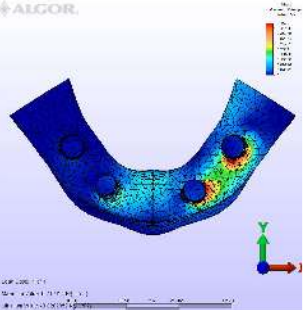
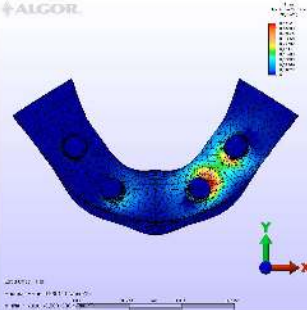
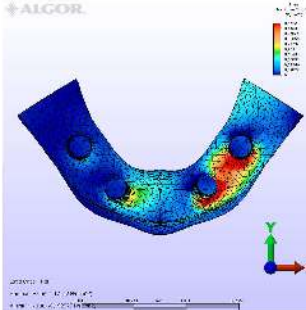
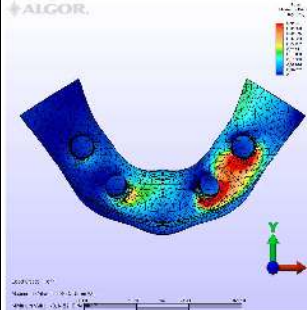
Yedinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial implantın distalinde, distal implantın mezio-bukkalinde ve 0.7123 MPa olarak bulundu (Şekil 21g). Karşı arktaki mezial implantın mezial kısmında da gerilme dağılımı izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki

distal implantın çevresinde ve 0.3489 MPa olarak bulundu (Şekil 22g). Yüklenen taraftaki mezial implantın lingualinde de gerilme dağılımları izlenmektedir.

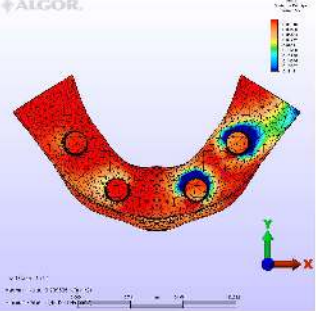
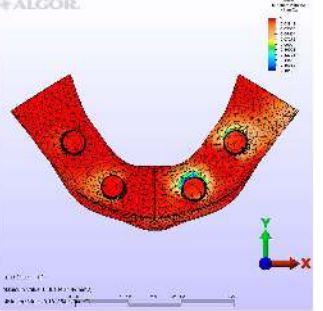
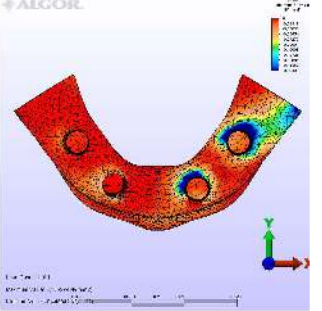
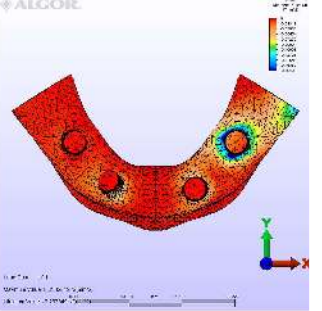
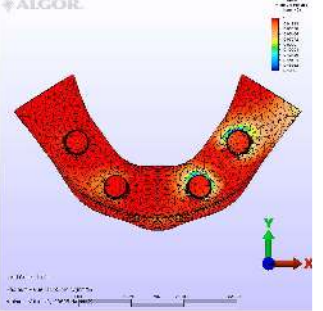
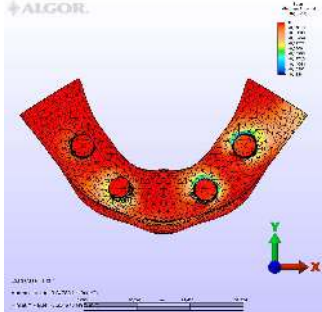
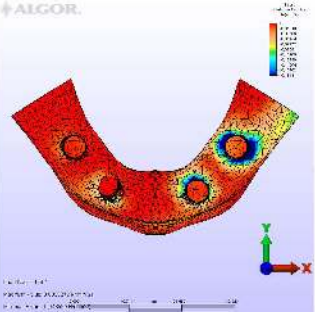
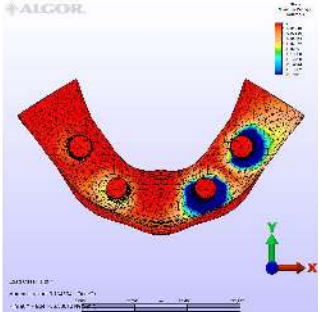
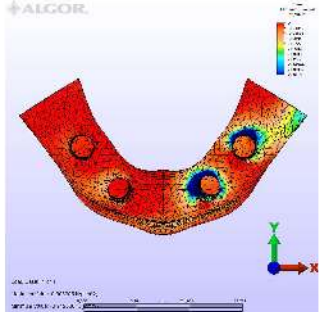
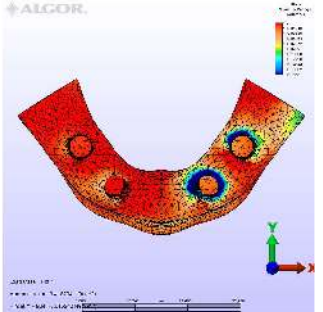
Sekizinci modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial açılı implantın distalinde 0.9601 MPa olarak bulundu (Şekil 21h). Yüklenen taraftaki distal dik implantın da mezial kısmında gerilme dağılımları görülmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen tarafta her iki implantın da mezial, bukkal ve distal kısımlarında dağılım gözlemlendi ve 0.6500 MPa olarak bulundu (Şekil 22h).

Dokuzuncu modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial 10 derece açılı implantın meziobukkal kenarında, distal implantın meziobukkalinde ve 1.1775 MPa olarak bulundu (Şekil 21i). Karşı arktaki mezial açılı implantın mezial kısmında da gerilme dağılımları izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de yüklenen taraftaki mezial implantın mezio-lingual tarafında, 0.9125 MPa olarak bulundu (Şekil 22i). Yüklenen taraftaki distal implantın disto-lingual çevresinde de gerilmeler izlenmektedir.

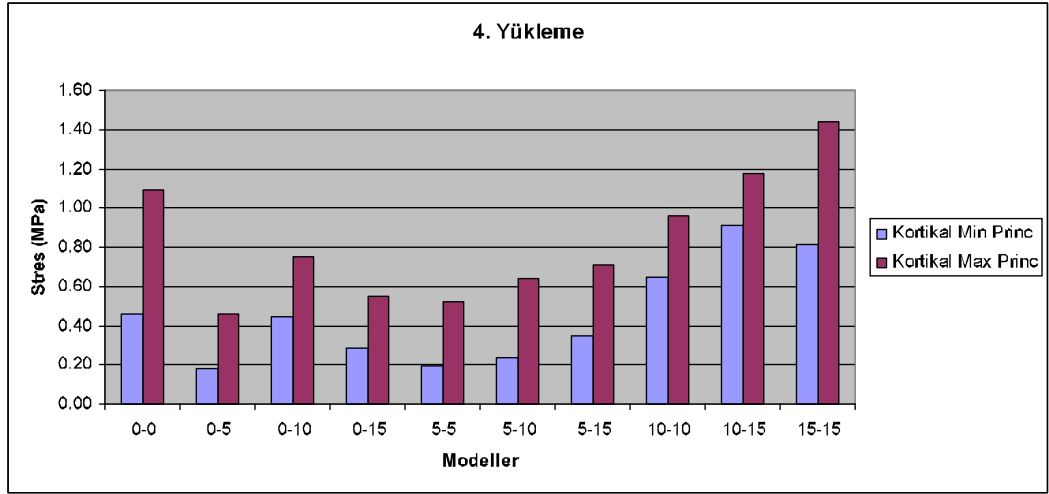
Onuncu modelde; kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, yüklenen taraftaki mezial implantın bukkalinde ve 1.4394 MPa olarak bulundu (Şekil 21j). Yüklenen taraftaki distal implantın bukkal ve mezialinde daha fazla olmak üzere, karşı arktaki mezial implantın mezialinde de gerilmeler izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de, yüklenen taraftaki mezial açılı implantın çevresinde, 0.8152 MPa olarak bulundu (Şekil 22j). Yüklenen taraftaki distal implantın distalinde de gerilme dağılımları izlenmektedir.

a	b	c	d	e
 1. Model (0-0-0-0) Max princ:1.0952	 2. Model (0-5-0-0) Max princ: 0.4622	 3. Model (0-10-0-0) Max princ: 0.7501	 4. Model (0-15-0-0) Max princ: 0.5464	 5. Model (0-5-5-0) Max princ: 0.5205
f	g	h	i	j
 6. Model (0-10-5-0) Max princ: 0.6415	 7. Model (0-15-5-0) Max princ: 0.7123	 8. Model (0-10-10-0) Max princ: 0.9601	 9. Model (0-10-15-0) Max princ: 1.1775	 10. Model (0-15-15-0) Max princ: 1.4394

Şekil 21: Dördüncü yüklemede (Şekil 13) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri

a	b	c	d	e
 1. Model (0-0-0-0)	 2. Model (0-5-0-0)	 3. Model (0-10-0-0)	 4. Model (0-15-0-0)	 5. Model (0-5-5-0)
Min princ: 0.4602	Min princ: 0.1818	Min princ: 0.4463	Min princ: 0.2873	Min princ: 0.1935
f	g	h	i	j
 6. Model (0-10-5-0)	 7. Model (0-15-5-0)	 8. Model (0-10-10-0)	 9. Model (0-10-15-0)	 10. Model (0-15-15-0)
Min princ: 0.2346	Min princ: 0.3489	Min princ: 0.6500	Min princ: 0.9125	Min princ: 0.8152

Şekil 22: Dördüncü yüklemede (Şekil 13) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri



Grafik 4: Dördüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler

Dördüncü yüklemede kortikal kemikteki maksimum gerilme değerleri, her modelde minimum gerilme değerlerinden daha yüksektir. Tüm modellerde maksimum asal gerilmeler belirgin olarak daha baskın bulundu. En yüksek maksimum asal gerilme 10. modelde gözlenirken, en düşük gerilme 2. modelde izlendi.

4.1.5.1.Beşinci Yüklemede Maksimum Asal GerilmeBulguları

Beşinci yüklemede, kortikal kemikte maksimum asal gerilmeler yönünden, modellemelere göre elde edilen değerler, Şekil 23’de gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 1. modelde 1.9191 MPa, en düşük değer ise 4. modelde 0.5708 MPa olarak bulunmuştur. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “1. Model> 2. Model> 3. Model> 5. Model> 6. Model> 7. Model> 8. Model> 9. Model > 10. Model> 4. Model” şeklinde bulundu.

4.1.5.2.Beşinci Yüklemede Minimum Asal Gerilme Bulguları

Beşinci yüklemede, kortikal kemikte minimum asal gerilmeler yönünden modellemelere göre elde edilen değerler, Şekil 24’de gösterilmiştir. Bu yüklemede; en yüksek değer 7. modelde 0.9682 MPa, en

düşük değer ise 1. modelde 0.5618 MPa olarak bulundu. Kortikal kemikte minimum asal gerilmelere göre modeller arasındaki sıralama; “7. Model> 9. Model> 6. Model> 4. Model> 5. Model> 8. Model> 2. Model> 10. Model > 3. Model> 1. Model” şeklinde bulundu.

4.1.5.3. Beşinci Yüklemede Modellere Göre Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulguları

Beşinci yüklemede; 1. modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, her iki mezial implantın bukkalinde ve 1.9191 MPa olarak bulundu (Şekil 23a). Mezialdeki implantların arasında ve distaldeki implantların da meziallerinde gerilme dağılımları izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de, mezialdeki her iki implantın mezio-linguallerinde ve 0.5618 MPa olarak bulundu (Şekil 24a).

İkinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, sağdaki 5 derece açılı implantın mezio-bukkalinde ve 1.4387 MPa olarak bulundu (Şekil 23b). Maksimum asal gerilmeler ön bölgede mezialdeki implantlar arasında ve distaldeki implantların mezialinde düşük şiddette bir dağılım göstermektedir. En yüksek minimum asal gerilme de, sol mezialdeki dik implantın mezialinde ve 0.6697 MPa olarak bulundu (Şekil 24b). Sağdaki açılı implantın mezio-lingualinde de çok az gerilme dağılımı izlenmektedir.

Üçüncü modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, sol mezialdeki dik implantın bukkalinde, sağ mezialdeki açılı implantın meziobukkalinde ve 1.4256 MPa olarak bulundu (Şekil 23c). Gerilme dağılımı mezialdeki her iki implantın aralarında ve distaldeki implantların da meziallerinde izlenmektedir. Her iki taraftaki distaldeki implantların da meziallerinde gerilmeler görülmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de sol mezialdeki dik implantın mezialinde ve 0.5627 MPa olarak bulundu (Şekil 24c).

Dördüncü modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, sağ mezialdeki açılı implantın mezio-bukkalinde ve 0.5708 MPa olarak bulundu (Şekil 23d). Tüm implantların mezial kısımlarında dağılım izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme ise sağ mezialdeki açılı implantın mezio-lingualinde ve 0.7660 MPa olarak bulundu (Şekil 24d).

Beşinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, sağ ve sol taraftaki her iki mezialdeki açılı implantların mezio-bukkallerinde ve 0.9658 MPa olarak bulundu (Şekil 23e). Meziallerdeki implantların aralarında ve distaldeki implantların da mezial kısımlarında gerilme dağılımları izlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de, mezialdeki her iki açılı implantın mezio-linguallerinde ve 0.7388 MPa olarak bulundu (Şekil 24e).

Altıncı modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, her iki mezialdeki implantların mezio-bukkallerinde ve 0.8436 MPa olarak bulundu (Şekil 23f). En yüksek minimum asal gerilme de sağ taraftaki 10 derece açılı, mezialdeki implantın mezio-bukkalinde ve 0.8032 MPa olarak bulundu (Şekil 24f). Diğer implantların çevrelerinde çok az miktarda gerilme izlendi.

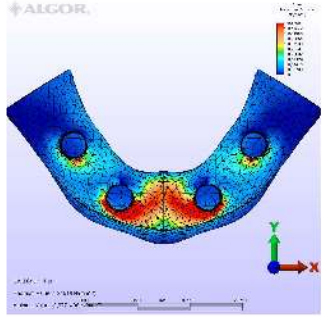
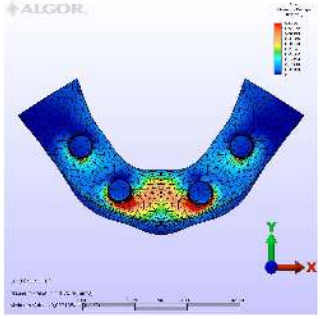
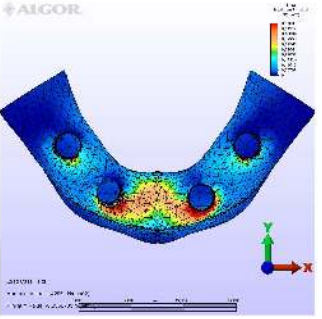
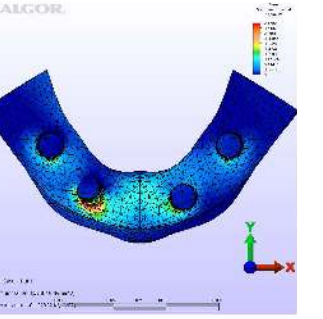
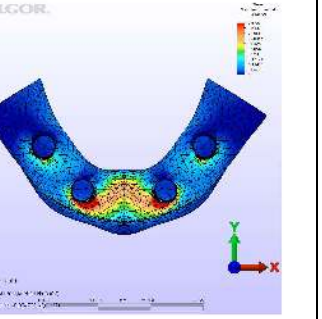
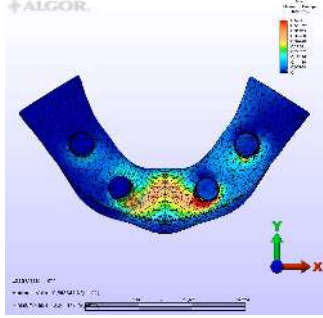
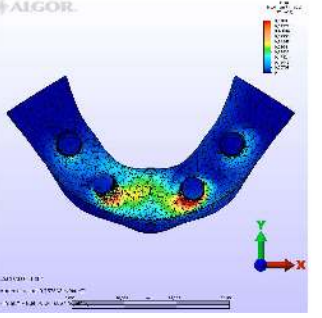
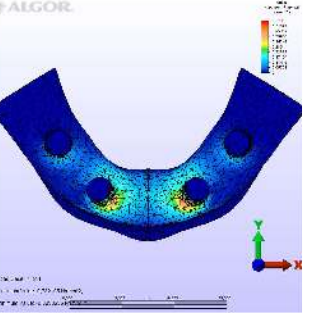
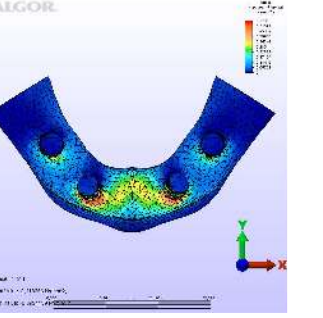
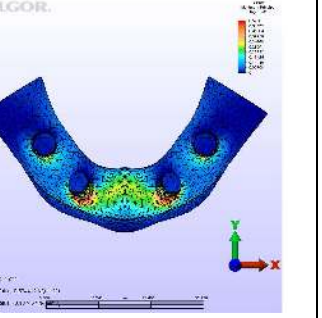
Yedinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, soldaki 5 derece eğimli olan mezialdeki implantın mezio-bukkal kenarında ve 0.7576 MPa olarak bulundu (Şekil 23g). Sağdaki, mezialdeki 15 derece açılı implantın da, mezialinde daha az miktarda gerilme dağılımı görülmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de soldaki 5 derece eğimli olan mezialdeki implantın mezialinde ve 0.9682 MPa olarak bulundu (Şekil 24g).

Sekizinci modelde, kortikal kemik tabakasında en yüksek maksimum asal gerilme, meziallerdeki açılı implantların mezial boyun

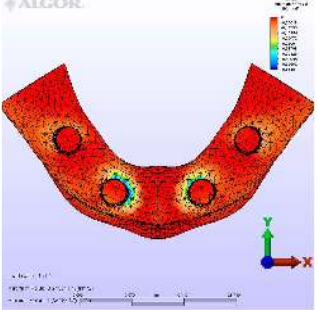
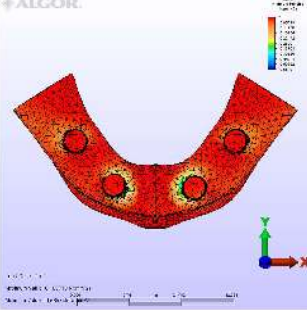
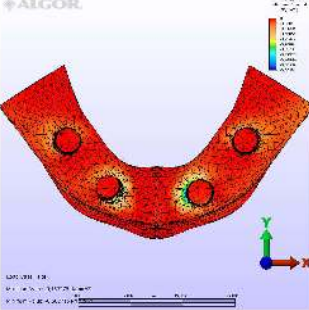
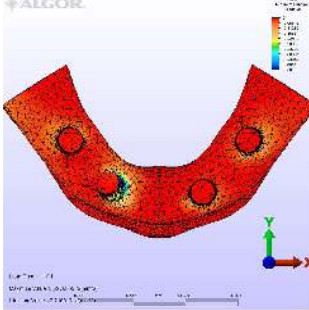
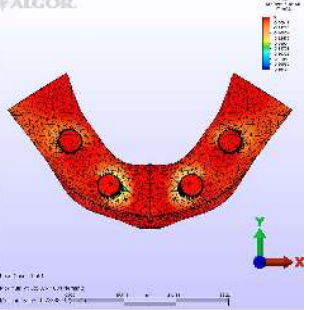
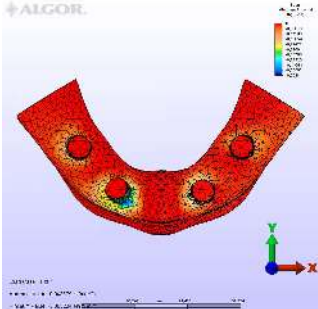
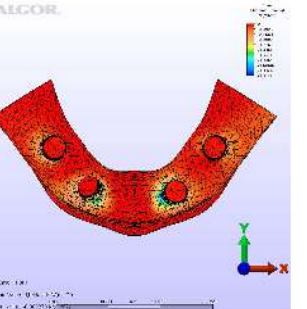
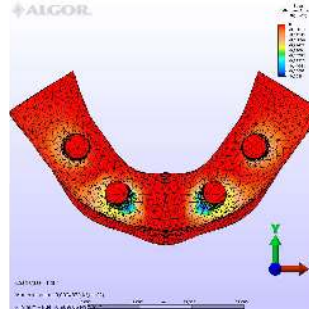
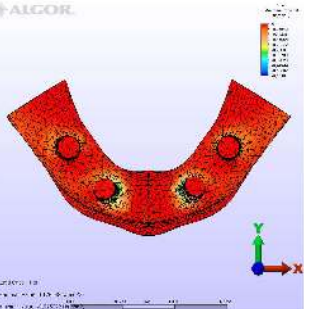
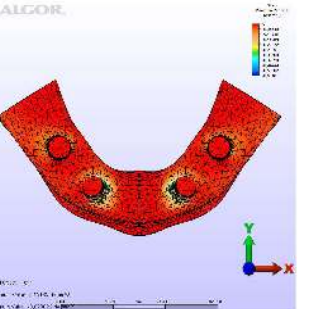
kisimlarında ve 0.7321 MPa olarak bulundu (Şekil 23h). En yüksek minimum asal gerilme de mezialdeki açılı implantların mezial kisimlarında 0.6899 MPa olarak bulundu (Şekil 24h).

Dokuzuncu modelde, kortikal kemik tabakasinda en yüksek maksimum asal gerilme, her iki taraftaki mezialdeki açılı implantların mezio-bukkal kisimlarında 0.6183 MPa olarak bulundu (Şekil 23i). Mezialdeki implantlar arasında genel olarak ve distaldeki dik implantların hemen mezial kisimlarında gerilmeler gözlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de, sağdaki 10 derece açılı implantın, mezio-lingual kisimında 0.8253 MPa olarak bulundu (Şekil 24i).

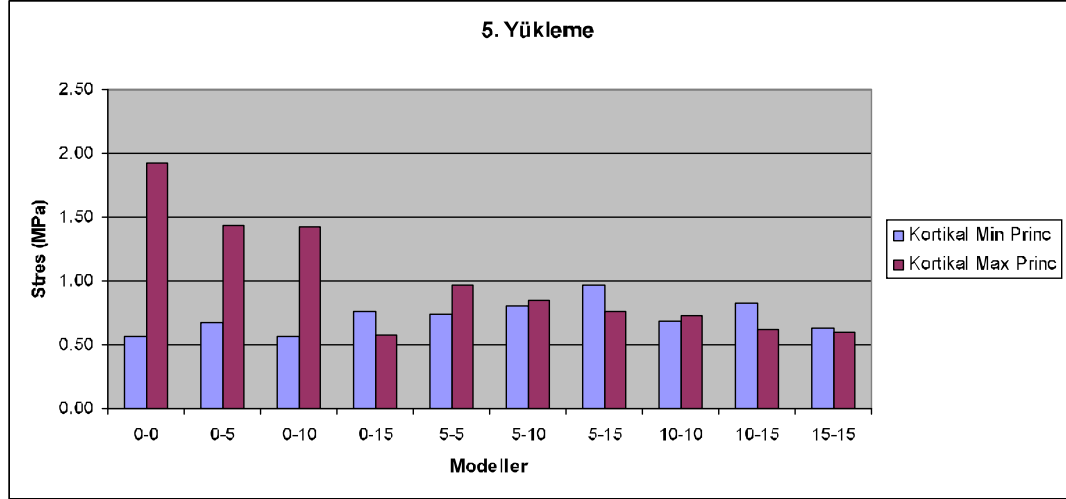
Onuncu modelde, kortikal kemik tabakasinda en yüksek maksimum asal gerilme, her iki açılı implantın mezio-bukkal kisimlarında 0.5944 MPa olarak bulundu (Şekil 23j). Mezialdeki implantlar arasında genel olarak gerilmeler gözlenmektedir. En yüksek minimum asal gerilme de, mezialdeki açılı implantların mezio-linguallerinde 0.6298 MPa olarak bulundu (Şekil 24j).

a	b	c	d	e
				
1. Model (0-0-0-0)	2. Model (0-5-0-0)	3. Model (0-10-0-0)	4. Model (0-15-0-0)	5. Model (0-5-5-0)
Max princ:1.9191	Max princ:1.4387	Max princ:1.4256	Max princ:0.5708	Max princ:0.9658
f	g	h	i	j
				
6. Model (0-10-5-0)	7. Model (0-15-5-0)	8. Model (0-10-10-0)	9. Model (0-10-15-0)	10. Model (0-15-15-0)
Max princ:0.8436	Max princ:0.7576	Max princ:0.7321	Max princ:0.6183	Max princ:0.5944

Şekil 23: Beşinci yüklemede (Şekil 14) modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri

a	b	c	d	e
 1. Model (0-0-0-0)	 2. Model (0-5-0-0)	 3. Model (0-10-0-0)	 4. Model (0-15-0-0)	 5. Model (0-5-5-0)
Min princ: 0.5618	Min princ: 0.6697	Min princ: 0.5627	Min princ: 0.7660	Min princ: 0.7388
f	g	h	i	j
 6. Model (0-10-5-0)	 7. Model (0-15-5-0)	 8. Model (0-10-10-0)	 9. Model (0-10-15-0)	 10. Model (0-15-15-0)
Min princ: 0.8032	Min princ: 0.9682	Min princ: 0.6899	Min princ: 0.8253	Min princ: 0.6298

Şekil 24: Beşinci yüklemede (Şekil 14) modellerdeki minimum asal gerilme değerleri



Grafik 5:Beşinci yüklemede kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal gerilmeler

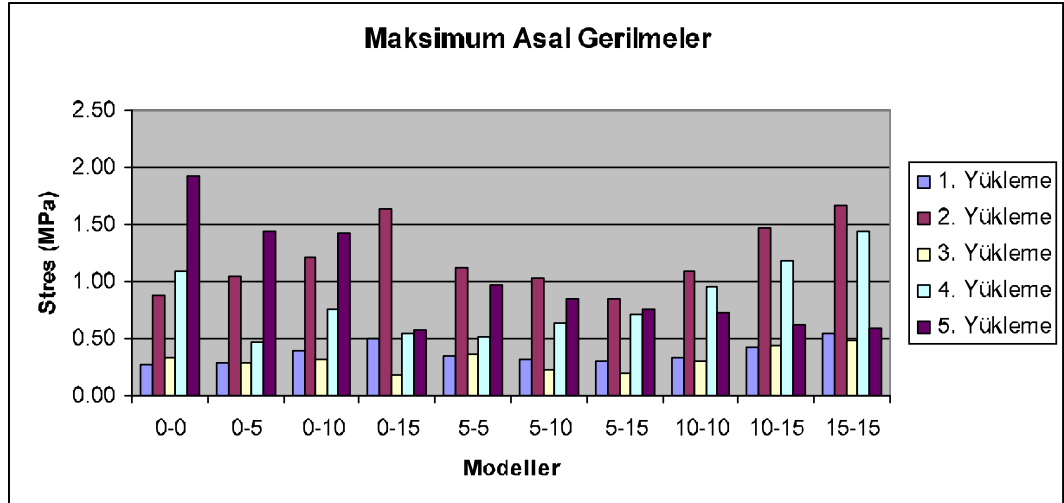
Beşinci yüklemede, kortikal kemikte maksimum ve minimum gerilme değerleri, 1, 2 ve 3. modeller hariç tüm modellerde birbirine yakın değerdedirler. Beşinci yüklemede maksimum asal gerilmeler; 1, 2 ve 3. modellerde belirgin olarak, 5, 6 ve 8. modellerde de baskın olarak görülmektedir. Dört, 7, 9 ve 10. modellerde ise minimum asal gerilmeler daha baskındır. Birinci modelde maksimum asal gerilme değeri, minimum asal gerilme değerinin 3 katı civarındadır.

4.2. Maksimum Ve Minimum Asal Gerilmeler Yönünden Gerilme Bulgularının Değerlendirilmesi

4.2.1. Kortikal Kemikteki Maksimum Asal Gerilme Bulguları

Kortikal kemikteki maksimum asal gerilmeleri modellerin kendi içerisinde yüklemeler yönünden karşılaştırdığımızda;

1. Modelde: 5. yükleme> 4. yükleme> 2. yükleme> 3. yükleme> 1. yükleme
2. Modelde: 5. yükleme> 2.yükleme> 4. yükleme> 1. yükleme= 3. yükleme
3. Modelde: 5. yükleme> 2.yükleme> 4. yükleme> 1. yükleme> 3. yükleme
4. Modelde: 2. yükleme> 5.yükleme> 4. yükleme> 1. yükleme> 3. yükleme
5. Modelde: 2. yükleme> 5.yükleme> 4. yükleme> 3.y yükleme> 1. yükleme
6. Modelde: 2. yükleme> 5. yükleme> 4. yükleme> 3. yükleme> 1. yükleme
7. Modelde: 2. yükleme> 5. yükleme> 4. yükleme> 1. yükleme> 3. yükleme
8. Modelde: 2. yükleme> 4. yükleme> 5. yükleme> 1. yükleme> 3. yükleme
9. Modelde: 2. yükleme> 4. yükleme> 5. yükleme> 3. yükleme> 1. yükleme
10. Modelde: 2. yükleme> 4. yükleme> 5. yükleme> 1. yükleme> 3. yükleme



Grafik 6: Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki maksimum asal gerilmeler

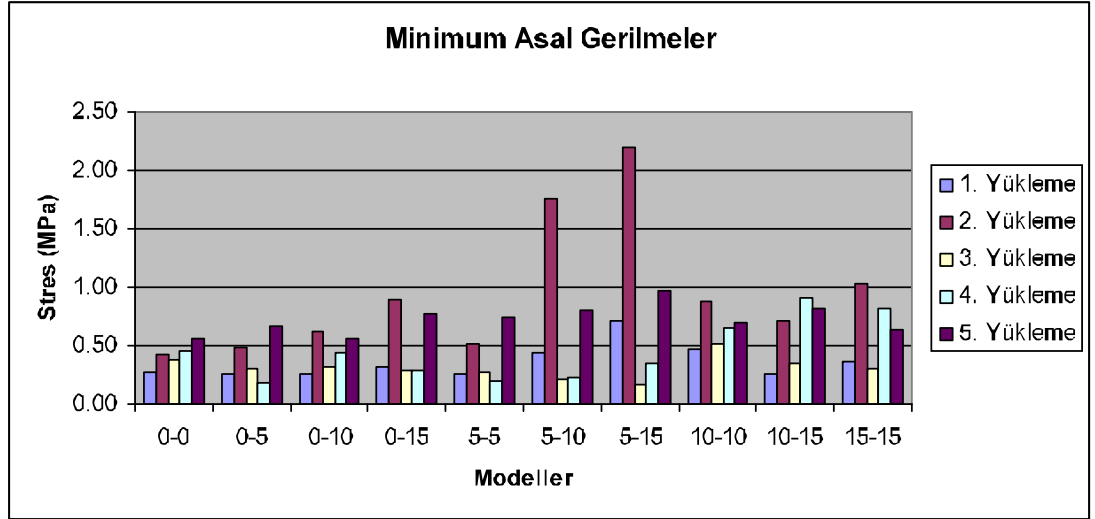
Kortikal kemikteki maksimum asal gerilmeleri modellere göre değerlendirdiğimizde, 1, 2 ve 3. model hariç en fazla gerilmenin 2. yüklemde olduğunu görüyoruz. En az gerilme değerleri de 1 ve 3. yüklemde oluşmaktadır.

4.2.2. Kortikal Kemikteki Minimum Asal Gerilme Bulguları

Kortikal kemikteki minimum asal gerilmeleri modellerin kendi içerisinde yüklemeler yönünden karşılaştırdığımızda;

1. Modelde: 5. yüklem> 2. yüklem> 4. yüklem> 3. yüklem> 1. yüklem
2. Modelde: 5. yüklem> 2. yüklem> 3. yüklem> 1. yüklem> 4. yüklem
3. Modelde: 2. yüklem> 5. yüklem> 4. yüklem> 3. yüklem> 1. yüklem
4. Modelde: 2. yüklem> 5. yüklem> 1. yüklem> 3. yüklem= 4. yüklem
5. Modelde: 5. yüklem> 2. yüklem> 3. yüklem= 1. yüklem> 4. yüklem
6. Modelde: 2. yüklem> 5. yüklem> 1. yüklem> 3. yüklem> 4. yüklem
7. Modelde: 2. yüklem> 5. yüklem> 1. yüklem> 4. yüklem> 3. yüklem
8. Modelde: 2. yüklem> 5. yüklem> 4. yüklem> 3. yüklem> 1. yüklem
9. Modelde: 4. yüklem> 5. yüklem> 2. yüklem> 3. yüklem> 1. yüklem
10. Modelde: 2. yüklem> 4. yüklem> 5. yüklem> 1. yüklem> 3. yüklem

Kortikal kemikteki minimum asal gerilmeleri modellere göre değerlendirdiğimizde 9. model hariç en yüksek gerilmeler 5 ve 2. yüklemde gözlenmektedir.



Grafik 7: Yükleme tiplerine göre kortikal kemikteki minimum asal gerilmeler

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, dişsiz bir mandibulaya farklı açılarda yerleştirilen 4 implant destekli barlı tutucularda, kemikteki gerilme dağılımı incelenmiştir. İnceleme yöntemi olarak üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır. Gerilme dağılımları, implantların koronal bölgesinde kemik implant bileşiminde, kortikal kemik seviyesinde olduğu için bu bölgede oluşan gerilmeler değerlendirilmiştir.

Yapılan sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları son zamanlarda çoğunlukla üç boyutlu olarak yapılırsa da^{5,6,18-20,22,25,26,74,94,96-100}, iki boyutlu sonlu eleman stres analiz çalışmaları da^{79,101} uygulama kolaylığından dolayı yapılmıştır. Yapılan tüm iki boyutlu çalışmalar klinik durumun iki boyutlu modele aktarılmasının, dental implantlar çevresindeki kemiğin davranışı hakkında yeterli fikir verdiğini ileri sürmektedirler²⁶. 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 arayüzünün durumu ile ilgili varsayımlar sebebi ile hesaplanan streslerin gerçek streslerle aynı olmadığı rapor edilmiştir⁸⁴. Meijer ve arkadaşları¹⁰¹ dişsiz mandibulada foramenler arası bölgede, iki implant çevresindeki gerilme dağılımını iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar modelleri ile araştırmışlar ve iki boyutlu modelin klinik durumu yeterince yansıtmadığı sonucuna varmışlar ve parametre sayısının fazla olduğu çalışmalarda iki boyutlu modellerin stres dağılımı analizinde kullanılmamasını önermişlerdir.

İmplant başarısı için en önemli ön şart, yeterli kemik desteğinin olmasıdır¹⁹. Tasarımından bağımsız olarak, tüm implant destekli protezler, okluzal yükleri implant çevresindeki kemiğe iletirler¹⁷. İmplant çevresindeki kemiğin kalite ve miktarı, implanttan kemiğe iletilecek olan yük dağılımını

etkileyecektir^{14,17}. Kortikal kemiğin elastiklik modülü, trabeküler kemikten daha yüksektir, bu nedenle kortikal kemik daha kuvvetlidir ve deformasyona daha dirençlidir¹⁹. Yüksek okluzal stres değeri olan oblik yükler, implantları çevreleyen kemiğin elastik limitini geçebilir ve kortikal kemikte mikro kırıklara sebep olabilir¹⁴. Uzun dönemli birçok radyolojik çalışmada, sonlu eleman stres analizi çalışmalarında⁹⁸ ve fotoelastik analizlerin sonucunda, yüklenen implantlarda implant boynu etrafındaki kortikal kemikte kayıplara rastlandığı bildirilmiştir¹⁹.

Yaklaşık tüm sonlu elemanlar stres analizlerinde, gerilmelerin implantın koronal bölgesinde, kortikal kemikte biriktiği de saptanmıştır^{5,6,14,26,79}. Araştırmamıza, kullanılan yöntem ve konu açısından benzer çalışmalarda^{5,6,25,26,100}, gerilmeler genelde implantın servikalindeki kortikal kemikte bulunmuştur.

Çalışmamızda, kortikal kemiğe gelen gerilmeler değerlendirildiği için mümkün olduğunca yükü mukoza ve kemik yerine implantlarla karşılamak ve yüzey alanını artırmak için 4 implanttan destek aldık. Mukozanın etkisini ortadan kaldırmak ve zaten açılı olan implantların üzerine fazladan bir devirici kuvvet yüklememek için de kantilever bir bar uzatmadık.

Meijer ve arkadaşlarının⁷⁰, implant destekli overdenture'larda farklı üst yapı tasarımları için gerçekleştirdikleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde, iki implantlı topuz başlı, iki implantlı açılı barlı ve dört implantlı barlı tasarımların oluşturduğu maksimum ve minimum asal gerilmeler incelenmiştir. Araştırmacıların elde ettikleri en önemli sonuca göre ideal olan, eğer anatomik ve ekonomik bir engel yoksa dört implantlı barlı bir üst yapı yapılmasıdır. Bergendal ve Engquist'in yaptıkları ileriye yönelik klinik bir çalışmada, ball bağlantılı overdenture'larda, implant kaybı, bar bağlantılı ataşmanlara göre daha fazla bulunmuştur^{23,64}. Sağesen'in³ de tezinde

desteklendiği gibi, mandibuler overdenture'lar için en uygun planlama şeklinin, olabiliyorsa, dört implant destekli barlı uygulamalardır. Mandibuler kemiğin miktarı ve şekli, yerleştirilecek olan implantın sayısının ve pozisyonunun belirlenmesinde etkilidir. İmplant sayısını çoğaltmak, implant kemik arayüzündeki teması artırarak, kemiğin, gelen yüklere karşı koyma direncini kuvvetlendirmektedir²⁴. Bu çalışmalardan elde edilen sonuçlar bizim çalışmamızda 4 implant kullanılmasını ve bar ile birbirlerine bağlanmasını destekler niteliktedir.

Bir başka görüş olarak; Meijer ve arkadaşları, üst yapılar yüklendiğinde, bar bağlantılı ve barsız modeller arasındaki gerilme değerleri farklarının çok az olduğunu göstermişlerdir. Aynı zamanda, mandibuladaki yapısal gerilmenin iki implant yerine dört implant kullanıldığında azalmadığını rapor etmişlerdir²⁴. Meijer ve arkadaşlarının yaptıkları bir başka çalışmaya²⁶ göre de, barlı modelde maksimum asal gerilmelerin barsız modele göre daha yüksek çıkmasına karşın minimum asal gerilmelerin barsız modelde daha yüksek çıktığı bildirilmiştir.

Kantilever uzantılar özellikle yük faktörlerinin arttığı vakalarda, implant desteği, vida gevşemesi, implantın boynu çevresindeki kemik kaybı, kırığı ve yükle ilgili negatif etkilenen parçalar için risk faktörüdür. Bu yüzden protez tasarımı, implant sayısı ve pozisyonunu göz önüne alınarak, kantilever uzantılardan kaçınılmalıdır¹². Bizim çalışmamızdaki modellemeler bu görüşlerle desteklenmektedir.

Çalışmamızda, açılı implantlara gelen yükün, implantları splintlediğimiz zaman daha düzgün dağılacakını ve implantları olası zararlı etkilerden koruyacağını düşündüğümüz için bar bağlantılı ataşman kullanmayı tercih ettik. Çalışmamızda, splintlenmemiş modellerle karşılaştırma imkanı olmadığı halde, oluşan gerilme değerlerinin çok yüksek

olmadığı, belli yüklemelerde ve açılarda, bar sayesinde yükleme noktasından uzak implant çevresinde de gerilme dağılımları izlendiği görülmektedir.

Guichet ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, splintlenmiş sabit bir üst yapının, alveolar yapıda daha düşük gerilme değerleri ortaya çıkardığı görülmüştür. Splintlenen grupta, splintlenmeyen gruba göre yüklerin daha eşit olarak dağıldığı saptanmıştır. Buna göre, aks dışındaki implantların protetik üst yapılarında, splintlemenin yararlı etkileri olduğu sonucuna varılmıştır. Meziale eğimli implantlarda yük daha çok mezial kısımda birikmiştir. Splintlendiğinde ise gene gerilme konsantrasyonları aynı yerde izlenmiş, ancak daha düşük seviyede bulunmuştur⁷¹.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde genellikle üç tip gerilme değerlendirilmektedir. Bunlar von misses, maksimum ve minimum asal gerilmelerdir. Çalışmamızda, kortikal kemikte oluşan gerilmeleri incelemek amacıyla, maksimum ve minimum asal gerilmeleri değerlendirmeyi tercih ettik. Bazı stres analizi çalışmalarında, kemik gibi gevrek (brittle) materyallerdeki gerilmelerin değerlendirilmesinde, asal gerilmelerin kullanılmasının daha uygun olduğu, implant gibi çekilebilir (ductile) materyallerdeki gerilmelerin değerlendirilmesinde, von misses gerilmelerinin kullanılmasının daha doğru olduğu ifade edilmiştir^{6,84}. Kemikteki gerilmeleri, maksimum ve minimum asal gerilmelerle değerlendiren birçok sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları mevcuttur^{18,26,79,94,97100,101}.

Bu bilgilere rağmen birçok çalışmada da^{5,6,19,20,22,25,83,84} kemikteki stres dağılımını değerlendirmek için von mises gerilmelerine bakılmaktadır. Kemikte oluşan çekme, baskı ve makaslama kuvvetlerinden, makaslama stresleri implant başarısında çok önemli rol oynamaktadır. Çünkü implant ve kemik gibi iki farklı materyalin arayüzündeki bağlantıyı olumsuz yönde daha fazla etkilediği belirtilmiştir. Kritik değeri aşan makaslama

streslerinin von mises başarısızlık kriteri ile açıklanabildiği ifade edilmiştir⁸⁴. Bu nedenle, bazı çalışmalarda, kemikteki von mises stresleri değerlendirilmektedir.

Geometri ve sınır koşullarındaki farklılıklar nedeni ile sonlu elemanlar stres analizlerinden elde edilen sonuçlar, nicel açıdan diğer çalışmalarla karşılaştırılamaz^{3,26,58}. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarından elde edilen sonuçlar ancak nitel anlamda, dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından karşılaştırılabilirler. Gerek yöntem, gerekse veriler yönünden, tam anlamı ile çalışmamıza benzer araştırma sayısının az oluşu, nitel anlamda karşılaştırmaları da zorlaştırmıştır. Çalışmamızda da tüm bunlar göz önüne alınarak modellemeler yapılmış ve sonuçlar amaca yönelik olarak modeller arasında değerlendirilmiştir. Böylelikle bu çalışma ile başka bir çalışma arasında modelleme farkı olması, bu çalışmada çıkan sonuçların birbirleri ile karşılaştırılmasını etkilememektedir.

Çalışma modellerimiz, ortalama 67000 düğümden ve 320000 elemandan oluşmaktadır. Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özelliklerinin, düğüm noktası ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında oldukça fazla olduğu görülmektedir^{3,26,66}. Meijer ve arkadaşları¹⁰⁰ ve Clelland ve arkadaşları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizleri ile ilgili yaptıkları çalışmalarda, çalışma modelinin ayrıntılı olarak modellenmesinin son derece önemli olduğunu ve modeli oluşturan düğüm ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilen sonuçlara yakın olmasını sağladığını belirtmişlerdir⁶⁶.

İmplant sistemlerini içeren osseointegrasyon kavramı ve klinik teknikler son zamanlarda çok gelişmiştir ve düzgün yerleştirilmiş bir implantın uzun dönemli iyi bir prognozu olabileceği kanıtlanmıştır⁷⁹. Fonksiyonel nedenlerden, implantların mezio-distal aksları, en uygun yükleme şartlarını

oluşturabilmek için, mümkün olduğunca hassas yerleştirilmelidir⁷³. İmplantasyon, protez tasarımı ve implant hizaları, cerrahın beceri⁷⁹ ve bilgisine⁴ bağlıdır. Aynı kişi yapıyor olsa bile, alttaki implantların yerleştirildiği alanlara göre restorasyonlar farklı olabilir⁷⁹. Teşhis ve cerrahiye yönelik yardımcı araçlar, implantların yanlış yerleştirilmesini engelleyebilir, fakat bazı durumlarda anatomik kısıtlamalar implantların pozisyonunu ve açısını etkilemektedir^{73,79}.

Maksiller ve mandibuler kemikte, fonksiyonel ve estetik olarak başarılı bir implant yerleşimi elde etmek için implantları uygun açıda ve pozisyonda yerleştirmek gerekmektedir. Yuva açmak için kullanılan rehberlere, hassas yerleştirme tekniklerine rağmen, planlanan ideal meziodistal implant aksından sapmalar, cerrahi sonrası röntgenlerde tespit edilmektedir⁷³. Üst yapının tasarımı, gerilme dağılımının dengesi ve estetik gibi problemler yüzünden, implantların boyutuna, sayısına ve açısına çok dikkat gösterilmelidir. Bunu sağlamak için cerrahi şablonlar hazırlanmaktadır. Bazı durumlarda, implant yerleşim açısı, tam istenilen şekilde olmayabilir. Planlanan implant aksından sapmalar, rehberlerin kullanılmadığı durumlarda implant yuvasını genişletirken oluşabilmektedir. İdeal olarak pozisyonlandırılmayan implantlar protez yapımını zorlaştırabilir. Birkaç araştırmacı, cerrahi rehberler kullanılarak yapılan implant yerleştirmenin, serbest yerleştirmeye göre daha doğru yapıldığını bildirmişlerdir⁷³.

Çalışmamızda, mandibulaya yerleştirilen 4 adet implant, birbirine Dolder bar ile bağlanıp üzerine overdenture modellenmiştir. Dört implanttan mezialde olanları, sagittal düzleme göre 0, 5, 10 ve 15 derece açıldırarak 10 farklı model elde edilmiştir.

Bazı vakalarda implantların vertikal olarak yerleştirilmesi pek mümkün olmamaktadır. Örneğin, implantın kemiğin içine gömülebilmesi için

veya kimi zaman yandaki dişin aksına uygun olması için açılı yerleştirmek durumunda kalılabilmektedir. İmplantlar çene kemiğine uygunsuz bir şekilde yerleştirilmişse, çiğneme kuvvetleri sırasında etraflarında fazla gerilme oluşur. Bu durum; enflamasyona, implant çevresindeki kemikte mikro kırıklara, kemik resorbsiyonuna, implant vidasının gevşemesine ve sonuç olarak da protetik tedavinin başarısızlığına yol açar^{79,99}. Babbush, klinik açıdan implant aksının en fazla 15 dereceye kadar eğimlendirilmesinin tolere edilebileceğini bildirmiřtir⁷⁹. Biz de bu bilgiden destek alarak, maksimum açıyı 15 derece tutup, ara değerleri de karşılaştırma yapabilmek amacı ile modelledik.

İmplantın eğimi veya açılı yerleşimi biyomekanik açıdan çok önemlidir. Celetti ve arkadaşları, implant yerleşim açısının, enflamasyon eşlik etmediği sürece, kemik yıkımına sebep olmadığını rapor etmişlerdir. Sethi ve arkadaşları da, açılı abutment kullanılan implantların açılı olmayanlara göre daha uzun süreli başarı oranı gösterdiklerini belirtmişlerdir. Satoh ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, 10 derece açılı implantta oluşan gerilmeler, dik implantta oluşan gerilmelerin yarısı kadar çıkmıştır. Bu sonuçlar, kuvvetler okluzal yüzeye dik uygulandığında, distal implantın mezial ve mezio-lingual açısının biyomekanik avantajını kullandığını düşündürmektedir⁷⁴. Yük, implantın uzun aksına ne kadar yaklaşırsa, o kadar az tork oluřur⁷⁹. Bu çalışmanın sonucu olarak, okluzal kuvvetin yönüne uygun bir mezial açılanmanın avantajlı olduğu ve açi arttıkça implant ve çevresindeki kemikte gerilmelerin arttığı bulunmuřtur⁷⁴. Tüm bu sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçları ile de uyumludur.

Çalışmamızda, tüm yüklemeler unilateral olarak uygulanmıştır. Gerilme dağılımlarını incelediğimizde, tüm modellerde, yüklemenin vertikal veya oblik olması önemli olmadan, en fazla gerilme değerleri, yüklenen taraftaki implantlar çevresinde izlenmiştir. Bazı modellerde, implantların ve yüklemenin açılarından ve de bar bağlantıdan kaynaklı, karşı arktaki implant

evresinde de dağılımlar izlendiği halde bu değerler çok yüksek değildir. İmplantlar birbirlerine göre de açılı olduklarından, oblik yüklemelerde bir implanta devirici kuvvet etki ederken, gelen yük, diğer implantın uzun aksına uygun geldiği için gerilme dağılımı daha iyi izlenmiştir.

Meijer ve arkadaşlarının yaptıkları bir alıřmada¹⁰⁰, 4 implantı, barlı ve barsız olarak karşılaştırmışlardır. Düzgün (uniform) bir yükleme ile santral ve lateral implantların etrafında, aşırı (ultimate) asal gerilmeler bulunmuşken, st yapının düzgün olmayan (nonuniform) bir şekilde yüklenmesinde, yüklenen tarafa en yakın implant, en yüksek gerilme değeri göstermiştir. Bu alışma sonucu bizim çalışmamızı destekler niteliktedir.

Tokuhisa ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, implant destekli overdenture'larda üç farklı ataşman tipinin yk iletimi ve protez tutuculuğu karşılaştırılmıştır. Buna göre bar ataşman, ball ve mıknaıslara göre splintleme etkisi nedeni ile düşük basınçlarda, çalışmayan taraftaki implantlar üzerinde de gerilme oluşmasına sebep olmuştur. Yüklenen taraftaki eğilme momentlerinde, bar ve ball ataşmanlar arasında pek fazla fark yokken, bar bağlantılı protezde, çalışmayan tarafta oluşan eğilme momentlerinde belirgin olarak artış gzlenmiřtir⁶¹.

Protetik tasarımdan bağımsız olarak, yükün uygulandığı tarafta meydana gelen gerilme daha byktr⁶³. Sadowsky ve Caputo'nun fotoelastik analiz yöntemi ile yaptıkları bir çalışmada, 4 implant destekli farklı ataşman sistemleri ile tasarlanmış modellere, 1. molar dişten tek taraflı yük uygulandığında, arkın diğer kısmına düşük stres iletildiği bulunmuřtur⁵⁷.

Menicucci ve arkadaşlarının sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile yaptıkları çalışmada, iki implant destekli, bar ve ball ataşmanları karşılaştırdıkları overdenture modelinde, tek taraflı çiğnemeyi taklit etmek amacıyla 35 N vertikal yk uygulanmıştır. En yüksek stres değerleri,

Çalışmayan taraftaki implantta, bar-klips ataşmanlı modelde gözlenmiştir. Gerilme dağılımları da farklıdır; bar ataşmanla, çalışmayan taraftaki implantın distalindeki kortikal kemikte yüksek gerilmeler görülürken, ball ataşmanla, implantlar arasında, mandibulanın ortasında gerilmeler izlenmiřtir⁵⁸. Bunun nedenini, protezin tutucu mekanizmasının ball ataşmanda implantın tam üzerinde olmasına karşı bar ataşmanda tutucu klipsin daha mezialde yerleşmiş olmasına bağlamışlardır.

Çalışmamızdaki tüm modeller, unilateral çiğneme kuvvetleri esas alınarak, hem sağ hem de sol taraftan, dik ve oblik olarak yüklenmiştir. Unilateral yüklemelerde, hem vertikal kuvvetler hem de bu yüklerin lateral bileşenleri altındaki gerilme dağılımları incelenirken, anteriordan ısırma hareketi için sadece oblik yükleme değerlendirilmiştir.

Chao ve arkadaşlarının ve Meijer ve arkadaşlarının²⁶ yaptığı çalışmalarda, okluzal yüklerin yönlerinin, implantların bağlanmasıdan daha fazla etkili olduğu sonucuna varılmıřtır⁸. Dental implantlara, sonlu elemanlar stres analizi uygulandığında, sadece aksiyel ve horizontal yükleri değil, aynı zamanda oblik okluzal yükleri de göz önüne almak gerekmektedir. Çünkü, daha gerçekçi yükleme yönlerini yansıtarak verilen kuvvet, kortikal kemikte lokalize streslerle sonulanacaktır¹⁹.

Bizim alışmamızda, modeller arasında ve yüklemelerde maksimum ve minimum asal gerilmelerin etkinliği (grafik 1-5) belli bir sırayı izlememektedir. Tokuhisa ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, bar ataşmanlarla, kuvvet uygulandıkça oluşan gerilmelerde düzgün bir dağılım olmamıştır. Kuvvet miktarı arttıkça, maksimum ve minimum asal gerilme değerlerinin baskınlığı deėiřmektedir⁶¹.

Çalışmamızda, modellerden bağımsız olarak tüm yklemelerdeki asal gerilmeler değerlendirildiğinde, en düşük değerler 1 ve 3.

yüklemelerde, yani sağ ve sol taraflardan vertikal kuvvet uygulandığı zaman görülmüştür. Tüm modellerde en yüksek gerilme değerleri, oblik gelen yüklemelerde ortaya çıkmıştır.

Meijer ve arkadaşları²⁶ insan mandibulasını 3 boyutlu olarak modellemişler, foramenler arası bölgeye iki implant yerleştirmişler; bar ile bağlı ve tek olduklarındaki stres dağılımlarını karşılaştırmışlardır. En fazla asal gerilme, oblik okluzal yüklemelerde ortaya çıkarken vertikal yüklemelerde en düşük gerilme değerleri oluşmuştur¹⁴. Yükleme ve modelleme koşulları bire bir aynı olmasa da bu sonuçların, bizim çalışmamızdaki genel sonuçlarla uyumlu olduğu izlenmiştir.

Birinci yüklemede, sağ kaninden vertikal uygulanan kuvvette, modellerde, yüklenen taraftaki açı değişmektedir. Birinci model ile 2. model arasında maksimum asal gerilme farkının çok az olmasına rağmen, 3. modele geçerken açı artışı yine 5 derece olduğu halde, gerilme miktarında çok daha belirgin bir artış gözlenmektedir. Dördüncü modele geçerken de belirgin bir artış izlenmektedir ve bu artış, 1 ve 4. modeller arasında 2 kat civarındadır. Aynı artış eğrisi, 2. yüklemede, yani aynı taraftan gelen oblik yüklemede de görülmektedir. Bu da bize 5 dereceye kadar olan açının kortikal kemiğin hacminin artmasından kaynaklı olarak tolere edilebildiğini, fakat bundan sonraki artışların, kortikal kemiğin hacminin artmasına rağmen gelen yükler altında devrilmeye uğradığını ve maksimum asal gerilmelerin arttığını düşündürmektedir. Birinci yüklemede, 6, 7 ve 8. modellerde minimum asal gerilmelerin maksimum asal gerilmelere göre baskın olduğu izlenmiştir. Bu durum, yüklenen tarafta mezialdeki açının 10 ve üzerinde olduğu modellerde, implantın eğimlendiği tarafta baskıların belirgin olduğu şeklinde açıklanabilir.

Çağlar ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, meziodistal açılı implantların stres dağılımına etkisi incelenmiştir. Bu çalışmaya göre, implant açısı arttıkça, implantın eğimlendiği taraftaki gerilmelerin de belirgin olarak arttığı gösterilmiştir²⁵. İplikçioğlu ve Akça'nın yaptıkları bir çalışmaya göre de implantların eğimlenmesi, kortikal kemikteki gerilmeleri artırdığı belirtilmiştir²⁵.

Canay ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, vertikal olarak yerleştirilmiş implantları, açılı yerleştirilmiş implantlarla, sabit üst yapı ile bağlayıp karşılaştırmışlardır. İmplantların eğimlerinin, implant destekli sabit protezler etrafındaki gerilme konsantrasyonlarını fazlasıyla etkilediğini bulmuşlardır. Vertikal ve açılı implantlara vertikal yüklemede, açılı implantın servikal kısmındaki minimum asal gerilme değerleri, dik yerleştirilmiş implantların aynı bölgesindeki minimum asal gerilmelerin 5 katı olarak bulunmuştur¹⁴.

Çalışmamızda, dikey kuvvet uygulandığında, (1 ve 3. yüklemede) oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve dağılımları modeller arasında farklılık göstermektedir. Bunun nedeni, sağ ve soldan uygulanan kuvvet miktarlarının ve yerlerinin aynı olmasına karşın, uygulanan taraftaki implant açılarının birbirlerinden farklı olmasıdır. Örneğin, 4. modelde sağ taraftan yük uygulandığında, sağ taraftaki mezial implant 15 derece açılı olduğu halde, aynı modele soldan yük uygulandığında, sol taraftaki mezial implant açısı sıfırdır. Bu durum; açılanan implantın boynu etrafındaki kortikal kemik kalınlığının değişmesi ve gelen yüklerin implantların uzun akslarına dik veya eğimli gelmesi ile ilişkilendirilebilir.

Açının sağdan veya soldan gelmesinin fark etmediği, implantların simetrik olduğu modellerde (1, 5, 8 ve 10), maksimum ve minimum asal gerilme değerlerindeki farklılıklar ise minimum düzeyde

bulunmuştur. Uygulanan yükün miktarı aynı olsa da, uygulandığı nodun farklı olmasından kaynaklı ufak sapmalar normal kabul edilebilir. Tüm bu ufak farklılıklara rağmen, modellemelere göre dağılım şekilleri, dik yüklemelerdeki modeller arasında benzer karakterdedirler.

İkinci yüklemde, en düşük gerilme değerleri ve en iyi gerilme dağılımları, 1, 6, 7 ve 8. modellerde izlenmektedir. Altı ve 7. modellerde, yükün uygulandığı taraftaki implant açısı 5 derece iken, karşı arktaki implant açısı 10 ve 15 olarak değişmektedir. Yükün uygulandığı tarafta, 5 derece açılı implantın çevresindeki kortikal kemik yüzey alanı arttığı için gerilmelere daha iyi karşı koyabilmektedir. Karşı arktaki implantın açısının artması ile uygulanan oblik yük, bu implantların uzun aksına yakın geçerek stres dağılım ve miktarlarını iyi yönde etkilemektedir.

Dördüncü yüklemde, tüm modellerde çekme gerilmeleri baskı gerilmelerinden baskın çıkmıştır. Buna göre, en düşük ve düzgün dağılım 2. modeldedir. Tüm modellerde, yüklenen tarafın karşı arkındaki implantlar çevresinde de gerilme dağılımı görülmektedir. Bunun nedeninin, uygulanan yük oblik olduğu için, bu yükün karşı arktaki açılı implantın uzun aksına daha paralel gelmesi olarak düşünülmektedir. Yüklenen taraftaki implantın da açısının maksimum olduğu 9 ve 10. modellerde, gerilme dağılımları ve miktarları da birbirlerine yakındır. Çalışmamızda, 2 ve 4. yüklemelerde en fazla stres değerlerinin 10. modelde, yani açının her iki tarafta maksimum olduğu modellerde bulunmuştur.

Okluzal yükler; değişken, sık ve çok yönlüdür ve aks dışında geldiklerinde başarısızlık riskini artırır. Okluzal yükler çoğu zaman implant boynu çevresinde gerilmeler oluştururlar. İmplantın uzun aksına denk gelen aksiyel yükler en az gerilmeye neden olurlar¹⁰².

Vertikal yük altında, açılı implantların servikal bölgesinde implantın uzun dönem başarısını etkileyebilen gerilme konsantrasyonları oluşur⁶⁷. Açılı yük, implant boynu etrafındaki kemikte gerilmeyi artırır, kuvvetin büyük kısmını makaslama kuvvetine çevirir, baskı ve çekme kuvvetleri ile kemik direncini azaltır. Çelik ve Uludağ'ın fotoelastik analiz ile yaptıkları bir çalışmada⁶², açılı implantlara gelen yükleri ataşman tiplerine göre karşılaştırdıklarında, yüklenen tarafta, bağlı olmayan implantlarda çok yüksek gerilme değerleri kaydedilirken, splintlenen açılı implantlarda daha düşük gerilmeler oluşmuştur. Tüm modellerde, yüklenmeyen tarafta çok az gerilme değerleri kaydedilmiştir. Watanabe ve arkadaşları, yaptıkları bir çalışmada, uygulanan yük 45 derece açılı geldiği zaman, gerilme değerlerinde ciddi artışlar izlendiğini bildirmişlerdir. Bu da implantların uzun akslarından kayması ile artan açının, tork kuvvetini artırmasıyla açıklanmaktadır⁷⁹.

Holmes ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, yükleme değerindeki veya açısındaki bir artış ile implant sisteminin parçalarındaki gerilme konsantrasyonlarında genel bir artış bulunmuştur. Bir başka çalışmada ise Holmes ve arkadaşları, IMZ implantları ile kemikte ve implant parçalarında, 30 derece yükleme altında gerilme konsantrasyonlarının, eşit miktardaki vertikal yük altındaki gerilmelerden çok daha yüksek olduğunu göstermişlerdir¹⁴. Tüm bu çalışmalar bizim bulgularımızı destekler niteliktedir.

Watanabe ve arkadaşlarının⁷⁹ yaptıkları bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, tek bir implant bukkal ve lingual yönde 0, 5 ve 15 derece açıldırılmış, dik ve 45 derece açılı yüklemeler yapılmış ve minimum asal gerilmeler incelenmiştir. Sonuç olarak, implant açısı arttırıldığında ve yükleme açılı yapıldığında, oluşan gerilmeler dik olanlara göre artış göstermiştir. Açılanmanın yapıldığı taraftaki kemikte minimum asal gerilmeler, diğer tarafta ise maksimum asal gerilmeler oluşması, bir tork kuvvetinin varlığına işaret etmektedir. Bu da, kuvvet, implantın uzun aksı boyunca

gelmediğinde, gerilme değerlerinde bir artışa neden olduğunu göstermektedir. Bu bulgular, açılı implant veya abutment kullanılması gerilme dağılımında istenmediğini belirten diğer çalışmalarla uyumludur^{79,91}.

Bizim çalışmamızda da dik ve oblik yükler arasında oluşan gerilme değerlerinde farklılık izlendiği halde, açılı implantlara rağmen diğer çalışmalardaki kadar aşırı bir fark bulunmamıştır. Bunun nedeninin, implantların birbirlerine bağlanarak yükün dağıtılması olduğunu düşünmekteyiz. İmplant açılanmasının stres üzerine etkisi tartışma konusudur. Bazı çalışmalar lateral yüklemeler altında açılı implantlarda oluşan gerilmelerin 5 kat arttığını göstermiştir. Ancak, diğer bazı çalışmalar ise açılı abutment kullanımında bu gerilmelerin kısmen azaldığını, en azından fizyolojik limitler içinde kaldığını göstermiştir²².

Bizim çalışmamızda, 5 derece açılı modellerde yük dağılımı, yüklemelerin çoğunda hem diğer açılara hem de vertikal olanlara göre daha iyi dağılım ve daha az gerilme değerleri göstermiştir.

Walton ve arkadaşlarının bir çalışmasında, 6 dereceye kadar olan açılanmalar, hassasiyetle yapılmış kabul edilmektedir⁷³. Watanabe'nin bir çalışmasında⁷⁹, 5 derece bukkale yatırılmış implantın dik yüklenmesinde en az gerilme değeri bulunmuştur. Bunun nedeninin yüklemenin, implantın uzun aksına denk gelmesi sonucu oluştuğunu düşünmüşlerdir.

Beşinci yüklemede, anteriordan ısırma kuvvetleriyle oluşan oblik yükler altında, en fazla kuvvet 1. modelde, yani tüm implantların dik olarak yerleştirildiği kontrol modelinde izlenmektedir. En az çekme gerilmesi ise implant açılarının maksimum (15 derece) olduğu 4 ve 10. modellerde izlenmiştir. Açı arttıkça, hem oluşan gerilme miktarları azalmakta hem de dağılım daha yaygın ve homojen olarak izlenmektedir. Bu da yine, gelen oblik yükün, bar boyunca dağılmasından ve implantın uzun eksenine yakın

gelmesinden kaynaklanması nedeniyle olabilir. Bu yüklemede, implantların açıldığı tarafta, karşı koyan kortikal kemik tabakasının yüzey alanı arttığı için, açılı implantlar çevresindeki gerilmeler daha düşük çıkmıştır. En iyi stres dağılımı 8. modelde görülmektedir. Bu da, bu modelde sağ, sol ve ön taraftaki bar boylarının, açılarının değişmesiyle, uzunluklarının birbirlerine yakın olması şeklinde açıklanabilir.

Fanuscu ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, dişsiz maksillaya yerleştirilen 4 adet implant üzerine bar ve ball ataşman bağlı overdenture'a gelen yükler, fotoelastik stres analiz metodu ile incelenmiştir. Bu çalışma, implantların birbirine bağlı olup olmadığı hallerde, kemikte oluşan gerilmenin, nasıl dağıldığını ortaya koymayı amaçlamıştır. Çalışmanın sonucunda, protruziv yüklerin lateral olanlardan daha iyi dağıldığı bulunmuştur⁶⁴. Bizim çalışmamızda da 5. yüklemede tüm implantların çevresinde, distal implantlarda daha az olmak üzere, düzgün bir gerilme dağılımı izlenmektedir.

6. SONUÇ

Çalışmamızın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1) İmplant çevresindeki destek kemiğe iletilen en yüksek miktardaki gerilmeler implantın servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır.

2) En uygun gerilmeler 4. yüklemede, yükün implantın uzun aksına yakın geldiği modellerde izlenmiştir.

3) Beş dereceye kadar olan açılanmalar gerilme dağılım ve miktarları açısından en iyi çıkarken, 5 dereceden fazla olan açılarda, 5. yükleme hariç, tüm yüklemelerde gerilmelerin arttığı bulunmuştur.

4) Oblik yüklerde, dik yüklemelere oranla daha fazla gerilme değerleri oluşmuştur.

5) Beş derece açılı implantın desteklendiği kortikal kemik, sıfır dereceden daha fazla olduğundan, kuvvetlere daha iyi dayanabildiği bulunmuştur.

6) İmplant çevresindeki kemikteki gerilme, yükleme koşullarından, yönünden ve implant açısından etkilendiği için, uygulanan yüklerin implantın uzun aksına uygun gelmesinin önemli olduğu saptanmıştır.

7. ÖZET

FARKLI AÇILARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARLA DESTEKLENEN BARLI TUTUCULARDA KEMİKTEKİ GERİLME DAĞILIMININ İNCELENMESİ

Çalışmamızda, mandibulaya farklı açılarda yerleştirilen, bar bağlantılı implantlar üzerine gelen unilateral kuvvetler ile kemikte oluşan gerilmelerin miktarları ve alanları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelendi.

Çalışmada; mandibulada foramenler arası bölgeye yerleştirilen dental implantlar, mezialdekilerini açılıdırarak, bilgisayarda 10 farklı şekilde modellere yerleştirildi. On değişik olasılık ile 10 değişik model elde edildi. Klipslerin proteze tutunduğu alandaki sağ ve sol kanin dişe, unilateral olarak vertikal ekseninde 90 N'luk, oblik bileşeni olarak 180N'luk kuvvet uygulandı. Hastanın ısırma hareketinde oluşan stresleri ölçmek amacıyla da, kesici dişler bölgesinden gelen, oblik olarak 150 N'luk kuvvet uygulandı. Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeler Algor (Fempro, USA) programında incelendi.

Tüm yüklemelerde, en yüksek gerilmeler, implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte oluşmuştur. Oblik yüklerde, dik yüklemelere oranla daha fazla gerilme miktarları oluşmuştur. İmplant çevresindeki kemikteki gerilme, yükleme koşullarından, yönünden ve implant açısından etkilendiği için, uygulanan yüklerin implantın uzun aksına uygun gelmesi gerektiğinin önemli olduğu saptanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Alt çene, dental implant, açılı implant, overdenture, bar ataşman, sonlu elemanlar stres analizi.

8. SUMMARY

THE STRESS DISTRIBUTIONS IN THE BAR ATTACHMENTS SUPPORTED BY IMPLANTS WHICH ARE PLACED IN DIFFERENT ANGLES

In this study, the stress distribution and values in the supporting bone of inclined implants splinted with bar attachments were investigated (evaluated) by finite element analysis method.

In the present study, the dental implants placed in the interforaminal area were inclined and 10 different models were created. 90 N vertical and 180 N oblique loads were applied unilaterally to canines from both sides. Also, 150 N oblique load was applied to the incisors to simulate biting force. Maximum and minimum stress in the cortical bone was investigated in the Algor (Fempro, USA) programme.

In all loading conditions, the highest maximum stress values were observed at the cortical bone around the neck of the implant. The principle stress values were higher in oblique loadings than in vertical loading conditions. The principle stress in the supporting bone, were effected by loading conditions and the direction of the loading. The ultimate attention should be paid in order to orient the chewing forces along the long axis of the implant.

Keywords: Mandibula, dental implant, angled implant, overdenture, bar attachments, finite element analysis.

9. KAYNAKLAR

1. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2. baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.;2000.
2. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2. baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi;2003.
3. Sağesen HLEM. İçi Boş Silindir (Hollow Cylinder) İmplant Destekli Overdenture'larda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2000.
4. Abrahams JJ. Anatomy of the jaw revisited with a dental CT software program. AJNR 1993;14:979-90.
5. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent 2004; 91: 144-50.
6. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu 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.
7. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. J Prosthet Dent 1988; 60: 75-84.
8. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. J Prosthet Dent 2001;86: 468-73.

9. Çalikkocaoğlu S. Tam protezler. 3. baskı. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği;1998.
10. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. 2 nd ed. Tokyo: Quintessence Publ. Co. Ltd; 1990
11. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. Dentomaxillofacial Radiology 1997;26: 101-06.
12. Misch CE. Dental İmplant Prosthetics.1st ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby; 2005.
13. Albrektsson T, Wennerberg A. The science of osseointegration. İn: Zarb GA, Bolender CL, editors. Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete dentures and implant-supported prostheses. 12 th ed. Philadelphia: Mosby; 2004:p.489.
14. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85: 585-98.
15. Duyck J, Oosterwyck HV, Sloten JV, Cooman MD, Puers R, Naert I, İn vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. Clin Oral Invest 1999; 3:201-207.
16. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stres patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 1998; 80: 559-64.
17. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics if implant-supported prostheses –a review. J Dent 2002; 30:271-82.

18. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 523-30.
19. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 38-44.
20. 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.
21. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:26-35.
22. Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:57-64.
23. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:253-62.
24. Batenburg RHK, Meijer HJA, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:539-45.

25. 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.
26. Meijer HJA, Starmans FJM, Sten WHA, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archs Oral Biol* 1993; 38: 491-96.
27. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49:843-48.
28. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11:108-25.
29. Shifman A, Marshak B. Implant-retained mandibular overdentures: A simplified, cost-effective treatment approach. *Quintessence Int* 1994; 25:825-28.
30. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *J Prosthet Dent* 1991;65:671-80.
31. Davis DM, Rogers OJ, Packer ME. The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: A 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:767-74.
32. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath R, Hutton JE, Johns RB, et al. A 5-year prospective multi-center follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:291-98.

33. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJA, Batenburg RHK, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants.: A 5-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 2005; 16: 19-25.
34. Wismeijer D, Van Waas MAJ, Vermeeren JIJF, Mulder J, Kalk W. Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997;26:263-67.
35. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Kalk W, Jansen JA. Pain and instability during biting with mandibular implant-retained overdentures. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:46-51.
36. MacEntee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: Three-year results. *J Prosthet Dent* 2005; 93:28-37.
37. Awad MA, Lund JP, Dufresne E, Feine JS. Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 2003;16:117-22.
38. Geertman ME, Boerrigter EM, van Waas MAJ, van Oort RP. Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. *J Prosthet Dent* 1996;75:194-204.

39. Krennmair G, Krainhöfner M, Piehslinger E. Implant-supported mandibular overdentures retained with a milled bar: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22:987-94.
40. Meijer HJA, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Visser A. A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' result of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. *Clin Oral Impl Res* 2004;15:421-27.
41. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: A clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:851-56.
42. 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.
43. Wright PS, Watson RM. Effect of prefabricated bar design with implant-stabilized prostheses on ridge resorption: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:77-81.
44. Galindo DF. The implant-supported milled-bar mandibular overdenture. *J Prosthodont* 2001;10:46-51.
45. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2006;95:102-05.
46. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005;14:3-11.

47. van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:720-26.
48. Svetlize CA, Bodereau EF. Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 2004;35:443-48.
49. van Kampen FMC, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res* 2004; 83: 708-11.
50. van der Bilt A, van Kampen FMC, Cune MS. Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. *Eur J Oral Sci* 2006;114:191-96.
51. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 2002;15:575-81.
52. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil* 2005;32:403-10.
53. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Bilt AVD, Hof MAVT, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; 79:1519-24.

54. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Hof MAVT, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 1998; 77:1832-39.
55. van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an in vivo study. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:587-93.
56. van Kampen FMC, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res* 2002;81:170-73.
57. 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.
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. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil* 2005;32:193-205.
60. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:640-47.

61. 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.
62. Celik G, Uludag B. Phototelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 2007;97:229-35.
63. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004;92:328-36.
64. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont* 2004;13:214-20.
65. Akça K, Akkocaoglu M, Cömert A, Tekdemir İ, Çehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supported mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:101-109.
66. Korkmaz F. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip Ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2008.
67. Çelik GU. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği mandibuler overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirmesi. Doktora tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2006.
68. Çalikkocaoğlu S. Bölümlü protezler. 3. baskı. İstanbul: Diş Hekimliği Fakültesi Yayını;1996.

69. Özkan MK. İmplant destekli overdenture protezlerde bar yapımında kullanılan iki değişik metal alaşımının, bar şeklinin ve barlı sisteme destek veren implant sayısının statik yükleme altında oluşan kuvvet dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi (FEM) ile incelenmesi. Doktora tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 1997
70. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Locations 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.
71. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. J Prosthet Dent 2002;87:528-35.
72. Krennmair G, Fürhauser R, Krainhöfner M, Weinlander M, Piehslinger E. Clinical outcome and prosthodontic compensation of tilted interforaminal implants for mandibular overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20: 923-29.
73. Payer M, Kirmeier R, Jakse N, Pertl C, Wegscheider W, Lorenzoni M. Surgical factors influencing mesiodistal implant angulation. Clin Oral Impl Res 2008; 19: 265-70.
74. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:533-39.
75. Petrikowski CG, Pharoah MJ, Schmitt A. Presurgical radiographic assessment for implants. J Prosthet Dent 1989;61:59-64.

76. Verstreken K, Cleynenbreugel JV, Marchal G, Naert I, Suetens P, van Steenberghe D. Computer-assisted planning of oral implant surgery: A three-dimensional approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:806-10.
77. Thunthy KH, Yeadon WR, Nasr HF. An illustrative study of the role of tomograms for the placement of dental implants. *J Oral Impl* 2003;29:91-95.
78. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M. Clinical and histologic features of a nonaxial load on the osseointegration of a posterior mandibular implant: Report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 27375.
79. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; 91: 31-36.
80. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 602-09.
81. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996;76:624-32.
82. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahrlander F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: A pilot study. *J Prosthet Dent* 2000;84:535-47.
83. Alkan İ, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* 2004;91:319-25.

84. Asar NV. İmplant destekli iki farklı üst yapı tasarımının kemikte oluşturduğu stress dağılımının farklı kemik tiplerine göre değerlendirilmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2006.
85. van Rossen IP, Break LH, Putter C, Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. J Prosthet Dent 1990;64:198-205.
86. Fernandes CP, Glantz POJ, Svensson SA, Bergmark A. A novel sensor for bite force determinations. Dental Materials 2003;19:118-26.
87. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Möller E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. Scand J Dent Res 1990; 98: 149-58.
88. Taylor TD, Wiens J, Carr A. Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: A literature review. J Prosthet Dent 2005;94:555-60.
89. Koolstra JH, Van Eijden TMGJ, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. J Biomechanics 1988; 21: 563-76.
90. Ersoy Kurt EÇ. Cad-Cam Yöntemiyle Posterior Bölgede Hazırlanan Tam Porselen Köprülerde Arayüz Bölgesi Tasarımlarının Kırılma Direncine Olan Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2007.
91. Jackson BJ. Occlusal principles and clinical applications for endosseous implants. J Oral Impl 2003; 29: 230-34.
92. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials: Properties and manipulation. 8 th ed. St. Louis, Missouri, Mosby;2004.

93. Melal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Besler UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Impl Res 2004; 15: 239-48.
94. Akça K, İplikçioğlu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stres analysis. İmplant Dent 2001; 10:238-45.
95. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy EA, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1.Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 1993.
96. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent 2003;90:539-46.
97. Çehreli MC, Akça K, İplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. Clin Oral Impl Res 2004;15: 481-89.
98. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent 1996;76:633-40.
99. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. J Craniomaxillofacial Surg 2002;30:170-77.

100. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three dimensional, finite element study. J Oral Rehabil 1996; 23: 757-63
101. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WH. A comparison of three dimensional finite element models of an edentulous mandible provided with implants. J Oral Rehabil 1993; 20: 147-57.
102. Flanagan D. External and occlusal trauma to dental implants and a case report. Dent Traumatol 2003;19:160-64.

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı : Esmâ Başak

Soyadı : GÜL

Doğum Yeri ve Tarihi : Tarsus, 19/10/1977

Eğitimi (tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru):

2003-2009 Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi ABD Doktora

1995-2000 Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1988-1995 Tarsus Amerikan Koleji

1983-1988 İsmet İnönü İlköğretim Okulu

Yabancı Dili : İngilizce